

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Marija M. Gavrilović

**OBJEKTIVIZACIJA LJUDSKOG HODA
PRIMENOM METODE GLAVNIH KOMPONENTI
DOBIJENIH SA SIGNALA DINAMIKE STOPALA**

doktorska disertacija

Beograd, 2022.

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Marija M. Gavrilović

**HUMAN GAIT OBJECTIVIZATION USING THE
PRINCIPAL COMPONENT ANALYSIS FROM THE
SIGNALS OF FOOT DYNAMICS**

doctoral dissertation

Belgrade, 2022.

PODACI O MENTORU I ČLANOVIMA KOMISIJE

Mentor

Dr Milica M. Janković, vanredni profesor
Univerzitet u Beogradu – Elektrotehnički fakultet

Članovi komisije

Dr Željko Đurović, redovni profesor
Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Dr Ljubica Konstantinović, redovni profesor
Univerzitet u Beogradu - Medicinski fakultet

Dr Milica Đurić-Jovičić, viši naučni saradnik
Inovacioni centar Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu

Dr Nenad Jovičić, vanredni profesor
Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Dr Nadica Miljković, vanredni profesor
Univerzitet u Beogradu – Elektrotehnički fakultet

Datum odbrane: _____.

Zahvalnica

Čini mi se da Zahvalnica predstavlja i najteži deo pisanja disertacije, jer je teško osećanja pretvoriti u reči.

Moje studije na Elektrotehničkom fakultetu su oduvek predstavljale ljude koji su me podržavali i koji su bezuslovno verovali u mene. Želela bih da se zahvalim svom mentoru na osnovnim, master i doktorskim studijama, prof. dr Dejanu B. Popoviću. Bila je beskrajna čast biti njegov učenik. Zauvek ću biti zahvalna na svakoj reči podrške, na tome što je nesebično delio svoje znanje i bezuslovno verovao u mene.

Posebnu zahvalnost dugujem svojoj mentorki, prof. dr Milici Janković, na ogromnom trudu koji je uložila da bi se ova disertacija privela kraju. Beskrajno hvala na Vašem vremenu, prijateljstvu i naučnim sugestijama. Ova disertacija se ne bi privela kraju da nije bilo Vaše bezrezervne podrške i pomoći.

Zahvalna sam kolegama, profesorima i doktorima iz Laboratorije za Biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije (BMIT) i Klinike za rehabilitaciju „Dr. Miroslav Zotović“. Želela bih da se zahvalim i Jeleni Krmar, Lani Popović Maneski i Vladimiru Kojiću.

Uspeh dobija smisao samo onda kada se deli. Hvala mojoj porodici: Jeleni, Vladimiru, Vesni, Slaviši i Stefanu, na Vašoj bezrezervnoj ljubavi i pomoći. Bez naše Ane i Matea, ništa ne bi imalo smisla.

Lako je sve izdržati i biti srećan kada ste okruženi ljubavlju. Želim da se zahvalim mom tati, za svaki minut sreće i za beskrajnu podršku, ljubav i smeh. Ovaj put ima smisla samo kada je moja porodica uz mene.

Ovu doktorsku disertaciju i svoj trud bih posvetila mojoj mami. Ne prođe dan da nije uz mene u mom srcu i verujem da bi bila ponosna.

U Beogradu, avgust 2022. godine

Marija M. Gavrilović

Acknowledgements:

It seems that this is the most difficult part of writing a dissertation; it is difficult to put feelings into words.

My studies at the Faculty of Electrical Engineering have always represented people who supported me and believed in me unconditionally. I would like to thank my mentor during my undergraduate, master's and doctoral studies, prof. Dr. Dejan B. Popović. It was a huge honor to be his student. I will forever be grateful for every word of support, for selflessly sharing his knowledge and believing in me unconditionally.

I owe special thanks to my mentor, prof. Milica Janković, Ph.D., for the enormous effort she put in to bring this dissertation to an end. Many thanks for your time, friendship, and scientific suggestions. This dissertation would not have been completed without your unreserved support and help.

I am grateful to my colleagues, professors and doctors from the Laboratory for Biomedical Engineering and Technology (BMIT) and the Rehabilitation Clinic "Dr. Miroslav Zotović". I would also like to thank Jelena Krmar, Lana Popović Maneski and Vladimir Kojić.

Success has meaning only when it is shared. I am grateful to my family: Jelena, Vladimir, Vesna, Slaviša and Stefano, for their unreserved love and help. Without our Ana and Matteo, nothing would make sense.

It is easy to endure everything and be happy when you are surrounded by love. I want to thank my father, for every minute of happiness and endless support, love, and laughter. This path only makes sense when my family is with me.

I would dedicate this Thesis and all the effort behind it to my mother. Not a day goes by that she is not with me in my heart, and I believe she would be proud.

In Belgrade, August 2022.

Marija M. Gavrilović

Objektivizacija ljudskog hoda primenom metode glavnih komponenti dobijenih sa signala dinamike stopala

Sažetak – Cilj istraživanja doktorske disertacije je objektivna analiza hoda pacijenata tokom rehabilitacije nakon moždanog udara u obliku pogodnom za kliničare i na način koji nije zahtevan za pacijente. Postavljanje mernog sistema za objektivnu procenu hoda korišćenog u disertaciji je jednostavno, tj. svedeno je na obuvanje cipela u kojima se nalaze ulošci sa integrisanim senzorima sile reakcije podloge i inercijalnim mernim jedinicama.

U disertaciji je analiziran hod pacijenata sa moždanim udarom pre i posle terapije i formiran je novi model hoda u prostoru glavnih komponenti u formi ciklograma. Uveden je novi parametar koji kvantifikuje varijabilnost ciklusa hoda, a pritom ne zahteva segmentaciju na pojedinačne korake. Time je omogućen jednostavan kvalitativan (dvodimenzionalni prikaz hoda pomoću ciklograma) i kvantitativan (kvantifikovana varijabilnost hoda pomoću sopstvenih vrednosti) sistem za praćenje toka rehabilitacije.

U ovoj disertaciji je predložena i inovativna metoda za detekciju vremenskih sinergija u prostoru dinamike stopala koristeći novi model hoda na bazi ciklograma. Statistički je potvrđena hipoteza o nepromenjenim vremenskim sinergijama pri različitim brzinama hoda, bez potrebe za snimanjem i analizom mišićne aktivnosti, koja je zahtevna i za pacijente i za kliničare. Značajna razlika u vremenskim sinergijama primećena je kod hemiplegičnog hoda u poređenju sa zdravim hodom. Konačno, predložena metoda je pružila informacije o hodu paretične noge pacijenata nakon moždanog udara koji nisu bili dostupni posmatranjem konvencionalnih parametara, kao što su vremenski parametri i simetrija hoda.

Metodama opisanim u disertaciji je omogućena jednostavna i precizna evaluacija hoda nakon moždanog udara koristeći sistem koji je primenljiv u kliničkom okruženju.

Ključne reči: analiza glavnih komponenti, varijabilnost, inercijalni senzor, moždani udar, senzor sile reakcije podloge, simetrija, sinergija, hod, ciklogram.

Naučna oblast: tehničke nauke, elektrotehnika

Uža naučna oblast: biomedicinsko inženjerstvo

UDK broj: 621.3

Human gait objectivization using the principal component analysis from the signals of foot dynamics

Abstract – The aim of the research of the doctoral dissertation is an objective gait analysis of patients during rehabilitation after stroke in a form suitable for clinicians and in a way that is not demanding for patients. Setting up the measurement system for objective gait assessment used in the dissertation is simple, it was brought down to the wearing of shoes with insoles, which had integrated sensors (ground reaction force sensors and inertial measurement unit).

The gait of the stroke patients before and after the therapy was analyzed in the dissertation, and a new gait model in the space of the principal components, in the form of a cyclogram was developed. A new parameter has been introduced that quantifies the variability of the gait cycle, without segmentation into individual strides. This enables a simple qualitative (two-dimensional representation of gait using cyclograms) and quantitative (quantified variability of gait using eigenvalues) system for monitoring the course of rehabilitation.

In this dissertation, an innovative method for detection of temporal synergies in the space of foot dynamics using a new cyclogram-based gait model is proposed. The hypothesis of unchanged temporal synergies at different walking speeds was statistically confirmed, without the need for recording and analysis of muscle activity, which is demanding for both patients and clinicians. A significant difference in temporal synergies was observed in hemiplegic gait compared to healthy gait. Finally, the proposed method provided information on the paretic leg gait of patients after stroke that were not available by observing conventional parameters such as temporal parameters and gait symmetry.

Described methods enable simple and precise evaluation of gait after stroke using a system that is applicable in the clinical environment.

Keywords: cyclogram, gait, ground reaction force sensor, inertial sensor, principal component analysis, stroke, symmetry, synergy, variability.

Scientific field: technical sciences, electrical engineering

Specific subfield: biomedical engineering

UDK number: 621.3

Sadržaj

1. UVOD	1
1.1. Motivacija	1
1.2. Cilj istraživanja i polazne hipoteze	2
1.3. Naučni doprinosi	3
1.4. Struktura doktorske disertacije	4
2. UVOD U ANALIZU HODA	6
2.1. Moždani udar	6
2.2. Hod zdravih osoba	6
2.3. Hemiplegičan hod pacijenata nakon moždanog udara	8
2.4. Rehabilitacija hoda nakon moždanog udara	9
2.5. Instrumentacija	10
2.5.1. <i>Statički sistemi</i>	10
2.5.2. <i>Prenosivi sistemi</i>	12
2.6. Metode pretprocesiranja signala hoda	19
2.7. Metode analize hoda	19
2.7.1. <i>Kliničke skale</i>	19
2.7.2. <i>Konvencionalne metode analize</i>	20
2.7.3. <i>Statističke metode analize</i>	21
3. PROCENA SIMETRIJE HODA PACIJENATA NAKON MOŽDANOG UDARA NA OSNOVU SIGNALA DOBIJENIH SA ŽIROSKOPA	24
3.1. Uvod	24
3.2. Metod	24
3.2.1. <i>Instrumentacija</i>	24
3.2.2. <i>Subjekti</i>	25
3.2.3. <i>Protokol</i>	25
3.2.4. <i>Pretprocesiranje podataka</i>	25
3.3. Rezultati	28
3.4. Diskusija i zaključak	29
4. MODEL HODA PRIMENOM METODE GLAVNIH KOMPONENTI I CIKLOGRAMA ...	30
4.1. Uvod	30
4.2. Metod	30
4.2.1. <i>Instrumentacija</i>	30
4.2.2. <i>Subjekti</i>	31
4.2.3. <i>Protokol</i>	31
4.2.4. <i>Pretprocesiranje podataka</i>	31
4.3. Rezultati	33
4.4. Diskusija i zaključak	36
5. POVRŠINA CIKLOGRAMA – NOVA MERA VARIJABILNOSTI TOKOM HODA ZDRAVIH ISPITANIKA	38
5.1. Uvod	38
5.2. Metod	38
5.2.1. <i>Instrumentacija</i>	38
5.2.2. <i>Subjekti</i>	38
5.2.3. <i>Protokol</i>	38
5.2.4. <i>Pretprocesiranje podataka</i>	39
5.2.5. <i>Generisanje ciklograma u prostoru glavnih komponenti</i>	40
5.2.6. <i>Analiza konvencionalnih parametara</i>	40

5.2.7.	<i>Statistička analiza</i>	41
5.3.	Rezultati	41
5.4.	Diskusija i zaključak	43
6.	ANALIZA CIKLOGRAMA PACIJENATA NAKON MOŽDANOG UDARA	45
6.1.	Uvod	45
6.2.	Metod	45
6.2.1.	<i>Instrumentacija</i>	45
6.2.2.	<i>Subjekti</i>	45
6.2.3.	<i>Protokol</i>	46
6.2.4.	<i>Pretprocesiranje podataka</i>	47
6.2.5.	<i>Statistička analiza</i>	47
6.2.6.	<i>Ciklogrami</i>	47
6.3.	Rezultati	48
6.4.	Diskusija i zaključak	50
7.	NOVI PRIKAZ VREMENSKIH SINERGIJA TOKOM HODA ZDRAVIH ISPITANIKA I PACIJENATA NAKON MOŽDANOG UDARA	54
7.1.	Uvod	54
7.2.	Metod	54
7.2.1.	<i>Instrumentacija</i>	54
7.2.2.	<i>Subjekti</i>	54
7.2.3.	<i>Protokol</i>	55
7.2.4.	<i>Pretprocesiranje podataka</i>	55
7.2.5.	<i>Detekcija vremenskih sinergija</i>	56
7.2.6.	<i>Konvencionalna analiza hoda</i>	58
7.3.	Rezultati	59
7.3.1.	<i>Ciklogrami primenom metode glavnih komponenti</i>	59
7.3.2.	<i>Temporalne sinergije dobijene primenom KDE</i>	60
7.3.3.	<i>Poređenje sinergija hoda pri različitim brzinama kod zdravih ispitanika</i>	61
7.3.4.	<i>Poređenje sinergija hoda zdravih ispitanika i pacijenata</i>	61
7.3.5.	<i>Poređenje sinergija hoda pacijenata pre i posle terapije</i>	62
7.3.6.	<i>Poređenje sa konvencionalnim metodama</i>	64
7.4.	Diskusija i zaključak	64
8.	ZAKLJUČAK	68
8.1.	Naučni doprinosi istraživanja	68
8.2.	Ograničenja istraživanja	70
8.3.	Predlog za buduća istraživanja	71
PRILOG A – ATLAS CIKLOGRAMA PRIMENOM METODE GLAVNIH KOMPONENTI		72
A1 Ciklogrami pacijenata		73
A2 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 0.4 m/s		74
A3 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 0.8 m/s		76
A4 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 1 m/s		78
A5 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 1.6 m/s		80
A6 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 2 m/s		82
PRILOG B – METODA GLAVNIH KOMPONENTI: MATEMATIČKI OSVRT		84
REFERENCE		86
BIOGRAFIJA		102

Spisak slika

Slika 1. Faze hoda tokom jednog koraka – ciklusa. Slika je nastala po ugledu na sliku iz knjige [Perry & Burnfield, 1992].	7
Slika 2. Oxford Gait Laboratory [slika zvanično dobijena ljubaznošću Oxford Gait Laboratory tima].	10
Slika 3. Zebris FDM-THQ (gornja slika) i GAITRite šetališta (donja slika) [slike zvanično dobijene ljubaznošću Zebris Medical GmbH i CIR Systems tima].	11
Slika 4. PEDAR ulošci (gornja slika) i Tekscan ulošci (donja slika) [slike zvanično dobijene ljubaznošću Novel i Tekscan tima].	13
Slika 5. EVAL-ADXL335 akcelerometar [slika zvanično dobijena ljubaznošću Analog Devices, Inc. tima].	14
Slika 6. EVAL-ADXRS450 žiroskop [slika zvanično dobijena ljubaznošću Analog Devices, Inc. tima].	15
Slika 7. MVN Link i MVN Awinda sistemi sa integrisanim inercijalnim jedinicama [slika zvanično dobijena ljubaznošću Xsens tima i modifikovana].	16
Slika 8. Prikaz softvera za MVN Awinda sistem [slika zvanično dobijena ljubaznošću Xsens tima].	17
Slika 9. MA-400 EMG i Ultium EMG sistem (koji sadrži i integrisane IMU jedinice) [slika zvanično dobijena ljubaznošću Motion Lab Systems i Noraxon tima].	18
Slika 10. Šema sistema korišćenog u studiji. Walky jedinice bežično komuniciraju sa centralnim uređajem koji je povezan sa računarnom. Prikazana je orijentacija osa IMU (slika dole desno). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.	25
Slika 11. Faze hoda f_1 i f_2 su detektovane iz ugaone brzine natkolena. Prikazana sekvenca je izdvojena iz niza nekoliko koraka. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.	26
Slika 12. Primer ugaone brzine i GRF signala sa jedne noge. Početak svake faze žiroskopa f_1 i f_2 definisan je kao prelaz preko nule neposredno pre i posle lokalnih maksimuma (plavi krugovi), a početak svake faze oslonca i zamaha su, respektivno, kontakt pete i trenutak podizanja prstiju (sivi krugovi). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.	26
Slika 13. Korelacije između normalizovanih mera simetrije dobijenih pomoću podataka sa žiroskopa i pomoću podataka sa GRF senzora u grupi od 12 ispitanika nakon moždanog udara i to između: (a) $SYMf_2$ i $SYMoslonac$ ($r = 0.86$, $p < 0.001$), (b) $SYMf_1$ i $SYMzamah$ ($r = 0.87$, $p < 0.001$). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.	28
Slika 14. Dijagram poređenja simetrije izračunate korišćenjem IMU i GRF podataka za svakog od 12 pacijenata. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.	28
Slika 15. Grafička šema instrumentacije i izlazni signali sa uložaka. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	31
Slika 16. Prikaz parametara koji definišu ciklogram i automatski se izračunavaju. (a) Karakterističan obrazac za hod zdrave noge; (b) primer hoda neparetične noge pacijenta. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.	32
Slika 17. (a) Primer osam signala (5 GRF, AccX, AccZ, GyroY) izdvojenih iz 22-vremenske serije snimljenih pomoću uložka sa sensorima u levoj cipeli tokom hoda zdrave osobe; (b) procesirani i standardizovani podaci za jedan korak. AccX (plava boja) i AccZ (crvena boja) su signali ubrzanja u pravcu duž stopala i pravcu ortogonalnom u odnosu na đon, respektivno. GyroY (zelena boja)	

označava ugaonu brzinu stopala u sagitalnoj ravni, a GRF (crna boja) su pet signala sa GRF senzora. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.....	33
Slika 18. Prikaz za jednog zdravog ispitanika i jednog pacijenta: (a) dve glavne komponente (PC1, PC2) i zbir svih pet GRF signala za jedan ciklus hoda i (b) PCA ciklograma za jedan ciklus hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.....	34
Slika 19. Ciklogrami za četiri uzastopna koraka. U prvom redu su prikazani ciklogrami za levu nogu osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja. Drugi i treći red su redom ciklogrami neparetične i paretične noge pacijenta nakon moždanog udara. Crvenom bojom su prikazane faze zamaha, a crnom faze oslonca. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.....	35
Slika 20. Preklopljeni ciklogrami zdrave noge preko ciklograma neparetične noge (levi grafik) i preko ciklograma paretične noge (desni grafik) za jedan ciklus hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.....	36
Slika 21. (a) Uložak sa integrisanim sensorima (1 IMU i 5 GRF); (b) odabrani signali za PCA analizu; (c) generisanje PCA ciklograma za jednu sesiju hoda; (d) površina PCA ciklograma za jedan korak. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.....	38
Slika 22. Primer eksperimentalnog protokola. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.....	39
Slika 23. Boks-plot grafici za vremenske parametre sa fitovanim polinomom prvog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.....	41
Slika 24. Boks-plot grafici za parametre simetrije sa fitovanim polinomom prvog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.....	42
Slika 25. (a) Boks-plot grafici za površine ciklograma sa fitovanim polinomom drugog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine; (b) rezidualni grafik. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.....	42
Slika 26. Ekran računara koji prikazuje 22 signala tokom sesije snimanja. Gornji grafici prikazuju ugaone brzine i ubrzanja leve i desne noge. Donji grafici prikazuju signale koji su dobijeni pomoću GRF senzora u levom i desnom ulošku. U levom delu ekrana prikazane su komande dostupne ispitivaču. GRF-ovi su označeni bojama prikazanim u šemama sa strane. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	46
Slika 27. Izlazni ekran za ispitivače koji koriste Gait Teacher. Prikazani su GRF signali i ugaone brzine stopala u sagitalnoj ravni za oko pet koraka. Siva područja pokazuju faze oslonca, dok bele zone odgovaraju fazama zamaha tokom ciklusa hoda. Brojevi u tabeli su podskup parametara hoda koji se pokazuju ispitivaču. Desni paneli prikazuju superponirani GRF signal za pet koraka prikazanih na graficima na levoj strani. Desni donji grafik predstavlja procenjenu simetriju između leve i desne noge. Podaci su dobijeni od sedamdesetogodišnjeg muškog dobrovoljca bez senzorno-motornog oštećenja. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	46
Slika 28. Skica koja prikazuje formiranje ciklograma u prostoru dve glavne komponente. Podaci su dobijeni iz signala dobijenih iz hoda osobe bez poznatih senzorno-motornih oštećenja. Originalni signali su snimljeni pomoću Gait Teacher sistema (levi grafik). Korišćen je redukovani skup signala iz cele sesije hoda (srednji grafik) da bi se generisali ciklogrami pomoću prve dve komponente (PC2 vs. PC1, desni grafik). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	47
Slika 29. Skica parametra rotacije θ koji definiše ciklogram i automatski se računa. Slika prikazuje karakterističnu šemu za jednu nogu tokom zdravog hoda. Crvena boja predstavlja dužinu parametra $dPC1$ dok plava boja ilustruje dužinu parametra $dPC2$. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.....	48

Slika 30. Pretprocesiranih šestnaest vremenskih serija (8 po nozi) signala snimljenih tokom hoda osobe (a) bez poznatih senzorno-motornih oštećenja i (b) nakon moždanog udara. Donji grafici prikazuju izdvojen jedan korak označen vertikalnim linijama na gornjim graficima. Podaci su snimljeni tokom jedne sesije hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	48
Slika 31. Gornje slike prikazuju ciklograme za zdrav hod. Donje slike prikazuju ciklograme jednog od pacijenata nakon moždanog udara. Preklopljene linije predstavljaju korake. Crvena boja prikazuje fazu zamaha, dok plava boja označava fazu oslonca. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	49
Slika 32. Boks dijagrami za prikaz distribucije sopstvenih vrednosti za PC1 i PC2 za grupu zdravih subjekata za obe noge (zelena boja) i pacijenata posle moždanog udara pre terapije za paretičnu i neparetičnu nogu (crvena boja) i posle terapije za paretičnu i neparetičnu nogu (plava boja). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	50
Slika 33. Skica koja prikazuje fizičko značenje ugla θ definisanog u jednačini (6.1). Leva slika prikazuje ciklogram zdravog hoda. Desni paneli pokazuju ciklograme i rotirane ciklograme za ugao θ za paretičnu i neparetičnu nogu. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	52
Slika 34. Ciklogram za zdrav hod (leva slika). Levi panel prikazuje ugao $\theta = 38^{\circ}$, srednji i desni panel rotirani ciklogrami pre terapije za uglove $\theta = 36^{\circ}$ i $\theta = 28^{\circ}$, odnosno nakon terapije $\theta = 34^{\circ}$ i $\theta = 33^{\circ}$, na osnovu jednačine (6.1). Plave linije prikazuju podatke snimljene nakon terapije, a crvene linije podatke snimljene pre terapije. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	53
Slika 35. Generisanje PCA ciklograma u prostoru dve glavne komponente. Primeri podataka su od osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja. Originalni signali su dobijeni pomoću Gait Teacher sistema (levi panel). Podskup signala iz cele sesije hoda (srednji panel) korišćen je za formiranje ciklograma (PC2 vs. PC1, desni panel). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.....	56
Slika 36. Prikaz vremenskih sinergija na prvim dvema komponentama i to pomoću: (a) vremenskih PC signala; (b) PCA ciklograma hoda. Vremenske aktivacije sinergija su prikazane različitim bojama (zelena, plava, žuta). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	57
Slika 37. Detekcija vremenskih sinergija iz PCA ciklograma. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	57
Slika 38. Primeri ciklograma za sesiju hoda jednog zdravog subjekta (gore) i ciklogrami dobijeni nakon primene metode praga (dole). Izdvojene observacije (crvena boja) na ciklogramima sa primenjenim pragom odgovaraju vremenskim sinergijama u PCA prostoru, za sledeće brzine hoda: (a) 2 m/s; (b) 1.6 m/s; (c) 1 m/s; (d) 0.8 m/s; (e) 0.4 m/s. U zagradama su prikazani procenti varijanse glavne komponente (PC1 ili PC2). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	59
Slika 39. Primeri ciklograma za sesiju hoda jednog pacijenta (gore) i ciklogrami dobijeni nakon primene metode praga (dole). Izdvojene observacije (crvena boja) na ciklogramima sa primenjenim pragom odgovaraju vremenskim sinergijama u PCA prostoru: (a) pre terapije (hod paretične noge je u levoj koloni, neparetične je u desnoj koloni) i (b) posle terapije (hod paretične noge je u levoj koloni, neparetične je u desnoj koloni). U zagradama su prikazani procenti varijanse glavne komponente (PC1 ili PC2). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana....	60
Slika 40. Klasterovanje temporalnih komponenti hoda zdravih subjekata (crvene tačke predstavljaju granice klastera) za sledeće brzine: (a) 2 m/s; (b) 1.6 m/s; (c) 1 m/s; (d) 0.8 m/s; (e) 0.4 m/s. Gornji grafici predstavljaju funkcije gustine verovatnoće, a donji grafici predstavljaju logaritam filtrirane	

gustine verovatnoće. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	60
Slika 41. Klasterovanje temporalnih komponenti hoda pacijenata (crvene tačke predstavljaju granice klastera) za hod: (a) paretične noge pre terapije; (b) neparetične noge pre terapije; (c) paretične noge nakon terapije; (d) neparetične noge nakon terapije. Gornji grafici predstavljaju funkcije gustine verovatnoće, a donji grafici predstavljaju logaritam filtrirane gustine verovatnoće. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	61
Slika 42. Vremenske sinergije (uglovi θ_1 , θ_2 i θ_3) za sve grupe. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	63
Slika 43. Težinski faktori PC1 i PC2 za sve grupe. Faktori su prikazani pomoću obojene skale. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.....	63
Slika 44. Boks-plot dijagrami za parametre simetrije (SR, SI, GA, SA) i vremenske parametre (trajanja fazi oslonca i zamaha) za sve grupe pacijenata. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	64
Slika 45. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda za pacijente #1-5 iz baze 2 nakon moždanog udara pre i posle terapije za hod neparetične i paretične noge.....	73
Slika 46. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.4 m/s.....	74
Slika 47. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.4 m/s.....	75
Slika 50. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1 m/s.....	78
Slika 51. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1 m/s.....	79
Slika 52. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1.6 m/s.....	80
Slika 53. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1.6 m/s.....	81
Slika 54. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 2 m/s.....	82
Slika 55. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 2 m/s.....	83

Spisak tabela

Tabela 1. Primeri prostorno-vremenskih parametara koji se koriste u analizi hoda.....	21
Tabela 2. Primer konvencionalnih parametara za ispitanike pre i posle terapije. Modifikovano iz rada [Milovanović et al., 2018], L-leva noga, D-desna noga	22
Tabela 3. Vrednosti odnosa dužina d_{PC1} i d_{PC2} za faze zamaha i oslonca za četiri uzastopna koraka zdrave osobe i pacijenta 1 nakon moždanog udara. Sa * su označeni rezultati sa statistički značajnom razlikom. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.	35
Tabela 4. Srednje vrednosti i standardne devijacije parametra d (odnosa d_{PC1} i d_{PC2}) za sve uzastopne korake za zdrave ispitanike i 4 pacijenta. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.	36
Tabela 5. Kadenca za svaku brzinu i dužinu koraka, na stazi od 10 m (SPM – strides per minute – broj koraka u minuti). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.	39
Tabela 6. Koeficijenti linearne i kvadratne regresije za sve parametre hoda. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.	43
Tabela 7. Srednje vrednosti i standardne devijacije za zdrav hod i hod pacijenata posle moždanog udara (pre i posle terapije). Zvezdica pored broja prikazuje kategoriju sa značajnom razlikom između zdravih i pacijenata ($\alpha < 0.05$). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.	50
Tabela 8. Karakteristike ispitanika. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	55
Tabela 9. Granice klastera (vremenskih komponenti) funkcija gustine verovatnoće, tj. opseg vrednosti uglova θ_1 , θ_2 i θ_3 . Prikazane su srednje vrednosti (sr.vr.) \pm standardne devijacije i sve jedinice su izražene u stepenima. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	61
Tabela 10. Rezultati statističkih testova između svih brzina zdravog hoda i hoda pacijenata (pre i posle terapije). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, Sensors, 2022] i modifikovana.	62

Spisak skraćenica

BCI	<i>Brain Computer Interface</i> (eng.)
GK	Glavne komponente
GRF	<i>Ground Reaction Force</i> (eng.)
DOF	<i>Degrees Of Freedom</i> (eng.)
EMG	Elektromiografija
fNIRS	<i>Functional near infrared spectroscopy</i>
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i> (eng.)
KDE	<i>Kernel Density Estimation</i> (eng.)
PCA	<i>Principal Component Analysis</i> (eng.)
FES	Funkcionalna električna stimulacija
HMM	<i>Hidden Markov model</i> (eng.)
CNS	Centralni nervni sistem
CPG	<i>Central Pattern Generator</i> (eng.)

1. Uvod

Istraživanje u oblasti analize hoda, sa fokusom na objektivnu kvantifikaciju hoda pacijenata nakon moždanog udara, rezultiralo je doktorskom disertacijom pod nazivom “**Objektivizacija ljudskog hoda primenom metode glavnih komponenti dobijenih sa signala dinamike stopala**“. Istraživanje je sprovedeno na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu, u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije (BMIT), u Selters banji u Mladenovcu i na Klinici za rehabilitaciju „dr Miroslav Zotović“ u Beogradu. Snimanjem u Selters banji formirana je baza 1 signala hoda i podataka pacijenata, a drugim snimanjem na Klinici za rehabilitaciju „dr Miroslav Zotović“ formirana je baza 2 signala hoda i podataka pacijenata nakon moždanog udara. Istraživanje je podeljeno u pet studija: istraživanje konvencionalnih metoda analize, poput simetrije, je opisano u trećem poglavlju. S obzirom na uočene nedostatke ovog pristupa, u četvrtom poglavlju je predložen novi model hoda i definisani su novi parametri na osnovu ovog modela koji opisuju varijabilnost hoda. U petom poglavlju je pokazano da ovaj model može da opiše varijabilnost hoda kod osoba bez senzorno-motornog oštećenja. Kada je utvrđeno da model može opisati varijabilnost hoda, pristupilo se snimanju hoda pacijenata nakon moždanog udara u kliničkim uslovima, detaljno opisano u šestom poglavlju. U sedmom poglavlju je prošireno istraživanje i uveden je novi prikaz vremenskih sinergija hoda i pritom su naglašene prednosti opisanog modela hoda u odnosu na konvencionalne metode za procenu efekata terapije. Istraživanje je finansirano od strane projekta Fonda SANU (projekat F-137, “Razvoj sistema za senzornu stimulaciju sa ciljem oporavka”, rukovodilac Akademik prof. Dejan B. Popović) i Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije (projekat OS175016, “Efekti asistivnih sistema u neurorehabilitaciji: oporavak senzorno-motornih funkcija”, rukovodilac prof. Mirjana Popović 2011-2019 i ugovor o realizaciji i finansiranju naučnoistraživačkog rada u 2022. godini 451-03-68/2022-14/200103).

1.1. Motivacija

Moždani udar je treći najčešći uzrok invaliditeta [Wajngarten & Silva, 2019]. Mogućnost samostalnog hoda i obavljanja svakodnevnih aktivnosti predstavlja važan faktor samostalnosti pojedinca. Rehabilitacija predstavlja proces učenja pacijenta da učestvuje u uobičajenim životnim aktivnostima sa smanjenim senzorno-motornim potencijalom, eventualno potpomognuti asistivnim sistemom. Ona povećava sposobnost vežbanja i samopouzdanje, smanjuje umor i potrebu za negom, obezbeđuje efikasnije šeme hodanja i smanjuje oslanjanje na pomagala za hodanje. Deo rehabilitacije je restoracija hoda, odnosno obuka pacijenta da sa smanjenim senzorno-motornim resursima stoji i hoda na način najsličniji hodu koji je imao pre poremećaja. Kroz temeljno razumevanje zdravog i patološkog obrasca hoda, moguće je maksimizirati oporavak funkcija povezanih sa hodanjem kod pacijenata. Hemiplegični hod nakon moždanog udara je već dugi niz decenija predmet proučavanja u cilju razvijanja objektivnih metoda za analizu i rehabilitaciju hoda.

Za objektivnu procenu performansi hoda pacijenata, od interesa je koristiti pristupačan sistem za snimanje, koji će objektivno izmeriti dinamiku hoda, a pritom biti minimalno naporan za pacijente u subakutnoj fazi nakon moždanog udara, koji često imaju veoma tešku kliničku sliku. Teška klinička slika nastaje, između ostalog, usled oštećenja putmena, koji predstavlja jednu od dve glavne komponente bazalne ganglije, insularnog korteksa, koji predstavlja deo moždane kore savijen duboko unutar lateralne brazde i bele materije, čija vlakna služe za povezivanje cerebruma sa različitim područjima mozga i kičmene moždine. Ova oštećenja utiču na smanjenje brzine hoda i na potrebu za asistencijom terapeuta tokom hoda. [Frenkel-Toledo et al., 2021]

Objektivizacija hoda se svodi na analizu kretanja tela u prostoru. Precizna merenja kretanja se obavljaju u specijalnim laboratorijama za analizu pokreta. One integrišu sistem kamera koje snimaju kretanje markera postavljenih na karakteristične tačke na telu, merne platforme ugrađene u podlogu

po kojoj ispitanik hoda i bežični sistem za merenje mišićne aktivnosti [Akhtaruzzaman et al., 2016]. Da bi mogao da se analizira veći broj koraka u laboratorije za analizu hoda se integrišu i pokretne trake (eng. *treadmill*) ispod kojih se takođe nalaze merne platforme. Osnovni nedostatak ovakvih merenja je to što se hod po pokretnoj traci razlikuje od hoda po nepokretnoj podlozi [Shi et al., 2019]. Alternativa mernim platformama i pokretnim trakama su prenosivi (eng. *portable*) sistemi. Prenosivi sistemi mogu biti bazirani na lokalnoj memoriji, ali mogu i bežično slati signale računaru i na taj način omogućiti analizu hoda. Prenosivi sistemi bazirani na bežičnoj komunikaciji koriste minijaturne senzore koji mere ubrzanje, ugaone brzine i magnetno polje, a nazivaju se inercijalne merne jedinice (eng. *Inertial Measurement Unit* - IMU). Takođe, prenosivi bežični sistemi mogu da uključe i uloške za cipele ili specijalne cipele kojima se procenjuje sila (pritisak) reakcije podloge primenom piezorezistivnih ili piezoelektričnih senzora. Ovi praktični prenosivi sistemi daju rezultate koji nisu uporedivi po preciznosti sa mernim rezultatima dobijenim u laboratoriji za hod. Poslednjih godina se posvećuje pažnja razvoju preciznijih sistema (eliminisan histerezis, obezbeđena ponovljivost i dovoljna preciznost, mogućnost praćenja komponenti sile reakcije podloge) [Popović & Popović Maneski, 2019]. Sistem baziran na prenosivim sensorima koji bi se koristio u kliničkom okruženju treba da obuhvati i intuitivan i jednostavan korisnički interfejs koji bi kliničaru dao jasnu i preciznu sliku razlike patološkog i zdravog obrasca hoda i koji bi omogućio i praćenje efekata primenjene terapije.

Često simetrija, brzina hoda ili neki drugi pojedinačni vremensko-prostorni parametri nisu dovoljni za preciznu evaluaciju hoda. Oporavljen hod ne mora da bude nužno simetričan [Kojović et al., 2011]. Za neometano učestvovanje u svakodnevnim aktivnostima, važno je da hod bude nesvesna radnja, tj. da je pacijent u stanju da obavlja i druge zadatke istovremeno (*dual task*). Manje varijabilan hod predstavlja oporavljen hod [Patel et al., 2021]. Stoga je za objektivnu evaluaciju hoda, potrebno kvantifikovati varijabilnost celokupne sesije hoda, u formi koja je pogodna za kliničara i na način koji nije zahtevan za pacijenta.

Sa druge strane, konvencionalne analize hoda mogu rezultovati i velikim brojem parametara, a to otežava primenu i efikasnost procene razlika patološkog i zdravog obrasca hoda. Potrebno je redukovati dimenzionalnost mera (parametara) koju daje merni sistem. Jedan efikasan način redukcije broja promenljivih je primena metode glavnih komponenti (eng. *Principal Component Analysis* - PCA), a ova analiza istovremeno omogućava i kvantifikaciju varijabilnosti hoda.

Posmatranjem cele sesije hoda, bez segmentacije na pojedinačne korake, rešio bi se problem pogrešne detekcije događaja u hodu, zadržala korisna informacija jer ne bi bilo potrebe za interpolacijom koraka na istu vremensku osnovu i omogućila analiza hoda u svakodnevnim uslovima bez ograničenja snimanja nekoliko koraka u kontrolisanim laboratorijskim uslovima. Primena PCA je pogodna za vizuelizaciju hoda u vidu dvodimenzionalnih prikaza koji pokazuju sinergičnost procesa. Takođe, dvodimenzionalni prikaz uz primenu ciklograma je pogodan za vizuelizaciju hoda u realnom vremenu s obzirom na periodičnost pri hodu od koraka do koraka.

Hod se može opisati kao sinergistička aktivnost svih elemenata senzorno-motornog sistema čoveka. Sinergistička aktivnost se, inženjerskim rečnikom, može opisati u obliku vremensko-prostorne šeme [Popović M. et al., 1994]. Tokom hodanja, aktiviraju se specifične sinergije tokom različitih vremenskih intervala i taj redosled je konzistentan u različitim obrascima u određenom ritmu [Chvatal et al., 2013; Clark et al., 2010]. Sinergizam kod osoba bez senzorno-motornog oštećenja razlikuje se od sinergizma kod osoba nakon moždanog udara i drugih neuroloških oboljenja. Povreda CNS-a, kao što je moždani udar, dovodi do promena u modalitetu hoda i sinergizmu [Brunnstrom, 1970; Sakuma et al., 2014; Milovanović & Popović, 2012]. Ove razlike se mogu uočiti posmatrajući parametre sinergije koji karakterišu hod.

1.2. Cilj istraživanja i polazne hipoteze

Cilj doktorske disertacije je unapređenje objektivne analize hoda nakon moždanog udara u obliku

pogodnom za kliničare i na način koji nije zahtevan za pacijente sa senzorno-motornim poremećajem. Analizirajući signale dobijene pomoću prenosivih senzora (inercijalnih jedinica i senzora sile reakcije podloge), omogućena je jednostavna i precizna evaluacija hoda nakon moždanog udara koristeći sistem koji je primenljiv i u kliničkom okruženju. U disertaciji je opisana metodologija koja kliničaru omogućava da na jasan i precizan način vizuelizuje razliku u obrascima zdravog i patološkog hoda, kao i da prati efekat primenjene terapije. Dve početne hipoteze doktorske disertacije su:

- H1. *Rezultati modela hoda su objektivni reprezent za procenu razlika patološkog i zdravog obrasca hoda.*
- H2. *Analiza hoda koristeći PCA je klinički primenljiva i daje dodatne informacije u odnosu na konvencionalne metode analize*

Za testiranje ovih hipoteza bilo je potrebno dati odgovore na istraživačka pitanja:

1. Da li se mogu kvantifikovati razlike u hodu zdravih ispitanika i pacijenata posle moždanog udara koristeći konvencionalne metode analize hoda?
2. Da li je moguće koristeći sistem koji sadrži senzore sile reakcije podloge, akcelerometre i žiroskope razviti model koji kvantifikuje varijabilnost u hodu?
3. Da li je novi model hoda koji kvantifikuje varijabilnost u hodu klinički primenljiv za procenu performansi hoda?
4. Da li je moguće pokazati ponovljivost rezultata pri različitim brzinama koristeći ciklograme u prostoru glavnih komponenti?

1.3. Naučni doprinosi

Osnovni doprinos ovog rada čini nova metodologija koja omogućava jednostavnu i objektivnu procenu performansi hoda primenom metode glavnih komponenti na signale dinamike stopala. Tokom istraživanja u okviru doktorske disertacije, postignuti su naučni doprinosi:

1. Razvoj modela hoda koji koristi analizu glavnih komponenti i ciklograme koji prikazuju hod redukovani na dve dimenzije
2. Definisavanje mera koje karakterišu ciklograme u cilju procene razlike patološkog u odnosu na zdrav obrazac hoda
3. Validacija dobijenih mera statističkom analizom na zdravim ispitanicima
4. Novi prikaz vremenskih sinergija u hodu testiran u kliničkim uslovima.

Glavni rezultati istraživanja opisanog u doktorskoj disertaciji su objavljeni u radovima u međunarodnim časopisima (2 rada) i zbornicima sa međunarodnih konferencija (3 rada):

Radovi u međunarodnim časopisima:

[74] **Gavrilović M.** and Janković M., “Temporal Synergies Detection in Gait Cyclograms Using Wearable Technology,” *Sensors*, vol. 22, no. 7, p. 2728, 2022. **(M21)**

[75] **Gavrilović M.** and Popović D., “A principal component analysis (PCA) based assessment of the gait performance,” *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 66, no. 5, pp. 449-457, 2021. **(M23)**

Radovi u zbornicima međunarodnih naučnih skupova:

[73] **Gavrilović M.** and Janković M. M., “Surface indicator of gait cycle variability based on Principal Component Analysis,” *In 21st International Symposium INFOTEH-JAHORINA (INFOTEH)*, 16-18 March, 2022, Jahorina, ISBN: 978-1-6654-3779-0, doi:

10.1109/INFOTEH53737.2022.9751331. (M33)

[76] **Gavrilović M.** and Popović D., “Cyclograms Based on Principal Components for Assessing the Gait,” *In Proc. of 7th IcETAN*, pp. 236-239, Belgrade, Serbia, September 28-30, 2020, ISBN 978-7466-852-8. (M33)

[77] **Gavrilović M.**, “Gyroscope based method for evaluation of gait symmetry,” *In Proc. of 5th IcETAN*, Palić, Serbia, June 11-14, 2018, pp. 699-702, ISBN 978-86-7466-752-1. (M33)

Srodna istraživanja koja su dala korisne uvide i iskustva za doktorsku disertaciju objavljena su na sledećim konferencijama tokom doktorskih studija:

Radovi u zbornicima međunarodnih naučnih skupova:

Kundaica S., **Gavrilović M.**, Topalović I. and Popović D., “Effects of Wii-fit balance board exercise on the posture of stroke patients,” *In Proceedings of 5th IcETAN*, Palić, June 11-14, 2018, pp. 703-706, ISBN 978-86-7466-752-1. (M33)

Milovanović J., **Gavrilović M.**, Topalović I. and Popović D., “Influence of two weeks balance practice with feedback on the gait in hemiplegic patients *In Proc. of 5th IcETAN*, Palić, June 11-14, 2018, pp. 695-698, ISBN 978-86-7466-752-1. (M33)

Petrović M., **Čobeljić, R.**, and Popović D., “The Use of Inertial Measurements Units for the Evaluation of Spasticity: Pendulum Test,” *In Proceedings of 3rd IcETAN*, Zlatibor, Serbia, June 13–16, 2016, pp. ME11.5.1-4, ISBN 978-86-7466-618-0. (M33)

Petrović M. and Popović D., “Heuristic estimation of joint angles during gait from data acquired by body-worn inertial sensors,” *In Proceedings of 1st IcETAN*, Vrnjačka Banja, Serbia, June 2 – 5, 2014, pp. ME11.2.1-4, ISBN 978-86-80509-70-9. (M33)

Petrović M. and Popović D., “The application of principal component analysis in evaluation of rehabilitation of post-stroke patients,” *In Proceedings of 15th Young Researchers’ Conference – Materials Science and Engineering*, Belgrade, Serbia, December 7–9, pp. 53, 2016, ISBN 978-86-80321-32-5. (M34)

1.4. Struktura doktorske disertacije

Ova disertacija je podeljena na osam poglavlja.

Prvo poglavlje predstavlja predgovor disertacije u kome je opisana motivacija, cilj istraživanja i definisane su polazne hipoteze.

U drugom poglavlju je opisan hod osoba nakon moždanog udara i predstavljeni su sistemi koji se koriste za snimanje hoda. Zatim su detaljno opisane metode koje se koriste za analizu hoda: kliničke skale, konvencionalne metode i metode statističke analize.

U trećem poglavlju je predložena metoda analize simetrije hoda osoba nakon moždanog udara koristeći samo signale dva žiroskopa integrisanih u IMU senzore. Oba senzora su postavljena na potkolena ispitivanja. Ova metoda je validirana koristeći signale sila reakcija podloge (eng. *ground reaction force* - GRF). Rezultati su pokazali da se IMU može koristiti umesto uložaka sa ugrađenim GRF sensorima za detekciju pojedinačnih ciklusa hoda i za procenu simetrije u kliničkom okruženju. IMU sistemi kliničarima predstavljaju jednostavan sistem za procenu hoda, jer su pogodni za upotrebu u svakodnevnim uslovima i jednostavno se postavljaju [Routhier et al., 2020]. Za razliku od GRF senzora, oni su robusniji i manje sklони oštećenjima. Za razliku od akcelerometara, nije potrebna kalibracija pre svakog eksperimenta i ne postoji uticaj gravitacije na merenja. Usled problema sa padajućim stopalom (eng. *drop foot*), kod hemiplegičnih pacijenata je čest problem pogrešne detekcije događaja poput početka faza zamaha i oslonca. Primenom nove metode nisu detektovani

dogadjaji u hodu poput udara pete i podizanja prstiju pomoću GRF senzora i tako je eliminisana potencijalna greška usled pogrešne detekcije signala.

U četvrtom poglavlju je opisan novi model hoda u formi ciklograma u prostoru dve glavne komponente izvedene iz PCA analize. Ovaj model hoda predstavlja jedan od glavnih doprinosa disertacije. Model omogućava klasifikaciju hoda zdravih osoba i hoda pacijenata nakon moždanog udara i pruža novu meru kvaliteta hoda, primenljivu u kliničkim uslovima i za evaluaciju hoda tokom terapije pacijenata. U ovom poglavlju se za početak faze oslonca hoda definisao kontakt petom, a za početak faze zamaha odizanje prstiju. Zatim su se pojedinačno analizirali koraci.

U petom poglavlju je predstavljeno istraživanje sprovedeno na zdravim ispitanicima koji su hodali različitim brzinama. Cilj je bio analiza varijabilnosti ciklusa hoda bez posmatranja uzastopnih koraka. Pomoću statističkih testova je pokazano da površina PCA ciklograma zadovoljava očekivanu kvadratnu zavisnost sa promenom brzine hoda za razliku od vremenskih parametara i parametara simetrije hoda. Opisane su prednosti u odnosu na uobičajene analize varijabilnosti ciklusa hoda, poput izbegavanja problematične segmentacije sesije hoda na korake i neosetljivosti na autlajere i ekstremne vrednosti. Takođe, nova metoda ne zahteva analizu većeg broja koraka.

U šestom poglavlju je studija proširena i na evaluaciju hoda pacijenata nakon moždanog udara. Praćene su performanse hoda pre i posle terapije funkcionalnom električnom stimulacijom (FES). Definisana je kvalitativna i kvantitativna mera procene hoda pomoću PCA ciklograma, koja omogućava kliničaru jednostavno, robusno i precizno praćenje performansi hoda tokom terapije. Ključna prednost nove metode je analiza cele sesije hoda, bez segmentacije na korake. Time je sačuvana korisna informacija jer koraci nisu interpolirani na istu vremensku osnovu i analizirani su istovremeno uzastopni koraci tokom sesije hoda.

U sedmom poglavlju je predložen novi metod za detekciju vremenskih dinamičkih sinergija, bez segmentacije na pojedinačne korake. One su detektovane pomoću prethodno opisanog modela hoda u prostoru glavnih komponenti. U studiji su učestvovali zdravi ispitanici koji su hodali različitim brzinama, kao i pacijenti nakon moždanog udara, pre i posle primene terapije funkcionalnom električnom stimulacijom. Statistički su upoređeni rezultati vremenskih sinergija za različite brzine hoda kod zdravih ispitanika, zatim zdravih ispitanika i pacijenata i pacijenata nakon moždanog udara pre i posle terapije. Statistički je potvrđena hipoteza o nepromenljivim vremenskim sinergijama pri različitim brzinama hoda, bez potrebe za snimanjem i analizom mišićne aktivnosti. Značajna razlika u vremenskim sinergijama primećena je kod hemiplegičnog hoda u poređenju sa zdravim hodom. Konačno, predložena metoda ciklograma zasnovana na PCA pružila je informacije o evaluaciji terapije. Rezultati dobijeni primenom parametara sinergije su upoređeni sa konvencionalnim parametrima, poput vremenskih parametara i simetrije. Ukazano je na dodatne prednosti navedene metode za procenu efekata terapije za hod paretične noge pacijenata koje nisu bile dostupne posmatranjem konvencionalnih parametara.

U osmom poglavlju je prikazan pregled svih naučnih doprinosa disertacije sa osvrtom na ograničenja i date su preporuke za buduća istraživanja.

U prilogu A su prikazani ciklogrami svih zdravih ispitanika i pacijenata. U prilogu B je prikazan matematički osvrt na analizu glavnih komponenti.

2. Uvod u analizu hoda

2.1. Moždani udar

Moždani udar je neurološki poremećaj. On je posledica poremećaja cirkulacije u mozgu što dalje dovodi do neadekvatnog snabdevanja delova mozga hranljivim materijama i kiseonikom. Usled ovog poremećaja dolazi do oštećenja i izumiranja neurona u oštećenim delovima mozga. Oštećenje se reflektuje poremećajem funkcija za koje su ti delovi mozga zaduženi.

Svake godine se registruje preko 13,7 miliona moždanih udara. Prema svetskoj statistici, jedna od četiri osobe starije od 25 godina doživeće moždani udar. Moždani udar je drugi po uzroku smrtnosti; oko 5.5 miliona osoba godišnje premine od njegovih posledica [Wilkins et al., 2017].

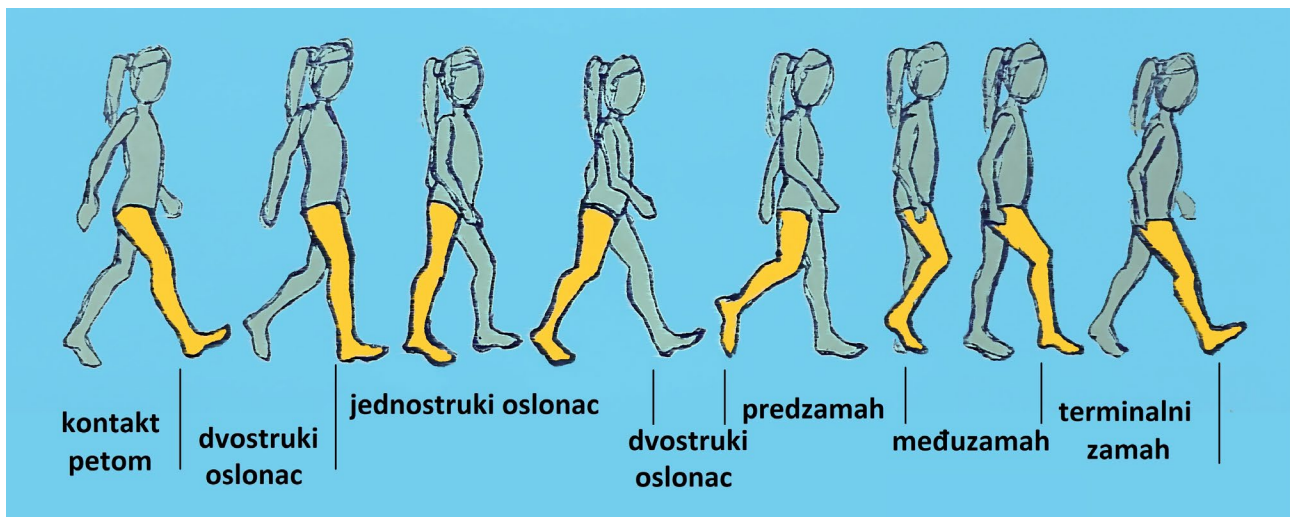
Ovakvo oštećenje izaziva tešku invalidnost. Takođe je povezano sa više pojedinačnih domena invalidnosti u poređenju sa drugim stanjima i može se smatrati najčešćim uzrokom višestrukih funkcionalnih deficita koji uključuju organske, funkcionalne, kognitivne i bihevioralne komponente. [Adamson et al., 2004]

Postoje dva tipa udara: ishemijski, koji nastaje usled nemogućnosti proticanja krvi i hemoragični, usled krvarenja. Znaci i simptomi moždanog udara mogu uključivati nemogućnost kretanja ili nemogućnost osećaja na jednoj strani tela, probleme sa razumevanjem ili govorom, vrtoglavicu ili gubitak vida na jednoj strani [Donnan et al., 2008.]. Glavni faktor rizika za moždani udar je visok krvni pritisak. Ostali faktori rizika uključuju konzumaciju duvana, gojaznost, povišen holesterol u krvi, dijabetes melitus i atrijalnu fibrilaciju [NHLBI, 2022].

Prilikom lečenja, primarni ciljevi su smanjenje posledica povrede mozga i maksimalni oporavak pacijenta. Brzo otkrivanje i odgovarajuća hitna medicinska pomoć su neophodni za optimizaciju zdravstvenih ishoda [Jauch et al., 2010]. Pacijenti se primaju na lečenje u kliničkim jedinicima za akutni moždani udar. Ove jedinice su specijalizovane za pružanje medicinske i hirurške nege sa ciljem stabilizacije zdravstvenog statusa pacijenta [Duncan et al., 2005]. Takođe se vrše standardizovane procene kako bi se pomoglo u izradi odgovarajućeg plana nege. Kada pacijent prestane da bude životno ugrožen, počinje se sa rehabilitacijom. Postoji nekoliko faza tokom rehabilitacije nakon moždanog udara: faza akutne nege odmah nakon moždanog udara, kada je pacijent još uvek u bolnici u intenzivnoj jedinici ili u jedinici za moždani udar, faza post-akutne nege, kada je pacijent još uvek u bolnici, ali terapeut može da otpočne sa rehabilitacijom, faza bolničke nege kada pacijent može aktivno da učestvuje u rehabilitaciji, faza kada su pacijenti uglavnom nezavisni (mogu i dalje biti u bolničkom okruženju, ali i kod kuće ili u klinici za rehabilitaciju), faza okupacione rehabilitacije i praćenja stanja, kada pacijent više nije u bolnici, kao i faza kućne nege, kada je završeno sa rehabilitacijom, ali je i dalje potrebna trajna nega i podrška [Hempler et al., 2019]. Izabrani program i faza rehabilitacije zavisi od stepena oštećenja i nivoa funkcionalnosti. Programe za pacijente obično olakšava interdisciplinarni tim koji može uključivati specijalistu fizikalne medicine i rehabilitacije, specijalistu neurologije, specijalistu opšte medicine, medicinsku sestru, farmaceuta, fizikalnog terapeuta, radnog terapeuta, govorno-jezičkog patologa, psihologa, socijalnog radnika i rekreativnog terapeuta [Lindsay et al., 2008].

2.2. Hod zdravih osoba

Hod zdravih osoba se može definisati kao niz cikličnih, sistematskih i koordinisanih pokreta nogu i ruku i trupa koji rezultiraju pomeranjem centra mase tela napred [Yeo, 2017]. Stoga, hod se može podeliti na korake, a koraci na fazu oslonca i fazu zamaha. Faza zamaha se uobičajeno deli na fazu jednostrukog oslonca i fazu dvostrukog oslonca, dok se faza zamaha deli na pred-zamah, među-zamah i terminalni zamah. Obično se kao početak koraka definiše udar petom, dok je kraj koraka definisan kao sledeći udar petom iste noge (Slika 1).



Slika 1. Faze hoda tokom jednog koraka – ciklusa. Slika je nastala po ugledu na sliku iz knjige [Perry & Burnfield, 1992].

Centralni nervni sistem (CNS) kontroliše mnoge stepene slobode (eng. *degrees of freedom* - DOF) mišićno-skeletnog sistema, koordinirajući mnoge aktivnosti mišića na velikom broju zglobova. Ljudski pokreti mogu imati različite putanje, brzine i ubrzanja čak i kada postižu isti cilj. Za kontrolu velikog broja DOF, neophodno je da CNS ima složenu i delikatnu organizacionu strukturu [Bernstein, 1967]. CNS reguliše hod kroz kombinaciju voljnih i automatskih procesa. Osnovni obrazac hodanja je automatski proces koji je rezultat ritmičkih recipročnih aktivnosti fleksora i ekstenzora. Ovo ritmičko aktiviranje je rezultat rada neuronskih mreža u kičmenoj moždini, tj. centralnog generatora ritma (eng. *central pattern generator* - CPG). CPG nije potrebna informacija sa perifernih senzora. Studije su otkrile da su obrasci hoda kod životinja kojima su presečeni dorzalni koreni kičmene moždine koji inervišu noge životinje (dok je motorna inervacija mišića netaknuta) ili kod imobilizovanih životinja (ubrizgan inhibitor acetilholina, koji ometa prenos motornih signala dok je senzorni unos očuvan) jednostavniji nego kod neurološki netaknutih životinja [Takakusaki, 2017; Hudspeth et al., 2013]. Pored CPG, vizuelne, vestibularne, proprioceptivne i taktilne senzorne informacije daju važne povratne informacije vezane za hod i dozvoljavaju prilagođavanje hoda u zavisnosti od situacije.

U literaturi su predloženi raznovrsni matematički pristupi za modelovanje višezglobnih pokreta, zasnovani na različitim funkcijama optimizacije kao što su minimalni trzaj [Flash & Hogan, 1985; Embry et al., 2018], minimalna promena obrtnog momenta [Uno et al., 1989], minimalni napor [Hasan, 1986], kao i složenije funkcije [Rosenbaum et al., 2001; Zhou et al., 2018]. Predložen je i organizacioni pristup zasnovan na aktivnostima funkcionalnih grupa (koje se nazivaju sinergije) [d'Avella et al., 2003]. Sinergije predstavljaju obrasce koaktivacije telesnih segmenata. Istraživači u drugim radovima su pretpostavljali da nervni sistem aktivira određenu sinergiju neuronskim signalom i stvara skup vremensko-prostornih modula sinergije. Ovi moduli predstavljaju manji dimenzionalni prostor od prostora koji formiraju pojedinačni DOF. Sinergije mogu postojati na različitim nivoima, kao što su koordinate zglobova ili mišići [Oshima et al., 2019; Popović & Popović, 2001]. Kinematske sinergije mogu biti rezultat sinergije mišića, tj. javljaju se kao posledica mišićne aktivnosti [Tagliabue et al., 2015; Oguz et al., 2022]. Pored toga, ranija istraživanja sugerisu da CNS razvija sinergije za izvršavanje pokreta krajnje tačke (*end-goal*) [Ivanenko et al., 2007; Huang et al., 2021]. Motorna koordinacija se može definisati kao sposobnost koordinacije segmenata tela u sekvenci [Cech & Martin, 2012]. Ova koordinacija se može postići kontrolom putanje krajnje tačke.

Ljudski hod se takođe može opisati kao sinergistička aktivnost svih pojedinačnih komponenti senzorno-motornog sistema čoveka. U literaturi su poznati različiti matematički modeli sinergije mišića: invarijantni vremenski („vremenske sinergije”), prostorni („sinhronne sinergije”) i prostorno-vremenski („vremenski promenljive sinergije”) [Chiovetto et al., 2013]. Svi ovi pristupi smanjuju

dimenzionalnost pokreta, ali nisu jedni drugima ekvivalentni. Temporalne mišićne sinergije podrazumevaju postojanje skupa vremenskih komponenti zajedničkih za različite zadatke aktivacije [Clark et al., 2010; Chvatal et al., 2013].

Istraživači su pokazali da obrazac aktivacije u nervnom sistemu u toku hoda karakteriše pet vremenskih modula (sinergija) koji ne zavise od brzine hoda, uključujući i trčanje [Ivanenko et al., 2004]. Isti istraživači su pokazali da je broj modula kod tek rođene bebe dva. Vremenom se povećava na četiri i zatim u fazi odrastanja nastaje i peti modul [Dominici et al., 2011]. Pokazano je i da se pri hodu unazad ne koriste isti moduli [Ivanenko et al., 2008].

2.3. Hemiplegičan hod pacijenata nakon moždanog udara

Hemiplegija je jedno od najčešćih oštećenja nakon moždanog udara i značajno doprinosi smanjenju performansi hoda. Iako većina pacijenata sa moždanim udarom može da se kreće, mnogi ne dosegnu nivo oporavka hoda koji im omogućava da obavljaju sve svakodnevne aktivnosti [Flansbjer et al., 2005]. Hemiplegični hod je već dugi niz decenija predmet proučavanja u cilju razvijanja metoda za analizu i rehabilitaciju hoda [Olney & Richards, 1996]. Hemiplegija se karakteriše delimičnom paralizom jedne strane tela. Paraliza dovodi do asimetrije motoričkih funkcija koje utiču na držanje, hod, doseganje i hvatanje. Negativne posledice asimetrije na pokretljivost su: neefikasnost hoda, povećani rizik od pada itd. [Patterson et al., 2010; Kahn & Hornby, 2009]. Očigledni motorički problemi hemiplegije su padajuće stopalo i nemogućnost da se koleno i kuk pravilno saviju tokom faze zamaha. Manje očigledne anomalije su smanjeni potisak na paretičnoj nozi i poluflektirano koleno tokom faze oslonca. Osobe sa hemiplegijom kompenzuju ovaj nedostatak zamenom normalnog zamaha noge cirkumdukcijom. Karakteristike hoda kod hemiplegičnih pacijenata sa moždanim udarom su: smanjena brzina, smanjena i asimetrična dužina koraka, smanjeno trajanje faze oslonca i jednostrukog oslonca na paretičnoj strani, promene u kinematici zglobova i ukupna asimetrija u različitim parametrima [Woolley et al., 2001]. Takođe, može se uočiti promena u koordinaciji između segmenata i pojava abnormalnih obrazaca kretanja.

Jedan od problema hoda posle moždanog udara je loša ravnoteža jednog ekstremiteta i poteškoće u kontroli kretanja unapred. Asimetrija hoda uključuje smanjeno vreme oslonca i produženi period zamaha oštećene noge. Faza oslonca ne priprema telo za kretanje unapred. Raspodela težine je veća na neparetičnoj nozi. Hodanje je sporije, dužina koraka je kraća, kao i samo trajanje ciklusa. Da bi se kompenzovala ove promene, neparetična noga ima povećano trajanje faze oslonca i smanjeno trajanje faze zamaha. Periodi dvostrukih oslonca traju duže u hemiplegičnom hodu u odnosu na hod kod zdravih ispitanika. [Belda-Lois et al., 2011; Mayer et al., 2002; Wall & Turnbull, 1986]

Činjenica da postoji sinergizam pri hodu osobe koja nema promene na senzorno-motornom sistemu omogućuje da se pri analizi hoda osoba koje imaju oštećenja posmatraju razlike u odnosu na parametre koji definišu sinergizam. Povreda CNS dovodi do promena modaliteta hoda i sinergizam se gubi. Takođe nastaju i abnormalne sinergije, koje predstavljaju motorno oštećenje kod pacijenata sa registrovanim moždanim udarom [Brunnstrom et al., 1970; Sakuma et al., 2014; Milovanović & Popović, 2012]. Neki pacijenti gube kontrolu nad odabranim mišićnim grupama, što dovodi do spregnutih pokreta zglobova koji su često neoptimalni i neprikladni za određeni zadatak. Kada se posmatraju donji ekstremiteti, mogu se uočiti sledeće abnormalne sinergije: sinergija ekstenzije (unutrašnja rotacija, adukcija i ekstenzija kuka; ekstenzija kolena i ekstenzija i inverzija skočnog zglobova) i sinergija fleksije (spoljna rotacija, abdukcija i fleksija kuk; fleksija kolena i fleksija i everzija skočnog zglobova) [Brunnstrom et al., 1970]. Abnormalne sinergije predstavljaju ograničavajući faktor za motoričku rehabilitaciju pacijenata nakon registrovanog moždanog udara [Hayes Cruz & Dhaher, 2008; Neckel et al., 2006].

Ivanenko i istraživači su pokazali da postoji osnovni set od pet temporalnih komponenti izdvojenih iz snimljenih elektromiografskih (EMG) signala kod kontrolne grupe i pacijenata sa povredom kičmene moždine [Ivanenko et al., 2003]. Konzistentan vremenski raspored motoričkih obrazaca u

različitim zadacima hodanja je vidljiv čak i uz značajne varijacije u koaktivaciji mišića. Ove vremenske komponente predstavljaju momente intersegmentalne koordinacije i mogu odražavati neuronsku strategiju za koordinaciju u niskodimenzionalnom skupu obrazaca koji olakšavaju kontrolu hoda. Štaviše, za ove tajminge se tvrdi da predstavljaju kontrolnu promenljivu u centralnim generatorima ritma [Lacquaniti et al., 1999].

2.4. Rehabilitacija hoda nakon moždanog udara

Rehabilitacija je proces učenja pacijenta da učestvuje u svakodnevnim životnim aktivnostima sa smanjenim senzorno-motornim potencijalom, eventualno potpomognuti asistivnim sistemom. Koncept rehabilitacije usmeren je ka oporavku neurološkog deficita (npr. mišićne slabosti) ili funkcionalnom aktiviranju kompleksnih šema pokreta (npr. hod ili hvatanje rukom). Obnova motornog ponašanja se može postići vežbanjem istih mišića starim (restitucija) ili alternativnim (substitucija) putevima. Takođe može biti usmerena prema kompenzacijama, tj. prema motornom učenju kompenzatornih veština (drugi mišići). [Hattem et al., 2016]

Cilj rehabilitacije je vežbanje nervnog sistema, vraćanje mišićne snage, poboljšanje ravnoteže i kinematičko vežbanje kako bi se pacijentu omogućilo da povрати maksimalan nivo funkcionalnosti i nezavisnosti, a u isto vreme kako bi mu se pomoglo da poboljša kvalitet života, fizički, emocionalno i socijalno. Klinički je dokazano da intenzivno ponavljanje vežbanja, odmah nakon moždanog udara, jača neuronske veze zadužene za određeni motorički zadatak. Opšti oporavak, posebno tokom prvih nekoliko nedelja nakon moždanog udara, reflektuje oporavak neurotransmisije u neoštećenom tkivu. Ipak, kognitivne, jezičke i motoričke sposobnosti mogu se poboljšati u bilo kom trenutku nakon moždanog udara putem cerebralnih procesa uključenih u obično učenje. Ponavljanje vežbanja stimuliše neuroplasticitet, tj. sposobnost neuronskih mreža u mozgu da se menjaju rastom i reorganizacijom. Ove promene se odnose na promene pojedinačnih neuronskih puteva, pa sve do stvaranja novih veza i na kraju do sistematskih prilagođavanja poput kortikalnog remapiranja [Fuchs & Flügge, 2014]. Ova neuroplastičnost uključuje veću ekscitabilnost i regrutovanje neurona u obe hemisfere mozga koji doprinose boljim performansama, nicanje dendrita koji komuniciraju sa drugim neuronima i jačanje ovih sinaptičkih veza. Studije funkcionalnog neuroimaginga pokazale su povećanu cerebralnu aktivnost u obe hemisfere poboljšanjem veština pacijenata [Dobkin, 2005].

Deo rehabilitacije nakon moždanog udara je restoracija hoda, odnosno ponovna obuka pacijenta da stoji i hoda na način najbliži hodu koji je imao pre poremećaja. Postoji nekoliko načina rehabilitacije hoda: klasični uz pomoć fizioterapeuta, vežbe sa delimičnom potporom telesne težine, rehabilitacija uz pomoć robota, FES, neinvazivni *brain-computer* interfejs (BCI) zasnovani na elektroencefalogramu i funkcionalnoj bliskoj infracrvenoj spektroskopiji (eng. *Functional near infrared spectroscopy* - fNIRS) itd. Istraživači su zaključili da se ne povećava verovatnoća da će pacijenti koji koriste traku za trčanje tokom rehabilitacije, sa ili bez potpore telesne težine, poboljšati svoju sposobnost samostalnog hodanja u poređenju sa pacijentima koji ne koriste traku za trčanje. Ipak, zaključili su i da se brzina hodanja i izdržljivost mogu malo poboljšati u kratkom vremenskom periodu korišćenjem trake. Međutim, nije pokazano da poboljšanja brzine hodanja i izdržljivosti mogu imati trajne korisne efekte [Mehrholz et al., 2017]. Pokazano je da upotreba FES-a u kombinaciji sa različitim strategijama hodanja dovodi do poboljšanja hemiplegičnog hoda. Izveštaji o neinvazivnim BCI za oporavak od moždanog udara ograničeni su na rehabilitaciju gornjih ekstremiteta; međutim, istraživanja sugerišu da bi mogao postojati zajednički mehanizam koji utiče na oporavak gornjih i donjih ekstremiteta istovremeno, nezavisno da li je rehabilitacija usmerena na oporavak gornjih ili donjih ekstremiteta. Primenom fNIRS-a otkriveni su signali iz određenih regiona korteksa tokom obavljanja motoričkih aktivnosti, koji mogu biti potencijalno korisni za razvoj budućih BCI [Belda-Lois et al., 2011].

Kroz temeljno razumevanje zdravog i patološkog obrasca hoda, moguće je maksimizirati oporavak funkcija povezanih sa hoda kod pacijenata [Dettmann et al., 1987]. Pri odabiru i razvoju metoda

lečenja koji bi trebalo da deluju na osnovne patomehanizme koji izazivaju poremećaje treba razmotriti složene interakcije neuromuskuloskeletnog sistema [Verma et al., 2010]. U procesu rehabilitacije je značajan faktor uspešnosti protokola koji se primenjuju, a taj faktor mora da bude objektivno kvantifikovan. Objektivna kvantifikacija hoda podrazumeva precizno snimanje hoda pomoću instrumentacije, kao i primenu odgovarajućih metoda analize izmerenih signala.

2.5. Instrumentacija

U sledećem poglavlju detaljno su opisani sistemi koji se koriste za akviziciju signala hoda, u cilju analize hoda zdravih osoba i pacijenata. Razmatrane su tehničke prednosti i mane svakog sistema pojedinačno, Pomenute su kliničke i istraživačke primene datih statičkih i prenosivih sistema.

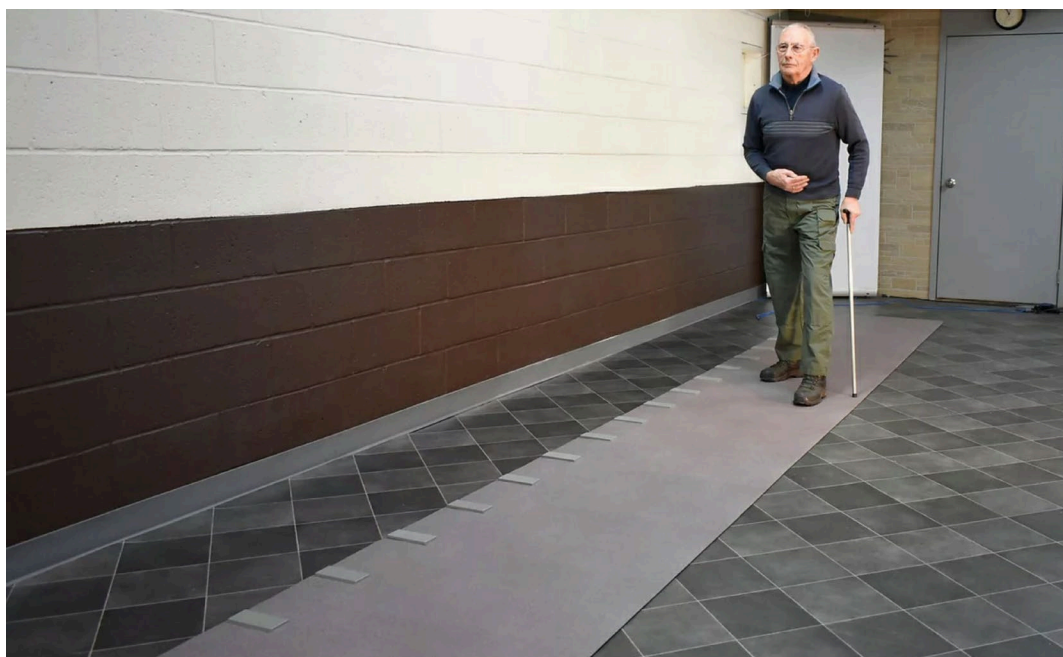
2.5.1. Statički sistemi

Zlatni standard za kvantitativnu analizu hoda podrazumeva upotrebu 3D sistema za snimanje pokreta i platformi sile. Sistemi sa intergrisanim kamerama prikupljaju podatke o hodu subjekta kroz optičke senzore i vrše objektivna merenja različitih parametara digitalnom obradom slike. Analogne ili digitalne kamere su najčešće korišćeni uređaji. Takođe se koriste i druge vrste optičkih senzora kao što su laserski skeneri, infracrveni senzori... Kod ove kategorije mernih sistema postoje dva tipa merenja: sa i bez markera koje ispitanik nosi. [Muro de la Herran et al., 2014]

Sistemi sa integrisanim mernim platformama se zasnivaju na sensorima pritiska i sile reakcije podloge. Merne platforme koristeći merne trake precizno mere trodimenzionalnu raspodelu sile reakcije podloge i uobičajeno su 60 x 60 cm, tako da snimaju sile samo u toku jednog koraka i to jedne noge. To je razlog da se koristi više platformi postavljenih tako da snimaju nekoliko koraka obe noge. Programi koriste izmerene položaje tačaka (markera) i ispitivaču omogućuju detaljnu analizu kinematike (trajektorije, brzine i ubrzanja markera) i na osnovu njih ugaone promene između segmenata tela. Program koristi i signale sa mernih platformi pa omogućuje i analizu dinamike (sile, momenti, snaga, energija). [Muro de la Herran et al., 2014]



Slika 2. *Oxford Gait Laboratory* [slika zvanično dobijena ljubaznošću Oxford Gait Laboratory tima].



Slika 3. Zebris FDM-THQ (gornja slika) i GAITRite šetališta (donja slika) [slike zvanično dobijene ljubaznošću Zebris Medical GmbH i CIR Systems tima].

Tačan i precizan skup podataka može se dobiti samo u specijalizovanoj laboratoriji za hodanje opremljenoj sa više kamera i ploča koje mere sile reakcije podloge [do Carmo Vilas-Boas et al., 2019; Yang et al., 2014]. Poželjno je da laboratorije budu deo klinike, gde se vrši ispitivanje hoda pacijenata posle moždanog udara [Wong et al., 2004]. Primer ovakve laboratorije sa 12 integrisanih kamera i druge najsavremenije opreme je *Oxford Gait Laboratory* (Slika 2) (Oksford, Ujedinjeno Kraljevstvo) [Kerr et al., 2019].

Iako se iz laboratorije dobijaju veoma precizna merenja, laboratorijska ispitivanja se oslanjaju na skupu opremu i tehničku podršku, ograničavajući prikupljanje podataka na specijalizovane centre, analizu na retki broj ciklusa hoda koji se proizvode pod visoko kontrolisanim uslovima, kao i duže vreme postavke sistema i merenja [Akhtaruzzaman et al., 2016; do Carmo Vilas-Boas et al., 2019]. Da bi mogao da se analizira veći broj koraka za analizu hoda se koriste i pokretne trake i šetališta ispod kojeg su merne platforme, koje mogu biti i deo laboratorije, ali i samostalno služiti za prikupljanje signala za analizu hoda. Pokretne trake i šetališta su jeftinije alternative pa se zato i češće koriste u rehabilitacionim centrima u odnosu na laboratorije za analizu hoda. Neki od komercijalnih primera su *Zebris FDM-THQ* (Zebris Medical GmbH, Isni im Algoj, Nemačka) [Van Alsenoy et al., 2018] i *GAITRite* (CIR Systems, Inc., Franklin, Nju Džersi, SAD) [Jagos et al., 2017; Đurić-Jovičić M. et al., 2017] (Slika 3). Kod osoba koje su preživele moždani udar, brzina hodanja merena pomoću *GAITRite* sistema je validirana analizom signala dobijenih sa sistemom za snimanje pokreta [Stokic et al., 2009]. Takođe, *GAITRite* sistem je korišćen u analizi varijabilnosti između uzastopnih koraka [Chisholm et al., 2014]. Šetališta i pokretne trake mogu biti deo pokretnih laboratorija, kao što su *OptoGait* (Microgait, Bolcano, Italija) [Healy et al., 2019]. Ipak, ovi sistemi omogućavaju testiranje samo pravolinijskog hodanja i imaju ograničenu dužinu [Rinehart et al., 2006]. Takođe, hod po pokretnoj traci se razlikuje od hoda po nepokretnoj podlozi [Winter, 2009].

2.5.2. Prenosivi sistemi

Razvoj tehnologije prenosivih sistema je omogućio korišćenje alternativnih i jeftinijih pristupa za procenu hoda zasnovanih na inercijalnim mernim jedinicama (IMU) i senzorima sile reakcije tla (GRF) [Benson et al., 2018; Kokolevich et al., 2021]. Ovi prenosivi, bežični sistemi su pogodni za praćenje performansi hoda u kliničkim i kućnim uslovima [Petraglia et al., 2019]. Jednostavni su za upotrebu, neinvazivni, mali, kompaktni i dovoljno robusni da pruže vredne informacije za objektivnu procenu hoda kod ljudi sa neurološkim poremećajima [Panero et al., 2021; Vienne et al., 2017].

Prenosivi sistemi za analizu koriste senzore postavljene na delovima tela poput stopala, potkolena, natkolena ili struka. Različite vrste senzora koriste se za snimanje različitih signala koji karakterišu ljudski hod. U ovu grupu spadaju akcelerometri, žiroskopi, magnetometri, senzori sile, ekstenzometri, goniometri, aktivni markeri, EMG uređaji itd.

- *Senzori za merenje raspodele sile reakcije podloge*

Senzori sile mere raspodelu sile reakcije podloge. Izlazni signal je struja ili napon koji je proporcionalan izmerenom pritisku. Senzori pritiska mere silu koja deluje na senzor, ne uzimajući u obzir komponente te sile na svim osama. Najčešće korišćeni modeli ove vrste su kapacitivni, piezoelektrični i piezorezitivni senzori. Izbor senzora zavisi od opsega pritiska koji će biti primenjen, linearnosti i osetljivosti. U piezorezistivnim senzorima električni otpor se smanjuje kako se povećava težina na njima. Piezoelektrični senzori su izrađeni od tri merača deformacije u tri različita međusobno ortogonalna smeru i postavljeni su na silikonski gel. Pod pritiskom, gel se deformiše i ova deformacija se beleži. Ako su merač deformacije i karakteristike gela poznati, može se izračunati ukupan pritisak [Muro de la Herran et al., 2014]. Ove senzore karakteriše odlična linearnost i vreme reakcije, ali se zbog velike veličine ne prilagođavaju dobro površinama. Kapacitivni senzori se zasnivaju na principu da se kapacitet kondenzatora menja u zavisnosti od različitih parametara,

uključujući rastojanje između dve elektrode.

Razvijeni su brojni sistemi [Hausdorff et al., 1995; Hausdorff et al., 1999] za računanje vremenskih parametara hoda sa dva senzora sile reakcije podloge pozicioniranih ispod pete i metatarzalnoj zoni, koji su korišćeni za procenu verovatnoća pada kod starijih osoba [Hausdorff et al., 2001] i pronalaženje različitih obrazaca hoda [Hausdorff et al., 1996]. Analiza GRF signala je korisna u proceni stanja pacijenata nakon moždanog udara tokom rehabilitacije kao i efekata tretmana koji se primenjuje [Szczerbik et al., 2014; Milovanović et al., 2018; Lee et al., 2020].

Ulošci sa ugrađenim senzorima sile omogućavaju beleženje pritiska ispod stopala u statičkim i donekle dinamičkim uslovima (dugo vreme odziva). *Novel* (Novel, GmbH, Minhen, Nemačka) [Novel, 2022] nudi *PEDAR* uloške za pouzdano i tačno prikupljanje podataka [Queen et al., 2020]. *Tekscan* (Tekscan, Inc., Boston, Masačusets, SAD) nudi uloške za cipele za kliničku procenu stajanja i hoda u bolnicama i istraživačkim centrima [Luggage & Kaufman, 2014] (Slika 4). *SoniGait* je bežični instrumentirani uložak za sonifikaciju hoda u realnom vremenu [Horsak et al., 2016].

Korišćenjem uložaka sa ugrađenim senzorima omogućena je jednostavna montaža sistema, koja se svodi na obuvanje cipela sa postavljenim ulošcima. Ovakav sistem se može koristiti u svakodnevnim uslovima, ali i u kliničkim, kada je veoma važno obezbediti što jednostavniju postavku sistema, jer se snima hod pacijenata sa teškom kliničkom slikom. Raspored senzora unutar uložaka omogućava akviziciju signala ispitanika različite veličine stopala. [Akhtaruzzaman et al., 2016]

Jedna od mana GRF uložaka je nedovoljna robusnost u pogledu promene temperature i vlažnosti okoline kao i značajni histerezis [Ferber et al., 2013]. Takođe, za tačnu detekciju faza tokom hoda potrebno je postaviti senzore na specifične lokacije i prilagoditi ih za svakog ispitanika lično, što zahteva iskusnog stručnjaka [Sánchez Manchola et al., 2019; Smith et al., 2002]. Ovi senzori su često izloženi kidanju i trenju, što rezultira kraćim životnim vekom [Gouwanda & Gopalai, 2015].



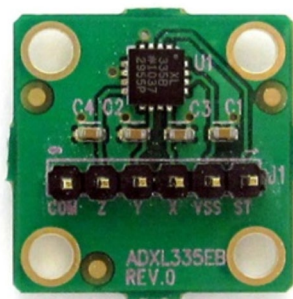
Slika 4. PEDAR ulošci (gornja slika) i Tekscan ulošci (donja slika) [slike zvanično dobijene ljubaznošću Novel i Tekscan tima].

- *Senzori za merenje ubrzanja*

Akcelerometar je uređaj koji meri brzinu promene brzine - ubrzanje u sopstvenom koordinatnom sistemu [Rindler, 1977]. Akcelerometri u slobodnom padu mere nula ubrzanja, dok će ona na ravnoj površini pokazivati vrednost gravitacije Zemlje, tj. $g = 9.81 \text{ m/s}^2$. Imaju višestruku primenu, kako u istraživanjima tako i u industriji.

Postoje razne vrste akcelerometara, neki od njih su: piezorezitivni, piezoelektrični, kapacitivni, laserski i drugi. U komercijalnim uređajima, piezoelektrične, kapacitivne i piezorezitivne komponente se mogu koristiti za transformaciju mehaničkog kretanja u električni signal. Konceptualno, akcelerometar se ponaša kao prigušena masa na opruzi. Kada se akcelerometar ubrza, masa se pomera do te mere da je opruga u stanju da ubrza masu istom brzinom kao i kućište. Piezorezitivni akcelerometri su poželjni u primenama sa velikim udarima. Kapacitivni akcelerometri obično koriste silikonski mikro-obrađeni senzorski element. Njihove performanse su superiorne u opsegu niskih frekvencija i njima se može upravljati u servo režimu kako bi se postigla visoka stabilnost i linearnost. Savremeni akcelerometri su često mali mikro-elektro-mehanički sistemi (MEMS) i zaista su najjednostavniji mogući MEMS uređaji, koji se sastoje od nešto više od konzolne grede sa nepropusnom masom (poznatom i kao seizmička masa). Prigušivanje je rezultat zaostalog gasa zapečaćenog u uređaju. Primer komercijalno dostupnog akcelerometara je EVAL-ADXL335 akcelerometar (Analog Devices, Wilmington, Masačusets, SAD) [Analog Devices, Inc., 2022a] (Slika 5).

Akcelerometri se često koriste u evaluaciji performansi hoda kod ljudi posle moždanog udara [Moore et al., 2017; Del Din et al., 2015]. Pouzdani su za kvantifikovanje hoda nakon moždanog udara sa više potencijalnih primena. Potrebno je dalje usavršavanje radi optimizacije algoritama za kvantifikaciju hoda koristeći vremensko-prostorne parametare hoda [Zijlstra & Hof, 2003], uključujući asimetriju hoda [Moore et al., 2017]. Rueterbories u saradnji sa drugim istraživačima je analizirao događaje, tj. faze u hodu zdravih i hemiparetičnih subjekata koristeći akcelerometre postavljene na stopalo ispitanika i to pomoću algoritma konačnih stanja (*finite state*). Visoka tačnost je pokazana za hod zdravih ispitanika, dok je tačnost detekcije za hemiparetične subjekte bila smanjena. Pored toga, kašnjenje detekcije je povećano za hemiparetične subjekte [Rueterbories et al., 2014]. Akcelerometri su korišćeni i za kvantifikovanje varijabilnosti tokom hoda. Studije su pokazale da je varijabilnost trajanja koraka povezana sa ambulantom aktivnošću za pojedince koji žive u zajednici nakon moždanog udara kada se meri tokom hodanja u okruženju sa visokim stepenom ometanja, kao što je *dual task* situacija, a slabo povezana kada nema ometanja [Zukowski et al., 2019]. Drugi istraživači su pokazali da varijabilnost hoda zasnovana na proceni koeficijenata autokorelacije na vertikalnoj osi merena pomoću akcelerometra ima potencijal da postane metoda skrininga za opštu stariju populaciju [Matsumoto et al., 2016].



Slika 5. EVAL-ADXL335 akcelerometar [slika zvanično dobijena ljubaznošću Analog Devices, Inc. tima].

Prednosti upotrebe akcelerometara u analizi hoda su njihova mala dimenzija, mala potrošnja energije, niska cena u poređenju sa drugim senzorima i jednostavnost postavljanja na telo. Ipak, akcelerometri

zahtevaju naknadnu obradu signala usled prisustva drifta u dvostrukoj integraciji (radi izračunavanja položaja). Postupak kalibracije je zahtevan i neprecizno postavljanje senzora može otežati merenja [Hurkmans et al., 2006]. Postoji i efekat gravitacije, koji je uvek prisutan. To nije strogo nedostatak, ali potrebno je uključiti u dalju analizu činjenicu u obzir da se gravitacioni vektor sile projektuje na određene ose akcelerometra i da se prilikom kretanja taj vektor stalno menja.

- *Senzori za merenje ugaone brzine*

Žiroskop je uređaj koji se koristi za merenje ili održavanje orijentacije i ugaone brzine. To je rotirajući točak ili disk u kome osa rotacije može da preuzme bilo koju orijentaciju. Pri rotiranju, na orijentaciju ove ose ne utiče naginjanje ili rotacija nosača, u skladu sa očuvanjem ugaonog momenta. Koriolisov efekat dovodi do toga da predmet deluje silom na njegov oslonac, a merenjem te sile može se odrediti brzina rotacije [Gyroscope – Wikipedia, 2022]. Postoje nekoliko vrsta žiroskopa: MEMS žiroskopi, prstenasti laseri u čvrstom stanju, optički žiroskopi i izuzetno osetljivi kvantni žiroskopi [Tao et al., 2012]. Primer komercijalno dostupnog žiroskopa je EVAL- ADXRS450 žiroskop (Analog Devices, Wilmington, Masačusets, SAD) [Analog Devices, Inc., 2022b] (Slika 6).



Slika 6. EVAL-ADXRS450 žiroskop [slika zvanično dobijena ljubaznošću Analog Devices, Inc. tima].

I zdravi ispitanici i hemiparetični pacijenti su učestvovali u studijama koje su pokazale da žiroskopi postavljeni na nogu mogu proceniti abnormalne šeme hoda kako u prostornom tako i u vremenskom prostoru [Zhao et al., 2019]. Mannini u saradnji sa drugim istraživačima je razvio algoritam u realnom vremenu zasnovan na skrivenim Markovljevom modelu (eng. *Hidden Markov model* - HMM) za određivanje događaja u hodu pomoću žiroskopa montiranog na nogu. Postigli su tačnost detekcije od 100% i srednje kašnjenje detekcije manje od 43 ms. Za detekciju kontakta petom kašnjenje je i smanjeno [Mannini et al., 2013]. Žiroskopi su korišćeni u bolničkom okruženju za kvantifikovanje vremenskih parametara hoda kod ispitanika posle operacije kolena [De Vroey et al., 2018]. Avitabile je u saradnji sa drugim autorima pokazao da se varijabilnost tokom hoda može kvantifikovati koristeći samo žiroskop montiran na potkoleno ispitanika i koristiti kao dijagnostički alat u kliničkom okruženju za pacijente sa Parkinsonovom ili Alchajmerovom bolešću [Avitabile et al., 2015].

Prednost u poređenju sa akcelerometrima je u tome što ne postoji gravitacioni uticaj, niti postoji šum usled udara pete. Korišćenju žiroskopa za kvantifikaciju hoda pridaje se velika pažnja jer su ugaone brzine korisne za procenu uglova zglobova, a senzori rade sa odličnom preciznošću u opsegu brzina delova tela tokom hoda. Žiroskopi su korišćeni za procenu simetrije [Gouwanda et al., 2016]. Takođe, precizna montaža nije potrebna. Ipak, postoji izražen drift u integraciji kao i kod akcelerometara [Xing et al., 2017].

- *Senzori za merenje ubrzanja, ugaone brzine i jačine magnetnog polja*

IMU je elektronski uređaj koji meri specifičnu silu tela, ugaonu brzinu i orijentaciju tela, koristeći kombinaciju akcelerometara, žiroskopa i ponekad magnetometara [*Inertial measurement unit* -

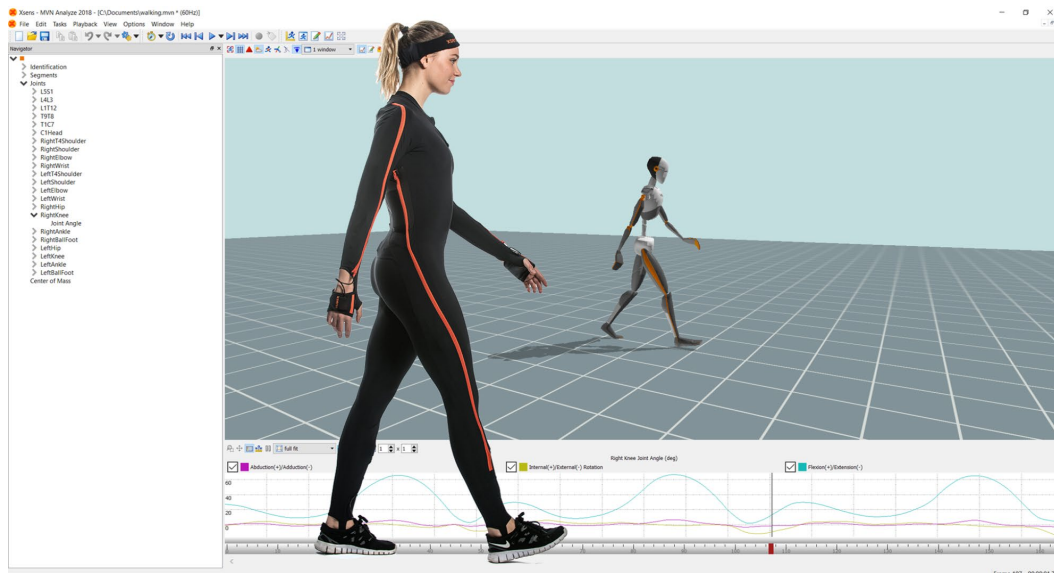
Wikipedia, 2022]. IMU senzori su jedni od najčešće korišćenih mernih sistema u studijama analize hoda [Shull et al., 2014]. Pokazano je da je moguće estimirati vremensko-prostorne parametre hoda pacijenata nakon moždanog udara koristeći jedan IMU koji je postavljen na leđa ispitanika. Rezultati su validirani estimacijom istih parametara koristeći optoelektronski sistem [Parisi et al., 2016]. Pokazano je da je bolja estimacija vremensko-prostornih parametara koristeći IMU postavljene na stopalu u poređenju sa postavkom na skočnom zglobu [Washabaugh et al., 2017]. Sa druge strane, IMU se koristi u analizi varijabilnosti hoda osoba nakon moždanog udara [Kang et al., 2020]. Za analizu varijabilnosti hoda, korišćeni su i ciklogrami, čije su ose uglovi zglobova [Lee et al., 2021]. Ovi uglovi su dobijeni pomoću IMU sistema. Ipak, problem akumulirane greške usled integracije nije pomenut u radu.

Moticon (Moticon ReGo AG, Minhen, Nemačka) [Moticon, 2022] je bežični sistem sa ugrađenom inercijalnom mernom jedinicom i sensorima pritiska za procenu sile reakcije tla za snimanje podataka i analizu u realnom vremenu. Sistem je korišćen u mnogim studijama u nauci o sportu [Stöggl & Martiner, 2017]. Sinhronizacija između dva sistema nije trivijalna, pre svega zbog izgubljenih paketa podataka usled bežične komunikacije. Popularni sistem za analizu hoda je *MVN BIOMECH Link* (Xsens, Enschede, Holandija) [Mavor et al., 2020]. Ovaj prenosivi sistem beleži kinematiku telesnih segmenata pomoću skupa IMU jedinica postavljenih na telu (Slika 7, Slika 8).

Glavni nedostatak upotrebe IMU su nagomilane greške usled drifta. Budući da sistem neprekidno integriše ubrzanje u odnosu na vreme da bi izračunao brzinu i položaj, bilo kakve greške u merenju, ma kako male bile, vremenom se akumuliraju. To dovodi do drifta. Usled integracije, konstantna greška u ubrzanju rezultira kvadratnom greškom u brzini i kubnim rastom greške u položaju usled integracije. [Hurkmans et al., 2006]



Slika 7. MVN Link i MVN Awinda sistemi sa integrisanim inercijalnim jedinicama [slika zvanično dobijena ljubaznošću Xsens tima i modifikovana.].



Slika 8. Prikaz softvera za MVN Awinda sistem [slika zvanično dobijena ljubaznošću Xsens tima].

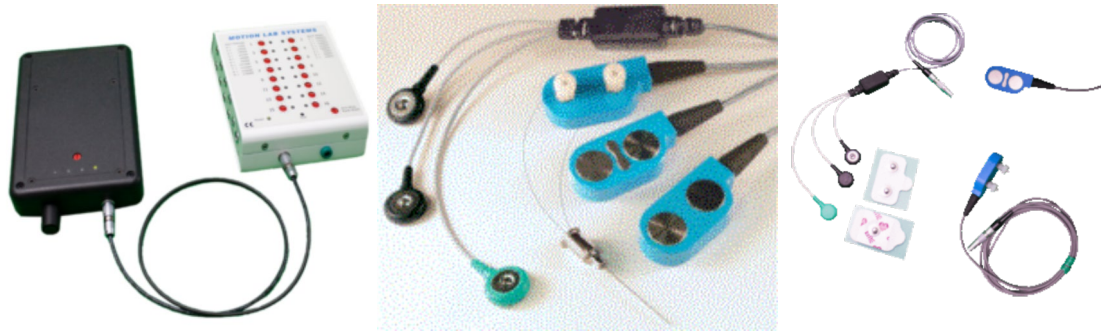
- *Senzori za merenje električne aktivnosti mišića*

Elektromiografija (EMG) je elektrofiziološka metoda snimanja električne aktivnosti mišića. Prema lokaciji merenja, može biti površinska i intramuskularna, gde se uvodi elektroda (tanka igla) u ispitivani mišić [Paoletti et al., 2020]. EMG se obavlja pomoću instrumenta – elektromiografa, koji snima signale - elektromiogramme. Ovi signali manifestuju mišićne kontrakcije [De Luca, 1979]. Amplituda EMG-a je $\sim 100 \mu\text{V}$, ali može biti i nekoliko mV.

EMG je često korišćena za detekciju faza hoda [Joshi et al., 2013]. Takođe je korišćena za detekciju i analizu patoloških obrazaca hoda [Guo et al., 2020]. Prema rezultatima, hod ispitanika koji istovremeno obavlja i drugi zadatak (*dual-task*) izazvalo je smanjenje složenosti EMG signala i vremenskih serija intervala koraka u poređenju sa hoda kada ispitanik ne obavlja drugi zadatak i time je ukazano na korelaciju EMG signala i varijabilnosti tokom hoda [Dawi et al., 2021]. EMG analiza je korišćena i u analizi sinergija hoda [Van Criekinge et al., 2020, Ivanenko et al., 2003].

MA-400 EMG sistem (Motion Lab Systems, Inc., Baton Ruž, LA, SAD) je korišćen u studijama analize hoda [MacWilliams et al., 2021]. Dostupan je u konfiguraciji sa 16, 10 i 6 EMG kanala. Sistemski izlaz je signal od $\pm 5 \text{ V}$ koji čini sistem robusnim za integraciju sa bilo kojim drugim uređajima koji koriste analogno-digitalni konvertor. *ZeroWire* EMG (Aurion Srl, Milano, Italija) je takođe korišćen u više studija za analizu hoda [Narayan et al., 2020; Fischer & Wolf, 2018; Alizad et al., 2018]. Takođe je korišćen i Ultium EMG senzorski sistem sa integrisanim IMU (Noraxon USA Inc., Skotsdel, Arizona, SAD) u studijama sa pacijentima nakon moždanog udara u rehabilitaciji gornjih ekstremiteta [Ma et al., 2019] (Slika 9).

Međutim, površinska EMG analiza ima određena ograničenja; na primer, masno tkivo može izazvati šum i negativno uticati na EMG snimke. Takođe, postoji problem preslušavanja snimljenih aktivnosti mišića (eng. *crosstalk*) i nedostatak pouzdanosti snimaka dubokih mišića [Kuiken et al., 2003]. Komplikovana je procedura snimanja, specijalno u bolničkim uslovima, kada se snima hod bolesnika sa teškom kliničkom slikom [Muro de la Herran et al., 2014] i zahteva prethodno obučavanje kliničara za korišćenje sistema. Pokazano je da sinergijska struktura zavisi i od broja i izbora mišića [Steele et al., 2013]. Sa druge strane, posredna dinamička reprezentacija je logična veza između veoma varijabilne mišićne aktivnosti i mehanike celog tela [Lacquaniti et al., 1999].



Slika 9. MA-400 EMG i Ultium EMG sistem (koji sadrži i integrisane IMU jedinice) [slika zvanično dobijena ljubaznošću Motion Lab Systems i Noraxon tima].

2.6. Metode pretprocesiranja signala hoda

Signali koji se dobijaju snimanjem je potrebno pretprocesirati pre dalje analize hoda [Crenna et al., 2021]. Da bi se izračunala ubrzanja i ugaone brzine iz merenja sistemima koji mere položaj i ugao, neophodna je diferencijacija i niskopropusno filtriranje, jer šum može uticati na numeričke derivate. Takođe, integracija ubrzanja rezultira kvadratnom greškom u brzini i kubnim porastom greške u položaju [Hurkmans et al., 2006]. Niskopropusno filtriranje ima dva cilja: diferencijaciju i poboljšanje metrike signal/šum. Uobičajene granične frekvencije su u opsegu između 3 i 10 Hz [Winter, 2009]. Postoji nekoliko metoda niskopropusnog filtriranja koji se koriste u analizi signala hoda: *Moving average* filter [Byun et al., 2019], linearni filtri poput *Butterworth*-ovog filtera [Crenna et al., 2021] i polinomski filteri poput *Savitzky–Golay* filtera [Zhang et al., 2022].

Korišćenje *Butterworth*-ovog filtera često uvodi kašnjenje signala, tj. neželjeni pomeraj u fazi filtriranog signala. Ovo kašnjenje se povećava sa smanjenjem frekvencije odsecanja i sa povećanjem reda filtera. U *offline* analizi se ovaj neželjeni pomeraj može eliminisati filtriranjem koje se primenjuje dva puta, unapred i unazad u odnosu na vremenski tok signala. Tako se dobija filter nulte faze.

Ne postoji jasna standardizacija za odabir frekvencije odsecanja niskopropusnog filtra u analizi hoda. Takođe, biranje frekvencije odsecanja zahteva kompromis. Niža frekvencija odsecanja će obezbediti smanjenje oscilacija koje će poboljšati automatsku detekciju događaja poput udara petom i odizanja prstiju; međutim, viša frekvencija odsecanja će rezultirati manjim izobličenjem signala usled filtriranja [Catalfamo et al., 2010]. Frekvencija odsecanja od 5 Hz je korišćena u različitim studijama analize hoda [Catalfamo et al., 2010; Ye et al., 2020]. Takođe je korišćena i u studijama u kojima su učestvovali pacijenti nakon moždanog udara [Romijnders et al., 2021].

2.7. Metode analize hoda

Analiza hoda je sistematsko proučavanje kretanja, uz pomoć instrumenata za merenje pokreta, mehanike delova tela i aktivnosti mišića [Levine et al., 2012]. Analiza hoda koristi se za procenu i lečenje pojedinaca sa oboljenjima koja utiču na njihovu sposobnost hoda. Takođe se koristi u sportskoj biomehanici da bi se sportistima pomoglo da efikasnije trče i da identifikuju probleme povezane sa držanjem tela ili pokretom. Koristi se i za identifikaciju ljudi (nadzor objekata i slično) [Kale et al., 2003]. Analiza obuhvata kvantifikaciju (uvođenje i analizu parametara hoda), kao i interpretaciju, tj. donošenje različitih zaključaka o ispitaniku (zdravlje, starost, veličina, težina, brzina itd.) iz njegovog obrasca hoda [*Gait analysis – Wikipedia*, 2022].

U radovima drugih istraživača, preduslov za kvantitativnu analizu hoda podrazumeva segmentaciju hoda. Nekoliko algoritama je razvijeno za rešavanje ovog problema, kao što su metode prelaska preko nule i korišćenje metode praga [Gouwanda et al., 2016; Mei et al., 2019]. Međutim, ovi algoritmi obično imaju nižu tačnost kod patoloških obrazaca hoda [Pérez-Ibarra et al., 2018]. Zlatni standard za razdvajanje faza hoda je signal direktnog kontakta između stopala i tla. Iz tog razloga, određeni prenosivi sistemi, pored IMU-a, sadrže i uloške za stopala u cipelama. Međutim, tačnost i pouzdanost detekcije faza hoda takođe zavise od lokacije GRF senzora [Lyons et al., 2002]. Udar petom je teško automatski odrediti na snimcima osobe nakon moždanog udara, upravo zbog problema spuštenog stopala (eng. *foot drop*) [Beckerman et al., 1996]. Stoga je u interesu razviti metodu analize hoda koja ne uključuje segmentaciju na korake.

2.7.1. Kliničke skale

Radi unapređenja razumevanja mehanizama oporavka i protokola tretmana nakon moždanog udara potrebno je konsolidovati i standardizovati mere procene oporavka i omogućiti odgovarajuću terapiju svakom pacijentu posebno. Standardne metode za procenu ljudskog hoda u kliničkom okruženju su kliničke skale [Lord et al., 1998; Toro et al., 2003]. SRRR (*Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable*) grupa [Kwakkel et al., 2017] je ustanovila preporuke za standardizaciju parametara

senzomotornog oporavka nakon moždanog udara [Bernhardt et al., 2016]. Ova istraživačka grupa je definisala vremenske periode za estimaciju esencijalnih parametara i to: odmah nakon moždanog udara, u roku od tri dana nakon moždanog udara, u roku od sedam dana, nakon tri meseca i poželjno nakon šest i dvanaest meseci. Zatim se određuju protokoli i alati merenja koristeći znanje eksperatskih grupa, a počinje se od skupa od 72 različitih mera, koji se posle rangira i bira skup optimalnih za dati slučaj i vremenski period nakon moždanog udara. Za okruglim stolom se bira konačni konsensus oko esencijalnih protokola i mera. Ovaj skup parametara se sastoji od procene ozbiljnosti moždanog udara (korišćenjem ocene Nacionalnog instituta za zdravstveni moždani udar (NIHSS - *the National Institutes of Health Stroke Scale*), funkcionalnih mera dobijenih primenom Fugl-Majerovog testa [Fugl-Meyer et al., 1975], testa hoda od deset metara [Wade, 1992] i ARAT testa (*action reasearch arm test*) [Lyle, 1981]. Pored navedenih testova, procena često uključuje vizuelnu procenu hoda [Krebs et al., 1985] i anketu [Perry et al., 1995] u kojoj pacijenti procenjuju svoje performanse, a koja karakteriše opšti kvalitet života. Za procenu opšteg invaliditeta predloženo je korišćenje mRS skale (*modified Rankin Scale*) [Rankin, 1957]. Potrebno je prikupiti i demografske informacije poput godina, pola, etničkog porekla, stepena obrazovanja, ali i informacije o zdravstvenom stanju nakon moždanog udara: tip udara (ishemijski ili hemoragični), lokacija udara (kortikalni, subkortikalni, u srednjem mozgu ili u moždanom stablu), uz odgovorajući snimak dobijen pomoću rentgena ili magnetne rezonance. Ovi podaci se koriste i za karakterizaciju populacije, kao i za potrebnu stratifikaciju populacije u daljim istraživanjima [Bernhardt et al., 2015].

Mere brzine i funkcije hoda možda neće u potpunosti kvantifikovati kvalitet hoda. Takođe, jednokratno testiranje u kontrolisanom okruženju ne reflektuje svakodnevnu promenljivost performansi hoda. Na primer, kod kliničkih testova vreme zaustavljanja može biti ograničeno greškom posmatrača. [Akhtaruzzaman et al., 2016]

Subjektivnost sprečava precizno merenje performansi; stoga prethodno pomenute metode nisu u potpunosti optimalne za određivanje efikasnosti rehabilitacionog protokola. Takođe, korišćenje kliničkih skala ne omogućava u potpunosti razlikovanje između restitucije i kompenzacionih motornih mehanizama [Bernhardt et al., 2016]. Napredak u novim tehnologijama je omogućio korišćenje uređaja i različitih tehnika koje omogućavaju objektivnu procenu različitih parametara hoda, što rezultira efikasnijim merenjima i pruža kliničarima objektivne informacije o hodu pacijenata [Moore et al., 2017]. Metode za objektivnu procenu performansi hoda koriste skup podataka koji predstavlja dinamiku hoda snimljenu pomoću različitih uređaja i senzora.

2.7.2. *Konvencionalne metode analize*

Nakon akvizicije signala koristeći sisteme za snimanje hoda, podaci se procesiraju da bi se dobile klinički značajne karakteristike hoda. Hod se sastoji od periodičnih ciklusa – koraka. Prvi korak u procesu obrade signala je segmentacija hoda na pojedinačne korake [Haji Ghassemi et al., 2018]. Postoje različiti algoritmi za segmentaciju hoda i to zasnovani na: detekciji događaja u hodu, poput udara petom ili podizanja prstiju [Agostini et al., 2017], detekciji lokalnih ekstrema, detekciji prelazaka preko nule i metodama praga [Figueiredo et al., 2018; Hundza et al., 2013] i *wavelet* transformacijama [Sprager & Zazula, 2011]. Takođe se koriste različite metode mašinskog učenja, poput HMM [Roth et al., 2021] i konvolucijskih neuronskih mreža [Gadaleta et al., 2019]. Sve navedene metode su dale dobre rezultate, ali su u većini slučajeva bile ograničene kontrolisanim i nadgledanim okruženjem unutar laboratorije i snimanjem malog broja koraka [Roth et al., 2021]. Tabela 1 prikazuje skup nekih od konvencionalnih podataka koji se mogu proceniti koristeći IMU i GRF senzore.

Razlog za kvantifikaciju hoda je objektivna procena učinka hoda. Međutim, ne postoji zlatni standard definicije šta je zdrav obrazac hoda. Mladi ljudi imaju drugačije obrasce hoda od osoba starije životne dobi. Hod žena se razlikuje od hoda muškaraca. Nije zanemarljiv ni uticaj vrste obuće koja se koristi [Cho et al., 2004]. Metode koje se koriste u kliničkim studijama upoređuju izmerene karakteristike

pre i posle terapije, ili različitih terapijskih protokola. Poređenje se statistički analizira, a kao mere se koriste značajne razlike. Na primer, istraživači su posmatrali konvencionalne parametre poput trajanja faza tokom koraka i kadencu za procenu efekata terapije pacijenata nakon moždanog udara (Tabela 2) [Milovanović et al., 2018].

Simetrija se često koristi za analizu performansi hoda nakon moždanog udara. Najčešći pristupi koji se koriste za definisanje simetrije hoda su definisanje odnosa simetrije (SR), indeksa simetrije (SI), asimetrije hoda (GA) [Patterson et al., 2010], kao i statistički pristupi poput analize glavnih komponenti (*principal component analysis* - PCA), uparenog t-testa itd. [Shull et al., 2014]. Jedan od pristupa smatra da SR treba prihvatiti kao standard, jer ga je intuitivno najlakše protumačiti i razumeti. Ipak, ne postoji zlatni standard u proceni koja mera simetrije i koji korišćeni parametar u oceni simetrije su optimalni [Patterson et al., 2010]. Često osobe preferiraju asimetričan hod koji omogućava brže pokrivanje daljine [Kojović et al., 2011].

Tabela 1. Primeri prostorno-vremenskih parametara koji se koriste u analizi hoda.

Parametar hoda	Definicija	Referenca
Brzina hoda	Srednja brzina merena tokom hoda ispitanika	Chang et al., 2021
Kadenca	Srednji broj koraka tokom hoda po minuti	
Trajanje faze zamaha	Vreme tranzicije od podizanja do spuštanja stopala na tlo	Chang et al., 2021
Trajanje faze oslonca	Vreme tranzicije od spuštanja do podizanja stopala na tlo	Chang et al., 2021
Dužina koraka (<i>stride</i>)	Razdaljina između dodira pete sa tлом između ipsilateralnog i kontralateralnog stopala	Bytyçi & Henein, 2021
Dužina ciklusa hoda (<i>step</i>)	Razdaljina između dva uzastopna dodira pete sa tлом istog stopala	Bovonsunthonchai et al., 2014
Sila reakcije podloge	Raspodela sile reakcije podloge na tabanu	Lewek & Sawicki, 2019
Simetrija	Razlika između istih parametara ipsilateralne i kontralateralne noge	Viteckova et al., 2018

Konvencionalni parametri hoda kao što su prostorno-vremenski parametri i mere simetrije su široko korišćeni i efikasni za procenu hoda zdravih subjekata i pacijenata [Bovonsunthonchai et al., 2014; Maki, 1997; Viteckova et al., 2018; Lewek & Sawicki, 2019; Bytyçi & Henein, 2021; Chang et al., 2021]. Međutim, razlike u parametrima hoda mogu nastati usled brojnih faktora (starost, visina, telesna težina, vrsta studije, psihičko stanje osobe, tip obuće, brzina hoda itd.) [Samson et al., 2001; Oh-Park et al., 2010; Cho et al., 2004; Đurić-Jovičić et al., 2012, Delbaere et al., 2009]. Postoji potreba za standardizacijom postupaka procene hoda u obliku smernica za konsenzus i referentnih vrednosti za parametre hoda [Beauchet et al., 2017]. Ipak, analiza svih parametara odjednom nije dovoljno jasna i praktična, specijalno za kliničara.

2.7.3. Statističke metode analize

Parametri hoda (npr. brzina hoda, dužina koraka, simetrija, trajanje faze oslonca i faze zamaha) su efikasni za kvantifikaciju; ipak, oni ne opisuju na koji način obrazac hoda odstupa od zdravog hoda i ne pokazuju ponovljivost iz koraka u korak na jednostavan način [Balasubramanian et al., 2007]. Povećanje simetrije, koja se često koristi za analizu poboljšanja performansi, smanjuje brzinu hoda. Ipak, pokazalo se da osobe preferiraju asimetrični hod koji omogućava brže pokrivanje daljine

[Kojović et al., 2011]. Hod je ciklična aktivnost; otuda, ponovljivost iz koraka u korak ukazuje na činjenicu da osoba hoda aktivirajući CPG, dok je kontrola na podsvesnom nivou [Hausdorff, 2005]. Tokom zdravog hoda, parametri hoda od koraka do koraka variraju za samo nekoliko procenata [Gabell & Nayak, 1984]. Kada je oslabljen CNS, varijabilnost hoda se povećava zbog promjenjenih neuronskih ulaza u paretične kičmene polucentre i promjenjenih efekata aferentnih povratnih informacija na paretičnu nogu. Pokazano je da se varijabilnost hoda može koristiti za proučavanje oštećenih obrazaca hoda kod osoba posle moždanog udara [Balasubramanian et al., 2009].

Analiza varijabilnosti hoda kod starijih ljudi i pacijenata se koristi za praćenje terapijskih i rehabilitacionih efekata [Hausdorff, 2005]. Studije su pokazale da mere varijacija u nekim prostorno-vremenskim parametrima (kao što su dužina i trajanje koraka) formiraju karakterističan "U" oblik kvadratne zavisnosti sa brzinom hoda [Terrier & Schutz, 2003; Yamasaki et al., 1991; Jordan et al., 2007]. Ovo zapažanje se slaže sa činjenicom da je potrošnja energije po jedinici udaljenosti minimalna kada pojedinci hodaju željenom (samoizabranom) brzinom hodanja u kojoj se osećaju najstabilnije [Yamasaki et al., 1984]. Takođe, istraživanja su pokazala da, kada se sistem udalji od stanja u kome troši minimalnu energiju, postaje manje stabilan.

Tabela 2. Primer konvencionalnih parametara za ispitanike pre i posle terapije. Modifikovano iz rada [Milovanović et al., 2018], L-leva noga, D-desna noga

Sub. br.	Faza oslonca [s]		Faza zamaha [s]		Korak [s]		Kadenca [korak/min]	% promene kadence posle vs pre terapije
	L	D	L	D	L	D		
PRE TERAPIJE								
1	2.11	2.07	0.16	0.29	1.29	1.28	25.64	
2	1.38	1.36	0.37	0.40	0.87	0.85	33.99	
3	1.87	1.99	0.41	0.43	1.17	1.31	25.42	
4	0.88	0.83	0.31	0.40	0.53	0.56	49.18	
5	0.99	0.91	0.43	0.51	0.76	0.80	42.1	
6	0.95	0.84	0.45	0.55	0.71	0.69	42.55	
7	1.96	1.76	0.75	0.50	1.48	1.50	26.66	
8	1.64	1.65	0.49	0.40	1.08	0.98	37.62	
POSLE TERAPIJE								
1	3.54	3.21	0.26	0.48	2.02	1.65	16	-37.59
2	0.88	0.96	0.35	0.24	0.64	0.63	48.98	44.1
3	1.17	0.80	0.40	0.32	1.10	1.16	44.12	73.56
4	0.8	0.96	0.34	0.19	0.61	0.62	52.63	7.02
5	0.98	0.94	0.42	0.33	1.55	1.46	44.25	5.1
6	0.89	0.86	0.45	0.50	0.70	0.72	44.11	3.67
7	1.70	1.57	0.33	0.45	1.02	1.01	29.55	10.84
8	0.88	0.88	0.24	0.22	0.73	0.73	53.57	42.4

Međutim, diskriminacija na osnovu indikatora varijabilnosti hoda (poput standardne devijacije, koeficijenta varijacije) je izazovna zbog veoma malih razlika u vrednostima (npr. koeficijent varijacije parametara hoda može biti samo nekoliko procenata) [Patterson et al., 2010; Gabell & Nayak, 1984]. Takođe, nedostatak korišćenja mera varijabilnosti od koraka do koraka, je to što na njih mogu uticati ekstremne vrednosti ili autlajeri [Leys et al., 2013].

Skup prethodno pomenutih parametara može da se koristi za objektivno opisivanje hoda i praćenja efekta tretmana nakon moždanog udara [Milovanović et al., 2018]. Ipak, ovakav prikaz nije u pogodnoj formi za kliničara zbog visoke dimenzionalnosti. Jedna od metoda za redukciju dimenzija je PCA [Pearson, 1901]. PCA se koristila u studijama procene hoda posle moždanog udara, a rezultati sugerišu da PCA dozvoljava klasifikaciju porekla deficita u hodu u poređenju sa zdravim subjektima; stoga se u rehabilitaciji može primeniti najprikladniji tretman [Milovanović & Popović, 2012]. PCA se široko koristi za otkrivanje „skrivenih“ obrazaca u visokodimenzionalnom prostoru signala ljudskog hoda u zdravom i patološkom hodu [Ivanenko et al., 2003; Chau, 2001; Daffertshofer et al., 2004]. PCA omogućava jednostavan prikaz i maksimalno očuvanje korisne informacije o varijabilnosti.

Još jedan interesantan metod za analizu hoda predstavljaju ciklogrami [Goswami, 1998; Milovanović & Popović, 2012]. Ciklogrami su prostorna reprezentacija sa koordinatama poput dva ili više snimljenih signala (npr. uglovi kuka i kolena; uglovi kuka, kolena i skočnog zgloba). Oni daju informaciju o sprezi između delova tela i reflektuju dinamiku hoda tokom jednog ciklusa. Ciklogram intuitivno odražava cikličnu prirodu hoda. Ovaj metod ne koristi uobičajenu vremensku interpolaciju (nema potrebe za konstruisanjem novih tačaka podataka na osnovu dobijenih tačaka podataka u određenom vremenskom opsegu) [Sheppard, 1911]. Vremenska osa je zanemarena, ali je implicitno predstavljena [Krasovsky & Levin, 2010; Goswami, 1998]. U kliničkim studijama, ciklogrami su se koristili jer su razlike između ciklograma zdravog hodanja lako uočljive, a praćenje hoda pacijenata je jednostavno [Sandhitsu et al., 2006; Milovanović & Popović, 2012]. Ciklogrami su korišćeni za analizu različitih modaliteta hoda i poređenje zdravog i patološkog obrasca hoda. Takođe, pokazano je da se parametri ciklograma mogu koristiti kao ulazi za neuronske mreže za predviđanje budućeg stanja hoda [Caparelli & Naves, 2017]. Istraživači su pokazali da se korišćenjem sinhronizovanih ciklograma može oceniti varijabilnost tokom hoda tako što će se posmatrati odstupanje od ose simetrije ciklograma [Viteckova et al., 2018]. Ciklogrami korišćeni u analizi hoda su obično konstruisani pomoću dve varijable [Kutilek et al., 2013; Park et al., 2021; Syczewska et al., 2021]. Time se zanemaruje potencijalno korisna informacija drugih signala.

Istovremeno je pogodno koristiti i dvodimenzionalne prikaze koji pokazuju sinergičnost hoda. Dvodimenzionalni prikaz je pogodan primenom ciklograma s obzirom na periodičnost pri hodu od koraka do koraka. Istraživači su koristili PCA da identifikuju sinergiju mišića [Ivanenko et al., 2004] i ekstremiteta [Milovanović & Popović, 2012], za koje se predlaže da su gradivni blokovi za motoriku [Ivanenko et al., 2003]. Neurofiziološke studije su preporučile analizu sinergija kako bi se procenio stepen oštećenja, da bi se terapije individualno prilagodile svakoj osobi i da bi se procenio efekat terapije [Ferrante et al., 2016; Barroso et al., 2017].

3. Procena simetrije hoda pacijenata nakon moždanog udara na osnovu signala dobijenih sa žiroskopa¹

3.1. Uvod

Dok skoro 80% preživelih nakon moždanog udara povrati sposobnost hodanja [Jørgensen et al., 1995], otprilike 50% ima izraženu asimetriju hoda [Patterson et al., 2010] koja je povezana sa povećanom potrošnjom energije i predstavlja značajan prediktor padova nakon moždanog udara [Sánchez & Finley, 2018]. Asimetrija hoda se može kvantifikovati, između ostalog i koristeći vremenske parametre. Takođe, različite formule se koriste za računanje asimetrije [Patterson et al., 2010]. Odnos simetrije, koji je smatran zlatnim standardom za procenu simetrije [Robinson et al., 1987] je definisan:

$$\text{Symmetry Ratio (SR)} = \frac{X_{\text{paretična}}}{X_{\text{neparetična}}} \quad (3.1)$$

gde je X parametar izračunat na paretičnoj i neparetičnoj nozi tokom jednog ciklusa hoda. Parametar X je određen koristeći GRF senzore i to automatskom detekcijom pozitivne i negativne faze ugaonih brzina natkolena.

Sa druge strane, GRF senzori su često korišćeni za detekciju vremenskih parametara hoda [Hausdorff et al., 1999; Lee et al., 2020]. Ipak, GRF senzori imaju izražen histerezis, osetljivi su na vlažnost sredine (u ovom slučaju stopalo) u kojoj se nalaze pa se lako i kvare [Ferber et al., 2013]. Veliki problem predstavlja i segmentacija hoda, tj. detekcija faza tokom hoda pacijenata nakon moždanog udara. IMU senzori su takođe korišćeni za detekciju vremenskih parametara [Parisi et al., 2016]. Žiroskopi, koji su sastavni deo IMU, nisu podložni uticaju gravitacije, za razliku od akcelerometra i korišćeni su za kvantifikovanje vremenskih parametara hoda [De Vroey et al., 2018]. Prednosti žiroskopa u odnosu na druge prenosive sisteme su razlog njihovog korišćenja kao sistema za merenje u studiji opisanoj u ovom poglavlju.

Predložena metoda koja koristi podatke snimljene žiroskopima je validirana pomoću metode koja koristi podatke snimljene GRF sensorima. Prema saznanjima autora, u trenutku pisanja rada nije urađen nijedan drugi rad koji je koristio predložene mere simetrije. Na ovaj način je izbegnut i problem detekcije faza tokom hoda poput odizanja prstiju primenom metode praga i korišćenje GRF sistema.

3.2. Metod

3.2.1. Instrumentacija

Walky senzorski sistem (razvijen na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu u Laboratoriji za biomedicinska istraživanja) [Kojić et al., 2013] koji se sastoji od četiri IMU i dva GRF uloška postavljen je na obe bočne strane natkolena i potkolena, kao i u cipele pacijenta (Slika 10). Ovi senzori se sastoje od 3D akcelerometra i 3D žiroskopa, ali u ovoj studiji analizirani su samo podaci žiroskopa postavljenog na natkolena i to rotacija u sagitalnoj ravni (y -osa na Slici 10). Senzori bežično komuniciraju u opsegu do 30 m sa centralnim uređajem koji je povezan sa računarom.

¹ Ovo poglavlje je modifikovano iz rada Gavrilović M., "Gyroscope based method for evaluation of gait symmetry," *In Proc. of 5th IcETAN*, Palić, Serbia, June 11-14, 2018, pp. 699-702, ISBN 978-86-7466-752-1.



Slika 10. Šema sistema korišćenog u studiji. Walky jedinice bežično komuniciraju sa centralnim uređajem koji je povezan sa računarom. Prikazana je orijentacija osa IMU (slika dole desno). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.

3.2.2. Subjekti

U ovoj studiji je učestvovalo dvanaest pacijenata starih od 30 do 60 godina nakon doživljenog moždanog udara (5 muških ispitanika i 7 ženskih; 5 levih i 7 desnih hemipareza; prosečna težina ispitanika: 85 ± 21 kg). Svi ispitanici imali su potvrđenu hemiplegiju. Svi pacijenti potpisali su informisanu saglasnost koju je odobrio etički odbor Klinike za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu. Merenja su izvršena u Selters Banji, Mladenovac, Srbija. Ovi pacijenti su deo baze 1, prethodno pomenute u početnom delu uvodnog poglavlja.

3.2.3. Protokol

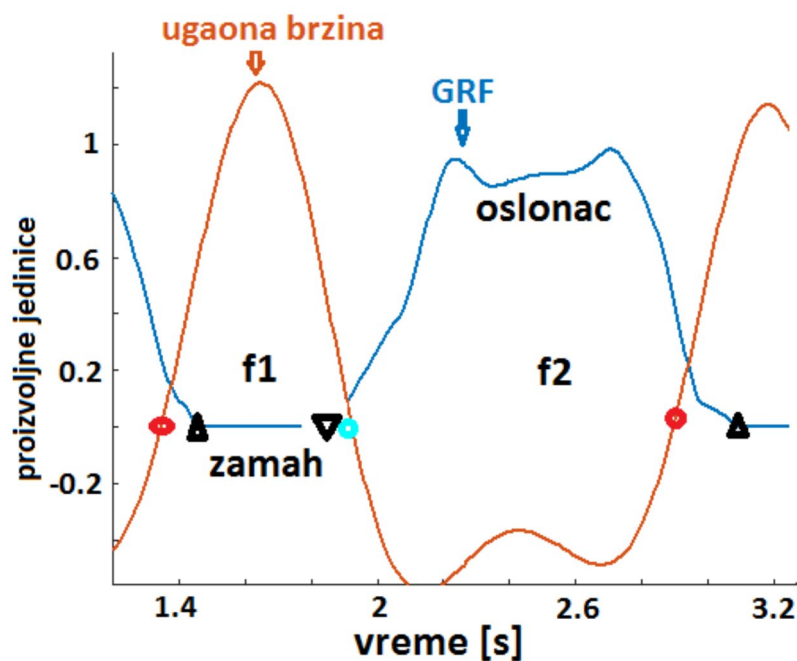
Učesnici su hodali stazom dugom 7 metara. Hodali su svojom samoizabranom brzinom. Samoizabranu brzinu, tj. optimalnu brzinu, su smatrali uobičajenom i pri njoj su se osećali sigurno.

3.2.4. Pretprocesiranje podataka

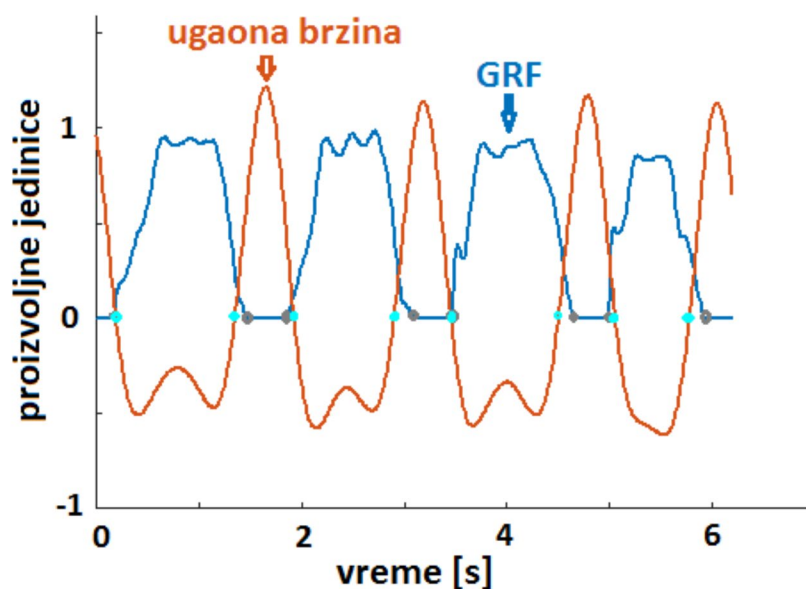
GRF ulošci su korišćeni za određivanje faze oslonca i faze zamaha. Prag za detekciju ovih dveju faza je postavljen da bude 5% maksimalne sile normalizovane na telesnu težinu ispitanika. Sve ispod praga je smatrano fazom zamaha, a sve iznad ovog praga fazom oslonca. Prvi i poslednji korak su isključeni iz dalje analize.

Specifični događaji tokom hoda su izdvojeni automatski. Prelazak nule neposredno pre i posle maksimuma je predstavljao trenutak prelaza iz faze u fazu. Nula pre maksimuma je smatrana početkom faze ciklusa hoda $f1$, a prelazak nule nakon lokalnih maksimuma početkom faze $f2$. Periodi kada je ugaona brzina pozitivna i kada je negativna predstavljaju dve novo definisane faze ciklusa hoda, različite od faze oslonca i zamaha definisane pomoću podataka sa GRF senzora. Na Slici 11 dat je primer signala i trenutaka podele ciklusa hoda u dve faze $f1$ i $f2$. Ugaona brzina je filtrirana niskopropusnim digitalnim *Butterworth*-ovim filtrom trećeg reda sa normalizovanom graničnom frekvencijom od 1.5 Hz. Početak jednog ciklusa hoda smatrao se prelazom nule pre lokalnog maksimuma ugaone brzine. To je ujedno i početak faze $f1$ (Slika 12). Prvi i poslednji ciklus u sesiji

su isključeni iz analize.



Slika 11. Faze hoda $f1$ i $f2$ su detektovane iz ugaone brzine natkolena. Prikazana sekvenca je izdvojena iz niza nekoliko koraka. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana².



Slika 12. Primer ugaone brzine i GRF signala sa jedne noge. Početak svake faze žiroskopa $f1$ i $f2$ definisan je kao prelaz preko nule neposredno pre i posle lokalnih maksimuma (plavi krugovi), a početak svake faze oslonca i zamaha su, respektivno, kontakt pete i trenutak podizanja prstiju (sivi krugovi). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.

² Vrednosti svih signala odgovarajućeg grafika su skalirane na isti opseg, radi lakše vizualizacije, s obzirom na činjenicu da su različitih fizičkih veličina. Veličina ovih skaliranih signala je označena sa "proizvoljne jedinice" (eng. *arbitrary units*). U nastavku doktorske disertacije se po potrebi koristi ovakvo označavanje.

Normalizovane mere simetrije hoda su izračunate pomoću sledećih jednačina:

$$SYM_{f1} = \frac{\frac{f1_{par}}{f1_{par}+f2_{par}}}{\frac{f1_{nepar}}{f1_{nepar}+f2_{nepar}}} \quad (3.2)$$

$$SYM_{zamah} = \frac{\frac{T_{zamah_{par}}}{T_{zamah_{par}}+T_{oslonac_{par}}}}{\frac{T_{zamah_{nepar}}}{T_{zamah_{nepar}}+T_{oslonac_{nepar}}}} \quad (3.3)$$

$$SYM_{f2} = \frac{\frac{f2_{par}}{f1_{par}+f2_{par}}}{\frac{f2_{nepar}}{f1_{nepar}+f2_{nepar}}} \quad (3.4)$$

$$SYM_{oslonac} = \frac{\frac{T_{oslonac_{par}}}{T_{zamah_{par}}+T_{oslonac_{par}}}}{\frac{T_{oslonac_{nepar}}}{T_{zamah_{nepar}}+T_{oslonac_{nepar}}}} \quad (3.5)$$

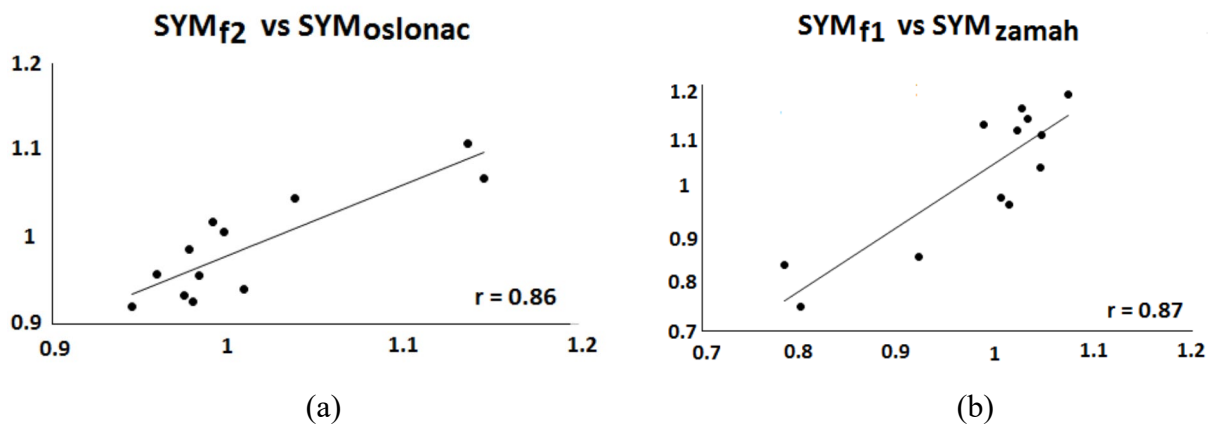
gde su $f1_{par}$, $f1_{nepar}$, $f2_{par}$ and $f2_{nepar}$ trajanja faza $f1$ i $f2$ paretične i neparetične noge izračunatih iz podataka dobijenih pomoću žiroskopa. $T_{zamah_{par}}$, $T_{zamah_{nepar}}$, $T_{oslonac_{par}}$ and $T_{oslonac_{nepar}}$ su redom trajanja faza zamaha i oslonca paretične i neparetične noge izračunata iz GRF signala.

Izračunate su mere simetrije za svaki ciklus hoda za svakog pacijenta. Izračunate su i prosečne vrednosti mere simetrije za svakog pacijenta. Nakon toga, izvršena je korelaciona analiza između normalizovanih mera simetrije dobijenih pomoću podataka sa žiroskopa i pomoću podataka sa GRF senzora.

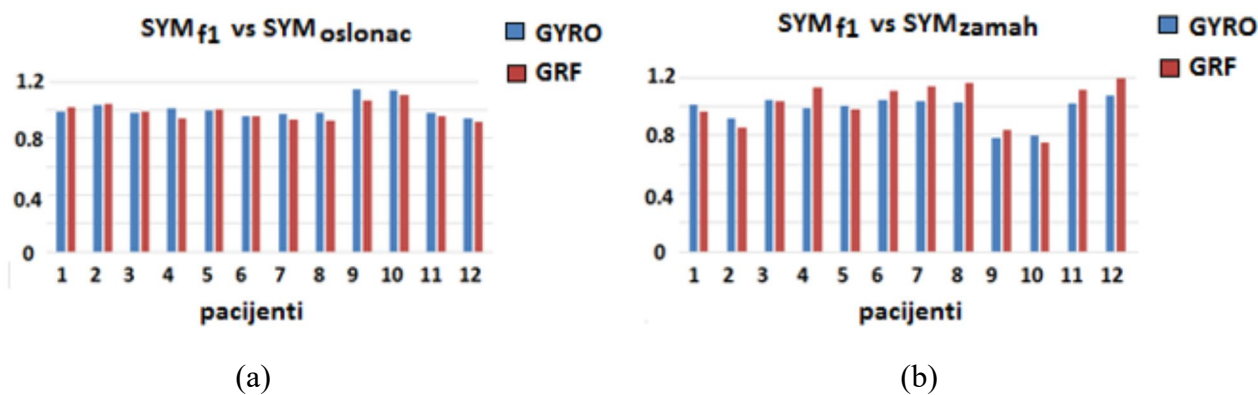
Akvizicija podataka je obavljena u LabView softveru (National Instruments, Austin, Teksas, SAD). Obrada podataka i proračuni su izvršeni u programu Matlab (The MathWorks, Inc, Natick, Masačusets, SAD). Sve statističke analize izvršene su u programu Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, Vašington, SAD).

3.3. Rezultati

Mere simetrije su pokazale visoku korelaciju za sve pacijente za SYM_{f1} i SYM_{zamah} ($r=0.87$, $p < 0.001$) i za faze SYM_{f2} i $SYM_{oslonac}$ ($r=0.86$, $p < 0.001$) (Slika 13).



Slika 13. Korelacije između normalizovanih mera simetrije dobijenih pomoću podataka sa žiroskopa i pomoću podataka sa GRF senzora u grupi od 12 ispitanika nakon moždanog udara i to između: (a) SYM_{f2} i $SYM_{oslonac}$ ($r = 0.86$, $p < 0.001$), (b) SYM_{f1} i SYM_{zamah} ($r = 0.87$, $p < 0.001$). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.



Slika 14. Dijagram poređenja simetrije izračunate korišćenjem IMU i GRF podataka za svakog od 12 pacijenata. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović, 2018] i modifikovana.

Slika 14 prikazuje rezultate za dvanaest pacijenata. Plavi barovi predstavljaju vrednosti simetrije procenjene na osnovu ugaone brzine merene pomoću IMU, a crveni barovi predstavljaju vrednosti simetrije procenjeni na osnovu podataka merenih pomoću GRF senzora. Levi grafik predstavlja mere simetrije SYM_{f2} i $SYM_{oslonac}$, dok desni grafikon predstavlja mere simetrije za SYM_{f1} i SYM_{zamah} . Razlika između prosečnih vrednosti za oba poređenja za svakog pacijenta je bila manja ili jednaka 4%.

3.4. Diskusija i zaključak

U ovoj studiji su korišćeni žiroskopi, jer oni kliničarima predstavljaju jednostavan sistem za procenu hoda [Routhier et al., 2020]. Takođe su pogodni za upotrebu u svakodnevnim uslovima i lako se postavljaju na noge pacijenata. Za razliku od GRF senzora, oni su robusniji i manje skloni oštećenjima. Za razliku od akcelerometara, nije potrebna kalibracija pre svakog eksperimenta i ne postoji uticaj gravitacije na merenja [Gouwanda et al., 2016]. Usled problema sa padajućim stopalom, kod hemiplegičnih pacijenata je čest problem pogrešne detekcije događaja poput početka faza zamaha i oslonca. U ovom radu nisu detektovani događaji u hodu poput udara pete i podizanja prstiju pomoću GRF senzora i tako se eliminisala potencijalna greška usled pogrešne detekcije signala.

Pokazano je da se, definisanjem novih mera simetrije, nezavisno od prethodno definisanih (poput odnosa simetrije oslonca i zamaha), može zaobići upotreba GRF senzora u svakodnevnim uslovima koristeći sistem koji se sastoji od samo dva žiroskopa.

Upoređene su novo definisane mere simetrije dobijene žiroskopima između paretične i neparetične strane sa onima dobijenim primenom GRF uložaka. Primećena je jaka korelacija, što se može objasniti činjenicom da je kretanje natkolena snažno povezano sa kretanjem ipsilateralnog stopala. Razlika između faze oslonca i $f2$ objašnjava se kasnijim podizanjem prstiju u odnosu na promenu smeru kretanja natkolena tokom faze stajanja. Slično se može objasniti i razlika između faze zamaha i $f1$.

Međutim, postoji mnogo alternativa koje bi mogle služiti istoj svrsi kao prethodno definisane jednačine. Potencijalno, ti rezultati bi se mogli razlikovati i stoga dati uvid u procenu odgovarajućeg tretmana. Takođe, senzori se mogu postaviti na drugim delovima tela, a isti algoritam može dati precizniju detekciju faza, uz veću korelaciju. Još jedan nedostatak ove metode je mogućnost da kliničar ne postavlja senzore na isto mesto prilikom svakog merenja. Takođe, korišćenje samo jednog signala ugaone brzine u sagitalnoj ravni predstavlja problem zanemarivanja drugih korisnih informacija i stoga predstavlja nepotpunu analizu hoda. Na kraju, postavlja se i pitanje koliko je simetričan hod dovoljan i validan pokazatelj oporavljenosti hoda kod pacijenata nakon moždanog udara [Kojović et al., 2011].

4. Model hoda primenom metode glavnih komponenti i ciklograma³

4.1. Uvod

U trećem poglavlju je pokazano da je moguće analizirati hod pacijenata nakon moždanog udara pomoću parametara simetrije dobijenih koristeći signale žiroskopa (ugaona brzina natkolena u sagitalnoj ravni) i da je takva analiza korelisana sa konvencionalno definisanim merama simetrije dobijenim koristeći GRF senzore. Istaknute su prednosti korišćenja samo žiroskopa umesto GRF senzora kod hemiplegičnih pacijenata. Ipak, mana korišćenja samo dva signala dobijenih sa leve i desne noge, tj. procena samo jednog parametra hoda (simetrije), je gubitak potencijalno bitnih informacija o hodu. Varijabilnost hoda je bitna za ocenu performansi hoda, jer često osobe preferiraju asimetričan hod koji omogućava brže pokrivanje daljine [Kojović et al., 2011]. Takođe, prikaz velikog broja vremensko-prostornih (konvencionalnih) parametara u vidu tabele može biti nepregledno (Tabela 2. Primer konvencionalnih parametara za ispitanike pre i posle terapije. Modifikovano iz rada [Milovanović et al., 2018]). Ne postoji ni zlatni standard za veliki broj konvencionalnih parametara: na primer, širina koraka nije ista kod žena i muškaraca, brzina hoda nije ista kod mladih i starih osoba itd.

U ovom poglavlju je predstavljen novi model hoda koji koristi ciklograme generisane u prostoru glavnih komponenti, a koje su izračunate iz podataka snimljenih tokom hoda pomoću *Gait Teacher* sistema (Rehabshop, Beograd, Srbija). [Popović & Popović Maneski, 2019]

Prikaz pomoću ciklograma u prostoru dve glavne komponente predstavlja jednostavan dvodimenzionalan prikaz trajektorije stopala tokom hoda i pruža informaciju o varijabilnosti tokom hoda.

PCA je primenjena na skupove podataka odvojeno za levu i desnu nogu. Razvoj ove metode za određivanje performansi hoda prati prethodna istraživanja u primeni PCA za analizu kinematičkih podataka. [Milovanović & Popović, 2012]

Korišćeni su podaci snimljeni kod zdravih osoba i pacijenata posle moždanog udara. Novo definisana numerička mera ciklograma je predložena kao klasifikator razlike između zdravog i patološkog hoda.

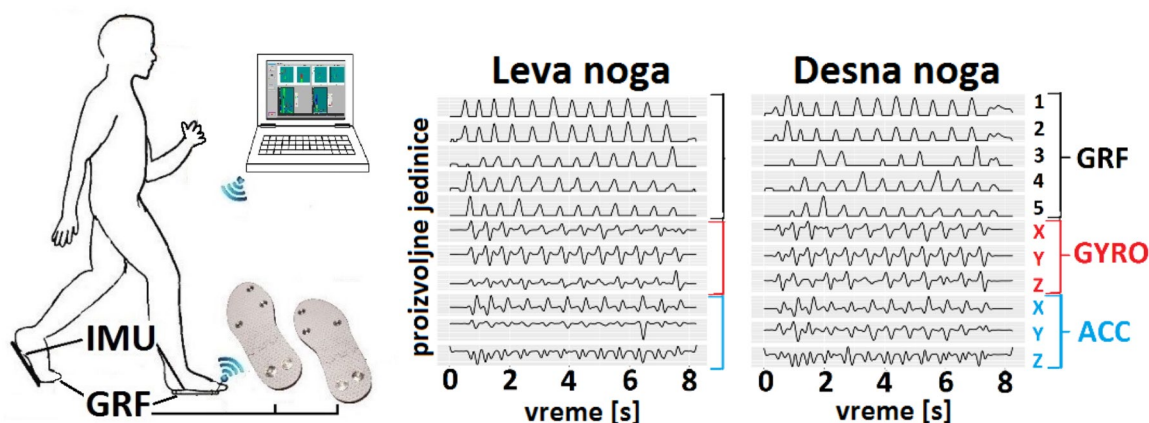
4.2. Metod

4.2.1. Instrumentacija

Gait Teacher sistem sadrži GRF senzore industrijskog kvaliteta i IMU sa visokokvalitetnim akcelerometrom i žiroskopom. Uložak *Gait Teacher* se sastoji od dva senzora ($h = 6$ mm, $D = 19$ mm) u zoni pete i tri senzora ($h = 4.5$ mm, $D = 17$ mm) u predelu metatarzalne zone i prstiju (Slika 15). Svaki senzor meri pritisak do 3.5 MPa. Važne karakteristike GRF senzora koji razlikuju *Gait Teacher* od ostalih uložaka su: linearnost $<\pm 0,25\%$ FS, BFSL, ponovljivost $<\pm 0,075\%$ FS, histerezis $<\pm 0,05\%$ FS, nulta termička greška $<1,0\%$ FS, @ 250, stabilnost greška $<\pm 0,2\%$ FS / god. Svaki uložak sadrži IMU izgrađen oko čipa MPU-6050 (16-bitna konverzija). IMU meri ubrzanje u opsegu od $\pm 4g$ i ugaonu brzinu u opsegu od ± 500 °/s u tri smera (3D). IMU je fiksiran u ulošku tako da z-

³ Ovo poglavlje je modifikovano iz rada Gavrilović M. and Popović D., "Cyclograms Based on Principal Components for Assessing the Gait," *In Proc. of 7th IcETAN*, pp. 236-239, Belgrade, Serbia, September 28-30, 2020, ISBN 978-7466-852-8.

osa pokazuje prema gore u smeru od đona, x-osa je usmerena napred, a y-osa je usmerena medijalno. Ugaona brzina ω_x je normalna na uložak (frontalna ravan) usmerena od pete do prstiju. Brzina ω_y je ortogonalna na uložak koji je bočno usmeren, a ω_z - ugaona brzina je u ravni uložka prema gore. Svaki uložak bežično komunicira sa glavnim računarem omogućavajući prenos podataka u realnom vremenu brzinom od 100 odbiraka u sekundi (11 signala po ulošku: 5 GRF vremenskih serija, 3 ugaone brzine i 3 ubrzanja). Sistem se može sinhronizovati sa drugim sensorima deljenjem istog WiFi rutera. Softver za akviziciju razvijen u okruženju LabView (National Instruments, Austin, Teksas, SAD) pruža podatke sa kašnjenjem od 20 ms i čuva podatke u .txt formatu za kasniju oflajn analizu. Podaci dobijeni pomoću *Gait Teacher* sistem su 5 GRF vremenskih serija, 3 ugaone brzine i 3 ubrzanja po ulošku, što predstavlja veliku matricu sa 22 komponente uzorkovane na 100 Hz. Program ima grafički korisnički interfejs (GUI), omogućavajući kliničaru vrlo jednostavno upravljanje sistemom [Gavrilović & Popović, 2021].



Slika 15. Grafička šema instrumentacije i izlazni signali sa uložaka. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

4.2.2. Subjekti

U ovoj studiji učestvovalo je šest zdravih dobrovoljaca koji nisu imali senzorno-motorno oštećenje. Rekrutovana su četiri pacijenta sa moždanim udarom. Merenja su obavljena u Klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“, Beograd, Srbija. Svi pacijenti su potpisali informisani pristanak koji je odobrio etički odbor Klinike za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu. Ovi pacijenti su deo baze 2, prethodno pomenute u početnom delu uvodnog poglavlja.

4.2.3. Protokol

Ispitanici su zamoljeni da hodaju svojim normalnim tempom. Srednja brzina je bila ~ 0.4 m/s, a procenjena je na osnovu broja koraka i dužine šetališta. Hodali su dva puta po ravnoj površini od 5 m. Ukoliko je bilo potrebno, odmorili bi se između sesija.

4.2.4. Pretprocesiranje podataka

Izdvajanje koraka i detekcija faza oslonca i zamaha urađeni su na osnovu metode praga za otkrivanje udara petom i podizanja prstiju. Prag je postavljen na 5% maksimalne vrednosti od GRF signala sa bočne strane pete i prstiju, respektivno za detekciju udara pete i odizanja prstiju. Prvi i poslednji korak su isključeni iz dalje analize. Signali koji su korišćeni u analizi glavnih komponenti su ugaona brzina u sagitalnoj ravni (*GyroY*), ubrzanje u smeru kretanja (*AccX*) i u normalnom smeru u odnosu na stopalo (*AccZ*) i svih pet sila reakcije tla pojedinačno (*GRF*). Signali su odabrani na osnovu heurističke analize svih 11 signala merenih svakim uloškom, jer je kretanje pretežno u sagitalnoj

ravni. Signali su normalizovani da imaju jediničnu varijansu.

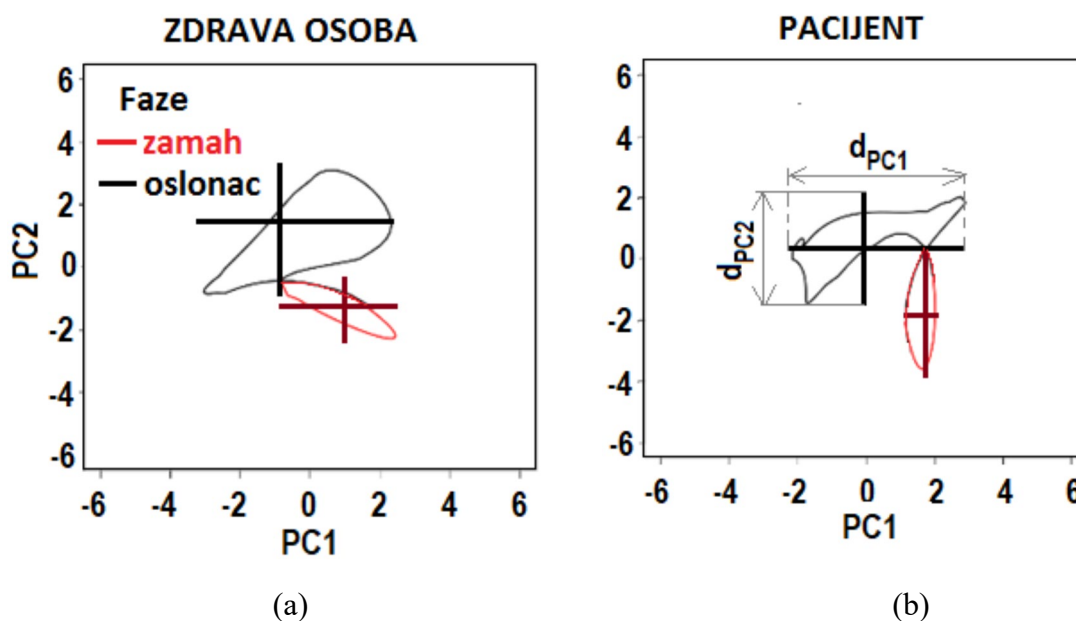
PCA je dozvolila mapiranje originalnih podataka u ortogonalni prostor, gde je glavna osa pravac maksimalnog širenja podataka (maksimalna varijansa) [Milovanović, 2013]. Analiza uključuje izračunavanje korelacione matrice, izdvajanje glavnih komponenti, primenu varimaks rotacije i izračunavanje težinskih faktora. Broj glavnih komponenti je izabran na osnovu Kaizerovog metoda [Kaiser, 1974]. Zadržane su samo komponente u kojima su sopstvene vrednosti bile veće od jedinice. Bartletov test sferičnosti je pokazao da su podaci pogodni za PCA.

Predloženi metod koristi 2D ciklograme u prostoru dve glavne komponente. Upoređeni su ciklogrami za uzastopne korake za različite kategorije hoda. Ovi ciklogrami predstavljaju sliku za procenu performansi hoda.

Definisani su kvantitativni parametri d , kao što je prikazano u jednačini (4.1):

$$d = \frac{d_{PC1_{oslonac}}}{d_{PC2_{oslonac}}} * \frac{d_{PC2_{zamah}}}{d_{PC1_{zamah}}} \quad (4.1)$$

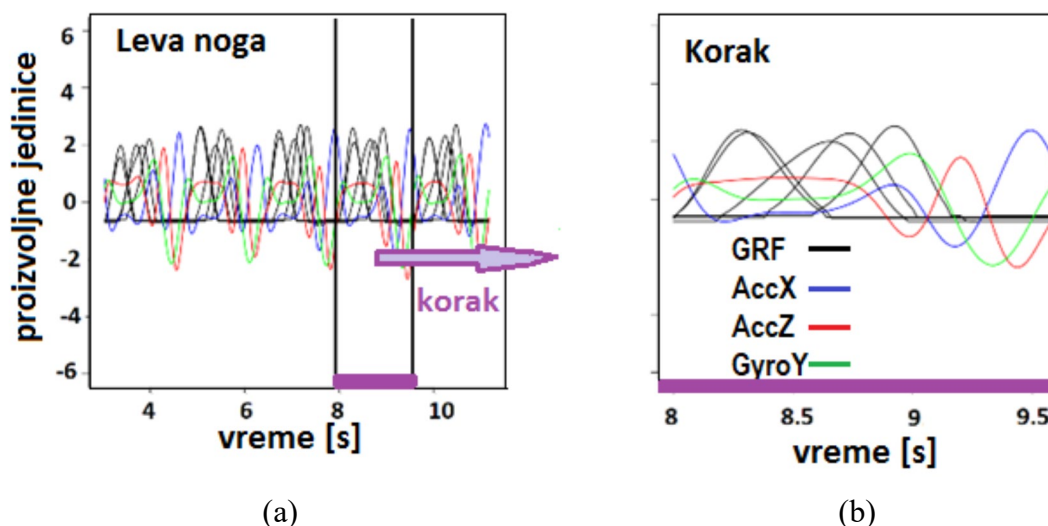
gde je $d_{PC1_{oslonac}}$ maksimalno rastojanje na osi PC1 između tačaka na ciklogramima za fazu oslonca. Slično, $d_{PC2_{zamah}}$ je rastojanje za fazu zamaha, dok PC1 i PC2 predstavljaju rastojanje na PC1 i PC2 osi, respektivno (Slika 16).



Slika 16. Prikaz parametara koji definišu ciklogram i automatski se izračunavaju. (a) Karakterističan obrazac za hod zdrave noge; (b) primer hoda neparetične noge pacijenta. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

4.3. Rezultati

Slika 17 (a) prikazuje procesirane podatke i karakterističan obrazac hoda tokom koraka za levu nogu osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja. Slika 17 (b) prikazuje procesirane podatke za oko osam sekundi (levi panel) i izdvojene podatke za jedan korak za levu nogu osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja (desni panel).



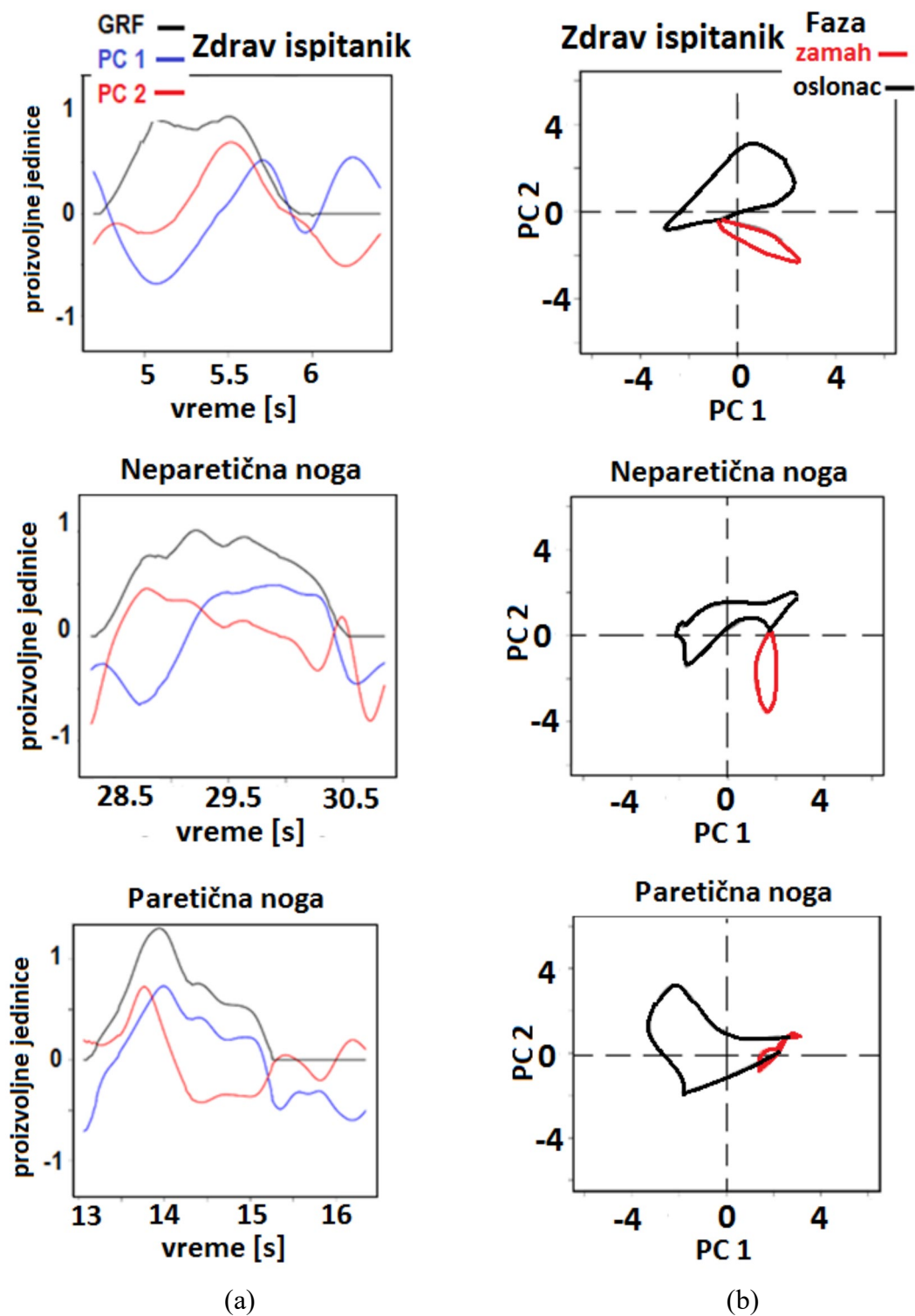
Slika 17. (a) Primer osam signala (5 GRF, AccX, AccZ, GyroY) izdvojenih iz 22-vremenske serije snimljenih pomoću uloška sa sensorima u levoj cipeli tokom hoda zdrave osobe; (b) procesirani i standardizovani podaci za jedan korak. AccX (plava boja) i AccZ (crvena boja) su signali ubrzanja u pravcu duž stopala i pravcu ortogonalnom u odnosu na don, respektivno. GyroY (zelena boja) označava ugaonu brzinu stopala u sagitalnoj ravni, a GRF (crna boja) su pet signala sa GRF senzora. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

Levi paneli na Slici 18 prikazuju dve glavne komponente u zavisnosti od vremena. Desni paneli na Slici 18 su ciklogrami u dvodimenzionalnom prostoru PCA ($PC1$ i $PC2$, apscisa i ordinata). Crna boja prikazuje fazu oslonca, dok crvena označava fazu zamaha.

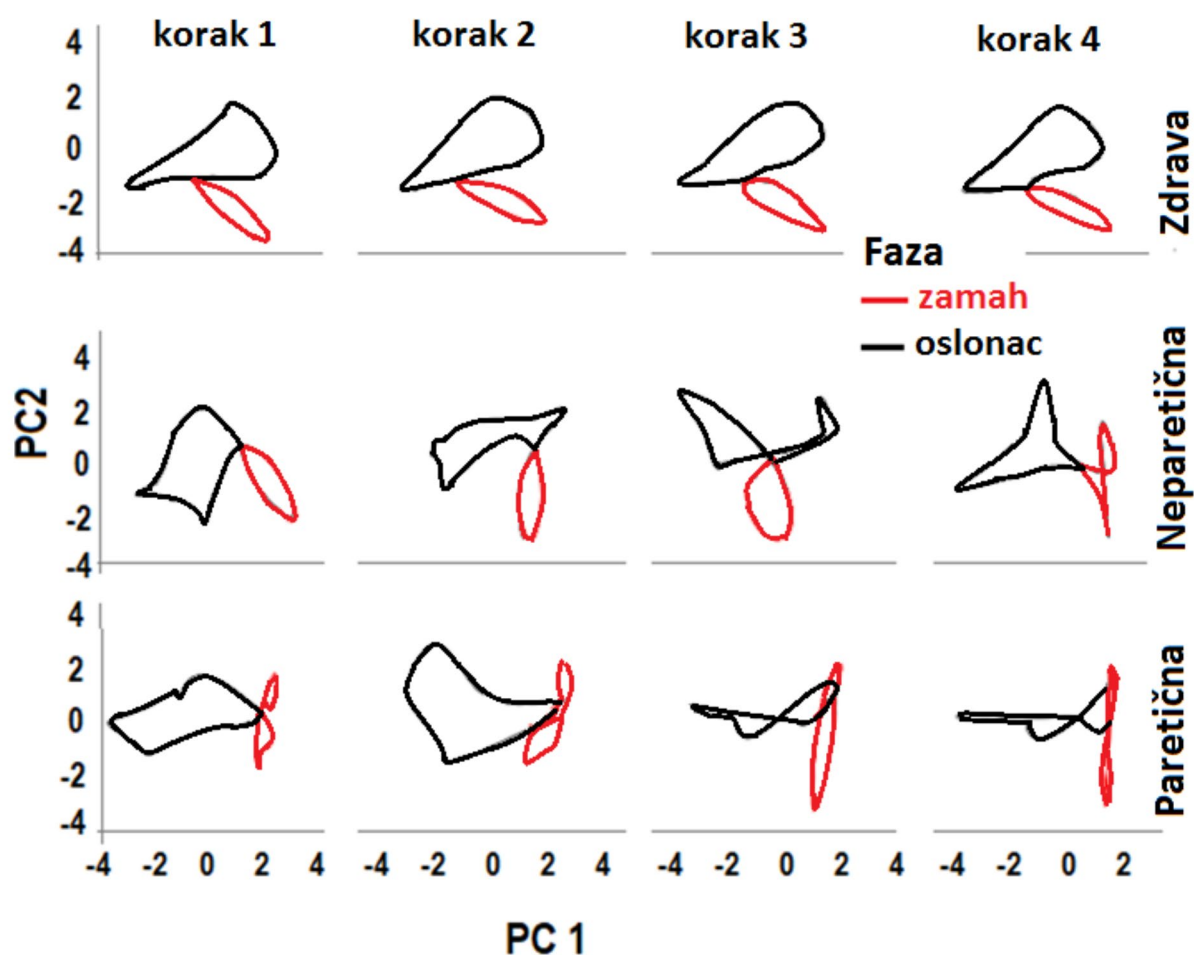
U prvom redu Slika 18 predstavljen je zdrav obrazac hoda, u drugom redu predstavljen je hod neparetične noge, a u trećem redu predstavljen je hod paretične noge. Crvenom bojom su prikazane faze zamaha, a crnom faze oslonca svakog koraka.

Slika 19 prikazuje varijabilnost ciklograma za četiri uzastopna koraka.

Podaci za četiri koraka za zdrav hod i jednog pacijenta su prikazani u Tabeli 3. U kolonama su predstavljene vrednosti d_{PC1} i d_{PC2} . Zvezdicama su označeni rezultati sa statistički značajnom razlikom.



Slika 18. Prikaz za jednog zdravog ispitanika i jednog pacijenta: (a) dve glavne komponente ($PC1$, $PC2$) i zbir svih pet GRF signala za jedan ciklus hoda i (b) PCA ciklograma za jedan ciklus hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.



Slika 19. Ciklogrami za četiri uzastopna koraka. U prvom redu su prikazani ciklogrami za levu nogu osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja. Drugi i treći red su redom ciklogrami neparetične i paretične noge pacijenta nakon moždanog udara. Crvenom bojom su prikazane faze zamaha, a crnom faze oslonca. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

Tabela 3. Vrednosti odnosa dužina d_{PC1} i d_{PC2} za faze zamaha i oslonca za četiri uzastopna koraka zdrave osobe i pacijenta 1 nakon moždanog udara. Sa * su označeni rezultati sa statistički značajnom razlikom. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

	Zdrav hod – leva noga		Neparetična noga		Paretična noga	
	Oslonac	Zamah	Oslonac	Zamah	Oslonac	Zamah
Korak 1	1.4	1.1	1.2	0.6	1.8	0.2
Korak 2	1.2	1.7	0.9	0.3	1.2	0.7
Korak 3	1.3	2	1.3	0.8	2.3	0.2
Korak 4	1.3	1.9	1.1	0.5	2.2	0.3
Sr.vr. ± SD	1.3 ± 0.1	1.7 ± 0.4	1.1 ± 0.2	0.5 ± 0.2	1.9 ± 0.4	0.3 ± 0.3
d ± SD	0.8 ± 0.2		2.3 ± 0.6*		7.8 ± 5.6*	

U Tabeli 4 su prikazane vrednosti parametra d za zdrav hod i hod četiri pacijenta.

Tabela 4. Srednje vrednosti i standardne devijacije parametra d (odnosa d_{PC1} i d_{PC2}) za sve uzastopne korake za zdrave ispitanike i 4 pacijenta. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

	$d \pm SD$	
Zdrav hod – leva noga	0.9 ± 0.2	
	Neparetična noga	Paretična noga
Pacijent br. 1	2.3 ± 0.6	7.8 ± 5.6
Pacijent br. 2	3.2 ± 1.2	6.9 ± 4.5
Pacijent br. 3	1.0 ± 0.9	7.9 ± 6.3
Pacijent br. 4	0.7 ± 0.6	1.5 ± 1.2

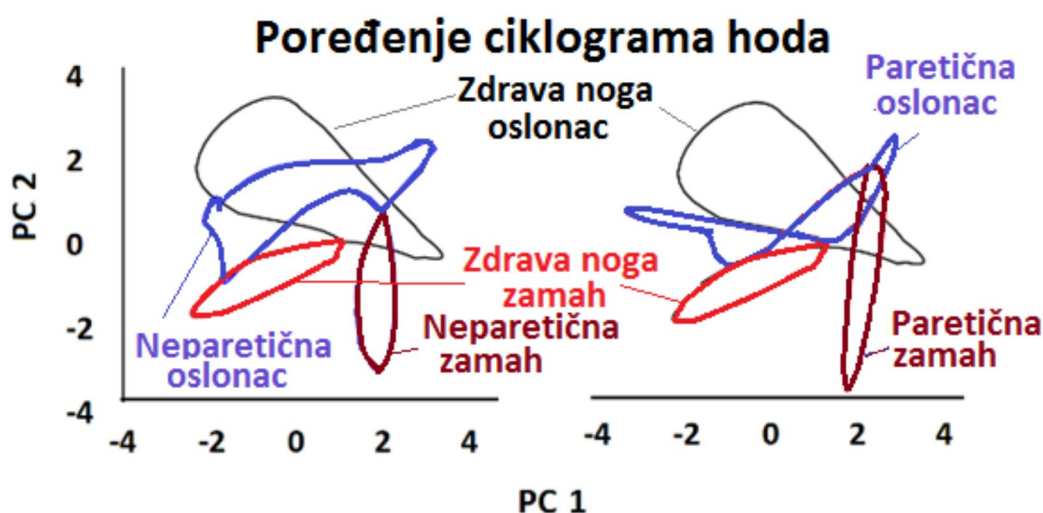
4.4. Diskusija i zaključak

Ciklogrami u prostoru dve glavne komponente reflektuju performanse hoda. Parametar d je kvantitativna mera ciklograma, koja može da se koristi kao nova mera hoda. Novi metod predstavlja jednostavan način za evaluaciju terapije pacijenata [Deepak & Sneh, 2010; Shanahan et al., 2018].

Oblici ciklograma kod pacijenata pokazuju razliku hoda pacijenata u odnosu na hod zdravih osoba (Slika 16). Ovakva grafička reprezentacija predstavlja kvalitativnu meru razlike između zdravog i patološkog obrasca hoda. Ova kvalitativna mera je predstavljena kvantitativnim parametrom d . Koristeći ovaj parametar statistički je dokazana razlika (Tabela 3).

Ciklogrami se mogu koristiti kao jednostavan metod vizuelizacije događaja u hodu. Karakteristične tačke prelaza (trenuci) između faze zamaha i oslonca prve dve glavne komponente implicitno su predstavljene na ciklogramima.

Prikazani podaci za pacijente pokazuju značajnu razliku u poređenju sa podacima za zdrave ispitanike (Slika 19, Tabela 3 i Tabela 4). Velika varijabilnost između koraka primetna je kod pacijenata nakon moždanog udara u poređenju sa ponovljivošću kod osoba bez poznatih senzornih ili motoričkih oštećenja.



Slika 20. Preklapljeni ciklogrami zdrave noge preko ciklograma neparetične noge (levi grafik) i preko ciklograma paretične noge (desni grafik) za jedan ciklus hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2020] i modifikovana.

Slika 19 pokazuje da postoji mala varijabilnost od koraka do koraka u zdravom hodu.

Patološki obrasci hoda imaju različite oblike ciklograma u odnosu na zdrave obrasce hoda i imaju značajniju varijabilnost oblika ciklograma od koraka do koraka, posebno primetnu u ciklogramima za paretičnu stranu.. Postoje značajne razlike između ciklograma kod pacijenata za paretičnu i neparetičnu nogu.

Orijentacija ose ciklograma nije bitna, jer se promenom znaka komponente ne menja varijansa sadržana u toj komponenti. Preciznije, ove komponente su određene skorovima glavnih komponenti. Svaka originalna varijabla je linearna kombinacija komponenti sa različitim težinama. Ciklogrami nisu potpuno zatvorene krive; neke se preklapaju pošto su posmatrani uzastopni koraci, ali to ne ograničava procenu parametra d .

Oblik ciklograma za neparetičnu nogu je sličniji onom koji predstavlja zdrav hod (Slika 20). Ovo se može objasniti činjenicom da neuronski sistem još uvek nije razvio strategije kompenzacije za ovu nogu. Može se zaključiti da je ovakva reprezentacija efikasan i jednostavan vizuelni način praćenja napretka terapije.

Navedena metoda pomoću PCA omogućava uočavanje razlika između zdravog hoda i hoda osobe nakon moždanog udara.

5. Površina ciklograma – nova mera varijabilnosti tokom hoda zdravih ispitanika⁴

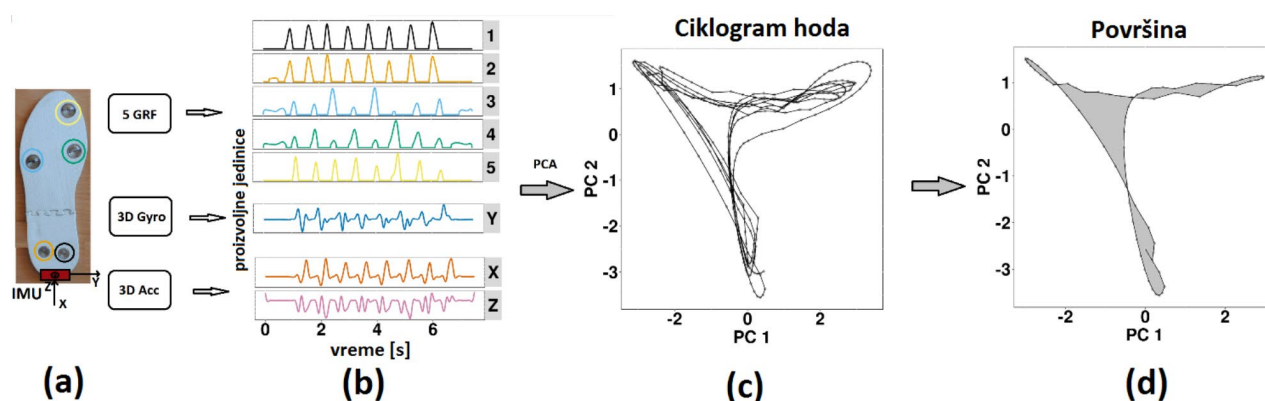
5.1. Uvod

U ovom poglavlju je uvedena nova direktna i robusna mera varijabilnosti ciklusa hoda u vidu površine ciklograma u prostoru dve glavne komponente, koristeći novi model hoda [Gavrilović & Popović, 2021]. PCA je primenjena na kinematičkim i kinetičkim podacima dobijenim tokom hoda zdravih ispitanika i formirani su dvodimenzionalni PCA ciklogrami, koji su detaljno opisani u prethodnom poglavlju. Analizirano je i da li novodefinisani parametar daje dodatne informacije o varijabilnosti hoda u poređenju sa konvencionalnim vremenskim parametrima i merama simetrije.

5.2. Metod

5.2.1. Instrumentacija

Prikupljanje podataka dinamike hoda je izvršeno korišćenjem *Gait Teacher* sistema. Ovaj sistem se sastoji od dva uložka za cipele. Instrumentacija je detaljno opisana u poglavlju 4. Uložak sa ugrađenim sensorima je prikazan na Slici 21 (a).



Slika 21. (a) Uložak sa integriranim sensorima (1 IMU i 5 GRF); (b) odabrani signali za PCA analizu; (c) generisanje PCA ciklograma za jednu sesiju hoda; (d) površina PCA ciklograma za jedan korak. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, INFOTEH 2022] i modifikovana.

5.2.2. Subjekti

U studiji je učestvovalo 14 zdravih ispitanika (8 muškaraca i 6 žena), starosti 34.8 ± 12.6 godina. Nijedan od ispitanika nije prijavio bilo kakav senzorno-motorni poremećaj. Svi subjekti su potpisali informisani pristanak pre eksperimentalnog protokola.

5.2.3. Protokol

Ulošci su postavljeni u obične cipele odgovarajuće veličine za svaku osobu. Kalibracija koja se obavlja postavljanjem vrednosti na nulu izlaznih signala senzora je trajala oko 30 sekundi. Od

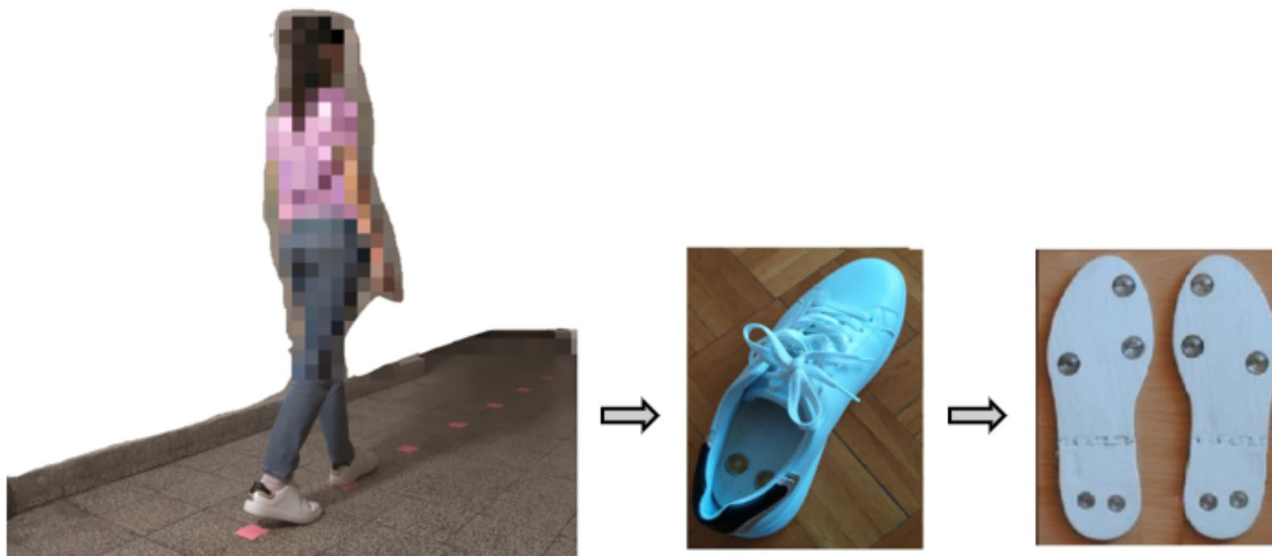
⁴ Ovo poglavlje je modifikovano iz rada Gavrilović M. and Janković M. M., "Surface indicator of gait cycle variability based on Principal Component Analysis," In 21st International Symposium INFOTEH-JAHORINA (INFOTEH), 16-18 March, 2022, Jahorina, ISBN: 978-1-6654-3779-0, doi: 10.1109/INFOTEH53737.2022.9751331.

subjekta je zatraženo da podigne levu, a zatim i desnu nogu i drži je u vazduhu oko 2s (bez opterećenja) dok je ispitivač pritiskao dugme za kalibraciju koja se obavlja postavljanjem vrednosti na nulu na računaru. Signali žiroskopa i akcelerometra su podešeni na nulu dok je ispitanik mirno stajao oko 2 s na obe noge.

Zdravi subjekti hodali su po ravnoj površini dužine 10 m (Slika 22). Pre snimanja, ispitanik je nekoliko minuta vežbao hodanje. Ispitanici su hodali različitim brzinama: 2 m/s, 1.6 m/s, 1 m/s, 0.8 m/s i 0.4 m/s. Da bi se obezbedila određena brzina hoda, subjekt je pratio zvuk metronoma, koji je signalizirao kadencu u zavisnosti od željene brzine hoda (Tabela 5). Markeri su postavljeni na tačno definisanim rastojanjima: 1 m, 0.75 m i 0.5 m. Za više subjekte ili veće brzine, markeri su postavljeni na većoj udaljenosti. Metronom je signalizirao početak svakog koraka, koji se dešavao na određenim oznakama na podu. Tabela 5 prikazuje kadenca potrebne za različite brzine, na stazi od 10 m, za tri moguće dužine koraka (najpogodnija za određenog ispitanika, heuristički odabrana u zavisnosti od visine subjekta i navedene brzine). [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022]

Tabela 5. Kadenca za svaku brzinu i dužinu koraka, na stazi od 10 m (SPM – *strides per minute* – broj koraka u minuti). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *INFOTEH* 2022] i modifikovana.

SPM	$2 \frac{\text{m}}{\text{s}}$	$1.6 \frac{\text{m}}{\text{s}}$	$1 \frac{\text{m}}{\text{s}}$	$0.8 \frac{\text{m}}{\text{s}}$	$0.4 \frac{\text{m}}{\text{s}}$
0.5 m	240	192	120	96	48
0.75 m	160	128	80	64	32
1 m	120	96	60	48	24



Slika 22. Primer eksperimentalnog protokola. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

5.2.4. Pretprocesiranje podataka

Prvi i poslednji korak su isključeni iz analize hoda jer je osoba tokom prvog koraka prilagođavala brzinu hoda zvuku metronoma, a u poslednjem je usporavala. Signali su filtrirani niskopropusnim *Butterworth*-ovim filterom, trećeg reda, sa graničnom frekvencijom od 5 Hz [Crenna et al., 2021]. Signali dobijeni senzorima sa različitih nogu analizirani su odvojeno. Ulaz za PCA je uključivao pet signala sa pet GRF senzora, ugaonu brzinu u sagitalnoj ravni, *Gyro_Y* i ubrzanja u frontalnoj ravni, *Acc_X* i poprečnoj ravni, *Acc_Z* (ukupno osam signala po nozi, Slika 21 (b)). Izabrani su heuristički

jer se hod odvija pretežno u profilnoj ravni. PCA i statističke analize su urađene u softverskom okruženju R, verzija 3.5.1.

5.2.5. Generisanje ciklograma u prostoru glavnih komponenti

Preprocesirani signali su normalizovani da imaju jediničnu varijansu. Bartletov test sferičnosti je pokazao da su signali pogodni za PCA [Bartlett, 1937]. Ovaj test ispituje hipotezu da li se matrica korelacije formira na osnovu populacije u kojoj su varijable nezavisne. Odbijanje hipoteze sugerise da se početni skup podataka može koristiti za primenu PCA.

Hod je predstavljen ciklogramima u prostoru dve glavne komponente, Slika 21 (c). S obzirom na činjenicu da su ciklogrami zatvorene krive i stoga nemaju početak ili kraj, nije bitno šta je odabrano kao početak ciklusa hoda. Vreme lokalnog minimuma druge komponente je izabrano kao početak svakog ciklusa hoda.

Površina PCA ciklograma je izračunata aproksimacijom ciklograma konkavnim poligonom, Slika 21 (d) (nezatvoreni ciklogram bi se zatvorio spajanjem prve i poslednje tačke).

5.2.6. Analiza konvencionalnih parametara

Pored uvedenog parametra površine, izračunati su i sledeći vremenski parametri: trajanje leve i desne faze duplog oslonca (*LDS* i *RDS*, redom), trajanje faze levog i desnog oslonca *Oslonac L* i *Oslonac D*, redom), trajanje leve i desne faze zamaha (*Zamah L* i *Zamah D*, redom). Svi parametri su izraženi kao procenat trajanja ciklusa hoda. Otisak prstiju sa podloge je estimiran slično kao i udar petom, metodom praga (prag za određivanje događaja odlaska prsta je vrednost signala kada postane manji od 5% signala maksimalne sile na prstu).

Parametri simetrije za fazu oslonca i fazu zamaha (odnos simetrije, *SR*, indeks simetrije, *SI*, asimetrija hoda, *GA* i ugao simetrije, *SA*) su izračunati kako je definisano u jednačinama (5.1)-(5.4) [Gavrilović, 2018; Błażkiewicz et al., 2014]:

$$\text{Symmetry ratio (SR)} = \frac{X_{leva}}{X_{desna}} \quad (5.1)$$

$$\text{Symmetry index (SI)} = \left| \frac{X_{leva} - X_{desna}}{0.5 * (X_{leva} + X_{desna})} \right| * 100\%, \quad (5.2)$$

$$\text{Gait asymmetry (GA)} = 100 * \ln \frac{X_{leva}}{X_{desna}} \quad (5.3)$$

$$\text{Symmetry angle (SA)} = \frac{\left(45^\circ - \arctg \frac{X_{leva}}{X_{desna}} \right) * 100\%}{90} \quad (5.4)$$

gde su X_{leva} i X_{desna} vremenski parametri za levu i desnu nogu, respektivno. Ove mere simetrije su izračunate za vreme trajanja faze oslonca ($X_{leva} = \text{Oslonac L}$, $X_{desna} = \text{Oslonac D}$) i zamaha ($X_{leva} = \text{Zamah L}$, $X_{desna} = \text{Zamah D}$).

5.2.7. Statistička analiza

Vremenski parametri i simetrija hoda, kao i površina PCA ciklograma su fitovani i linearnom i kvadratnom regresijom da bi se posmatrao trend promene parametara sa brzinom hoda.

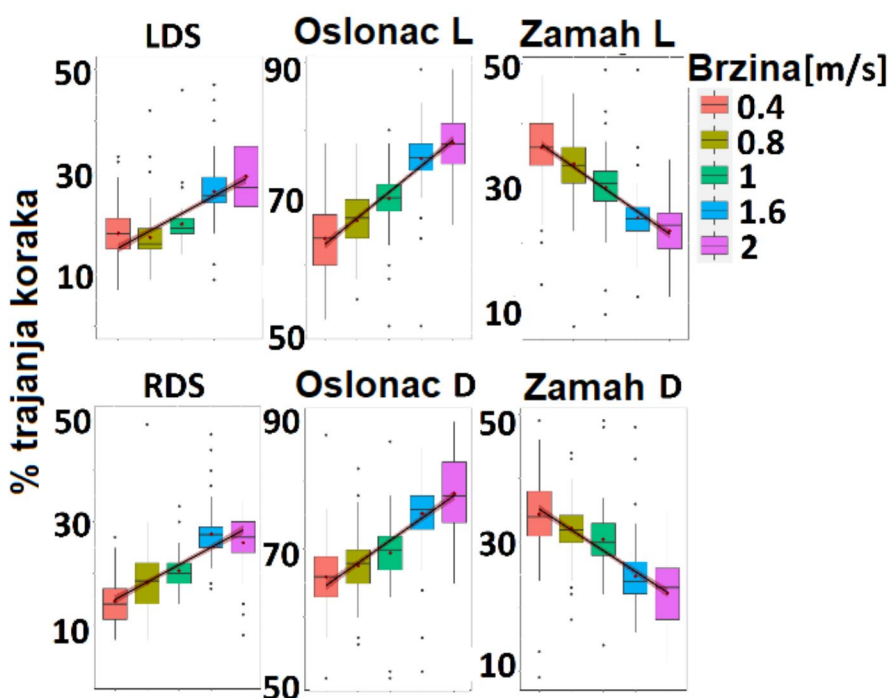
P-vrednosti su izračunate da bi se proverilo da li je regresioni model statistički značajan, odnosno da li se nulta hipoteza može odbaciti. Nulta hipoteza je da su predloženi model (linearni ili kvadratni) i model samo sa konstantom jednaki. Niska p-vrednost ukazuje da se nulta hipoteza može odbaciti.

Zatim, F-test upoređuje model sa nultim varijabilnim prediktorima (model bez koeficijenata, tj. prediktorima) i odlučuje da li su dodati koeficijenti poboljšali model. S obzirom na visoku F-vrednost u odnosu na kritičnu vrednost, bilo koji od uključenih koeficijenata (prediktora) je poboljšao model.

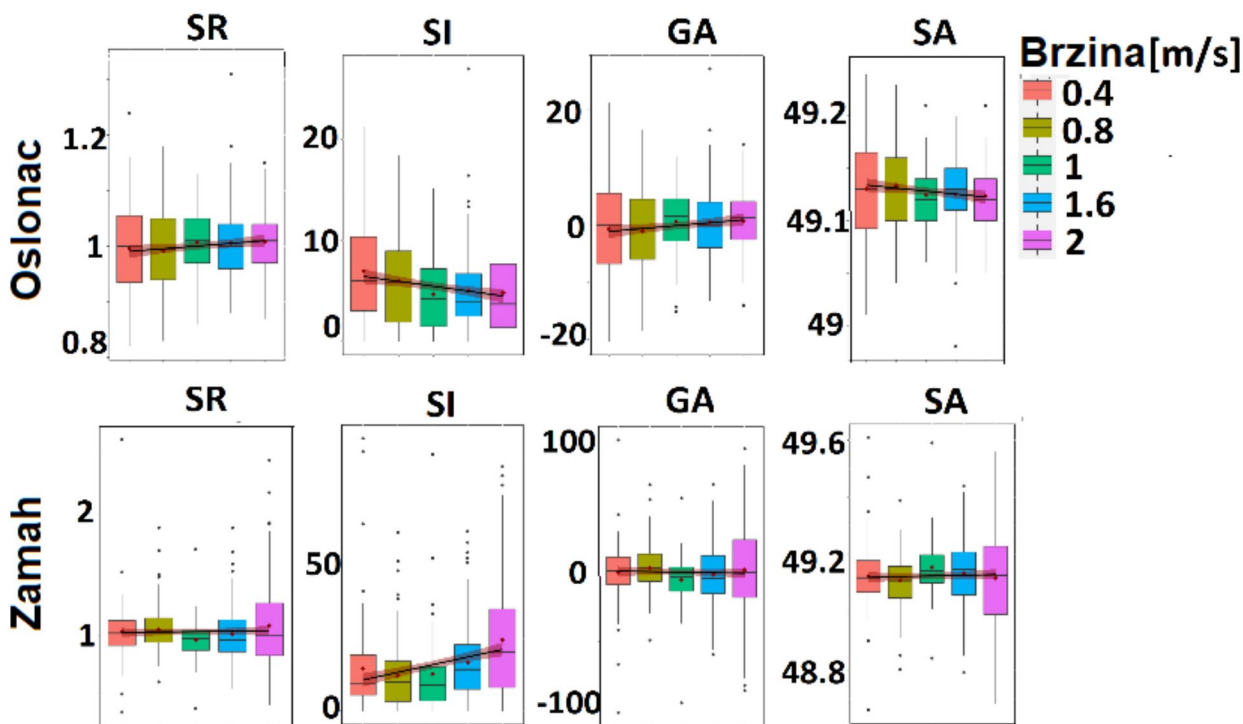
F-vrednosti su upoređene za linearnu i kvadratnu regresiju za sve izračunate parametre hoda i odredili trend promene izborom veće F-vrednosti. Veća F-vrednost znači da je varijacija među grupama veća nego što se očekivalo slučajno (*by chance*).

5.3. Rezultati

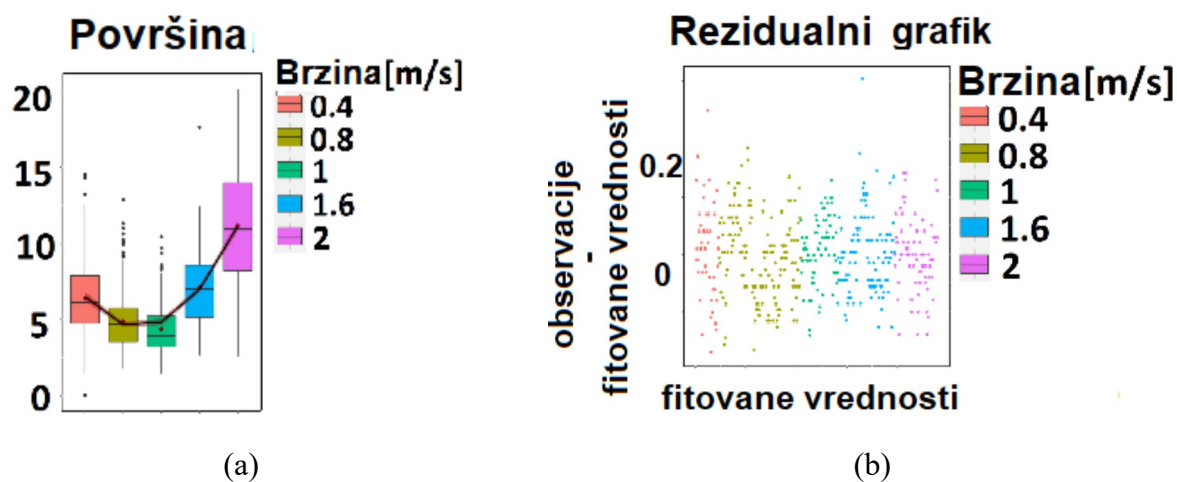
Grafički prikazi vremenskih parametara (*LDS*, *RDS*, *Oslonac L*, *Oslonac D*, *Zamah L* i *Zamah D*) u zavisnosti od brzine hoda su prikazani na Slici 23 sa fitovanim polinomom prvog reda. Slično, grafici za parametre simetrije za trajanje faza oslonca i zamaha (*SI*, *GA*, *SR*, *SA*) prikazani su na Slici 24. Slika 25 (a) prikazuje vrednosti površine PCA ciklograma izračunate za sve brzine hoda sa fitovanim polinomom drugog reda.



Slika 23. Boks-plot grafici za vremenske parametre sa fitovanim polinomom prvog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *INFOTEH* 2022] i modifikovana.



Slika 24. Boks-plot grafici za parametre simetrije sa fitovanim polinomom prvog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *INFOTEH* 2022] i modifikovana.



Slika 25. (a) Boks-plot grafici za površine ciklograma sa fitovanim polinomom drugog reda (crna linija) i 95% intervalom poverenja za sve brzine; (b) rezidualni grafik. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *INFOTEH* 2022] i modifikovana.

Crnom linijom je prikazan fitovan polinom na Slici 23, Slika 24 i Slika 25 (a), sa intervalom poverenja od 95% srednje vrednosti.

Na Slici 25 (b) prikazan je rezidualni grafik za površinu. Rezidualni grafik prikazuje reziduale (razlika stvarnih i fitovanih vrednosti) na ordinati nezavisnu promenljivu (fitovane vrednosti) na apscisi. Pošto su reziduali konzistentni sa slučajnom greškom (pokazuju randomizovanu distribuciju), ovaj dijagram ukazuje da model dobro fituje podatke. Slični dijagrami su primećeni i kod drugih parametara, tj. nije bilo neželjenih rezidualnih obrazaca koji ukazuju na otklon (eng. *bias*).

Vremenski parametri su pokazali izraženiji linearni trend sa promenom brzine ($F = 509.3 \pm 175.35$) u odnosu na kvadratni ($F = 260,6 \pm 82,53$) (Tabela 6). Parametri simetrije nisu bili pogodni za regresiju (za većinu njih je $p > 0.01$, osim za parametre *SI Oslonac* i *SI Zamah*, kod kojih se uočio linearni trend sa promenom brzine). Površina ciklograma je pokazala značajniji kvadratni trend ($F = 476.2$, $p < 0.01$) u poređenju sa linearnim trendom ($F = 324.9$, $p < 0.01$). Vrednost R^2 je bila slaba ili umerena kod svih parametara.

Tabela 6. Koeficijenti linearne i kvadratne regresije za sve parametre hoda. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *INFOTEH* 2022] i modifikovana.

Regresija	Linearna			Kvadratna		
	R^2	F - vrednost	p - vrednost	R^2	F - vrednost	p -vrednost
<i>LDS</i>	0.4	314.4	<0.01	0.42	172.9	<0.01
<i>RDS</i>	0.44	318.4	<0.01	0.45	166.6	<0.01
<i>Oslonac L</i>	0.58	742.2	<0.01	0.58	371.1	<0.01
<i>Oslonac D</i>	0.48	515.3	<0.01	0.49	266.3	<0.01
<i>Zamah L</i>	0.53	667.1	<0.01	0.53	333	<0.01
<i>Zamah D</i>	0.47	498.1	<0.01	0.48	254	<0.01
<i>SR Oslonac</i>	0	3.89	0.05	0	1.94	0.14
<i>SR Zamah</i>	0	0.28	0.6	0	2.39	0.09
<i>SI Oslonac</i>	0	10.63	<0.01	0	6.64	<0.01
<i>SI Zamah</i>	0.05	29.1	<0.01	0	23.4	<0.01
<i>GA Oslonac</i>	0	4.35	0.04	0	2.18	0.1
<i>GA Zamah</i>	0	0.28	0.6	0	0.82	0.44
<i>SA Oslonac</i>	0	4.4	0.04	0	2.2	0.11
<i>SA Zamah</i>	0	0.42	0.5	0	0.83	0.43
<i>Površina</i>	0.22	324.9	<0.01	0.45	476.2	<0.01

5.4. Diskusija i zaključak

U ovom radu uveden je novi parametar za procenu varijabilnosti hoda, zasnovan na konceptu PCA ciklograma.

U Tabeli 6 primetne su veće F -vrednosti za linearnu regresiju vremenskih parametara i obrnuto, za površinu je primećena veća F -vrednost za kvadratnu regresiju. Dakle, može se zaključiti da vremenski parametri pokazuju linearni trend promene sa brzinom, dok površina pokazuje kvadratni trend. Iako su vrednosti R^2 slabe ili umerene [Hinkle, 2003] za površinu i za vremenske parametre hoda, to nije uzeto u obzir kao slabost metode jer se ne očekuje da parametri hoda budu objašnjeni samo brzinom hoda, već i mnogim drugim parametrima, kao što su starost, pol, nivo uvežbanosti itd. [Gray et al., 2021; Patoz et al., 2021]

Za razliku od linearne zavisnosti vremenskih parametara sa brzinom hoda, uočen je karakterističan

U-oblik za površinu ciklograma. Ovaj parametar direktno reflektuje varijabilnost hoda (manja vrednost površine predstavlja manju varijabilnost hoda), što nije intuitivno u slučaju vremenskih ili parametara simetrije. Kvadratna zavisnost se može objasniti činjenicom da je poželjna (prijatna) brzina hodanja kada je varijabilnost najmanja, odnosno oko brzine od ~ 1 m/s [Larish, 1988]. Veća površina pri brzinama od 0.4 m/s i 2 m/s može se objasniti činjenicom da su prve dve komponente, ili bar jedna od njih, veća na račun nižih glavnih komponenti, a samim tim je veća i površina ciklograma. Ovo takođe znači da su početne varijable (signali) više linearno spregnuti. Ova linearna zavisnost smanjuje broj mogućih kombinacija početnih promenljivih, odnosno stepena slobode. Ovo je primećeno kod ograničenog hoda [Gavrilović & Popović, 2021].

Prethodna istraživanja su takođe ukazala na relativno manje varijacije pri optimalnoj brzini hodanja jer je takvo hodanje najmanje ograničeno [Jordan et al. 2007]. Istraživači su pokazali da se minimalna energija troši kada se kreće željenom (samoizabranom) brzinom [Brisswalter & Mottet, 1996]. Promena brzine hoda izaziva veću potrošnju energije. Na osnovu teorije dinamičkog sistema [Brisswalter & Mottet, 1996], ova brzina odražava stabilno atraktorsko stanje motornog sistema. Povećanje ili smanjenje dovodi do toga da sistem odstupi od ovog stabilnog stanja i udalji se od atraktora što rezultira nestabilnošću. Stoga se pretpostavlja da ljudi uvek biraju stabilnu, nisku potrošnju energije kao svoju uobičajenu brzinu hodanja. Kada se hoda brže ili sporije, potrebno je više energije da se nadoknadi ovaj gubitak stabilnosti [Jordan et al., 2007].

Ova studija potvrđuje uticaj brzine na novodefinisani parametar varijabilnosti hoda i daje dodatne informacije o mehanizmima hoda u poređenju sa konvencionalnim parametrima.

Posmatranje fluktuacije, tj. varijabilnosti između uzastopnih koraka omogućava praćenje promena hoda sa starenjem i bolestima i praćenje efekata terapijskih intervencija i rehabilitacije [Hausdorff, 2005]. Pokazalo se da se varijabilnost hoda menja u patološkom hodu, pa se stoga može koristiti za procenu hoda kod padova i neuroloških oboljenja kao što su moždani udar, Parkinsonova bolest itd. [Blin et al., 1990]. Metoda za ocenu varijabilnosti hoda predložena u ovom radu je pogodna za praćenje varijabilnosti hoda u realnom vremenu. Dalji koraci mogu uključivati primenu predložene metodologije u realnom vremenu na patološke obrasce hoda i proveru koje dodatne informacije mogu da pruže kliničaru (npr. procena rizika od pada) [Pieruccini-Faria et al., 2020].

6. Analiza ciklograma pacijenata nakon moždanog udara⁵

6.1. Uvod

Lezije CNS i perifernog nervnog sistema (PNS) i pogoršanje mišićne snage (atrofija) usled starenja često ugrožavaju stajanje i hod. Cilj rehabilitacije je, između ostalog, obnavljanje zdravog hodanja. Među različitim protokolima rehabilitacije, kliničar treba da izabere optimalnu metodu koja bi dovela do maksimalnog oporavka hoda. Optimizaciji je potrebna kvantifikovana mera koja upoređuje performanse pre i posle terapije i omogućava upoređivanje sa zdravim hodom. [Cappozzo et al., 1984]

Uvedena je nova mera prethodno opisanih ciklograma koja kvantifikuje nepravilnost celokupnog obrasca hoda, sa naglaskom na činjenicu da nije bilo potrebe za segmentacijom na pojedinačne korake, već je posmatrana celokupna sesija hoda. PCA je primenjena odvojeno na levoj i desnoj nozi. Ovde predstavljena PCA predstavlja nastavak prethodnih istraživanja u kojima je PCA primenjena na skup signala uglova zglobova nogu [Milovanović & Popović, 2012]. Glavne komponente su izračunate na osnovu ubrzanja i ugaonih brzina stopala i sila reakcije podloge. Prikazani su rezultati dobijeni sa signala snimljenih iz grupe zdravih osoba i male grupe pacijenata nakon moždanog udara. Ciklogrami u prostoru glavnih komponenti daju kliničaru kvantitativnu i kvalitativnu meru koja sadrži osnovne informacije o celoj sesiji hoda.

6.2. Metod

6.2.1. Instrumentacija

Korišćena instrumentacija u ovoj studiji je detaljno objašnjena u prethodnom petom poglavlju. Akvizicija signala dinamike hoda je izvršena korišćenjem *Gait Teacher* sistema. Taj sistem se sastoji od dva uloška za cipele, u kome su integrisani IMU i GRF senzori, koji bežično komuniciraju sa računaram.

6.2.2. Subjekti

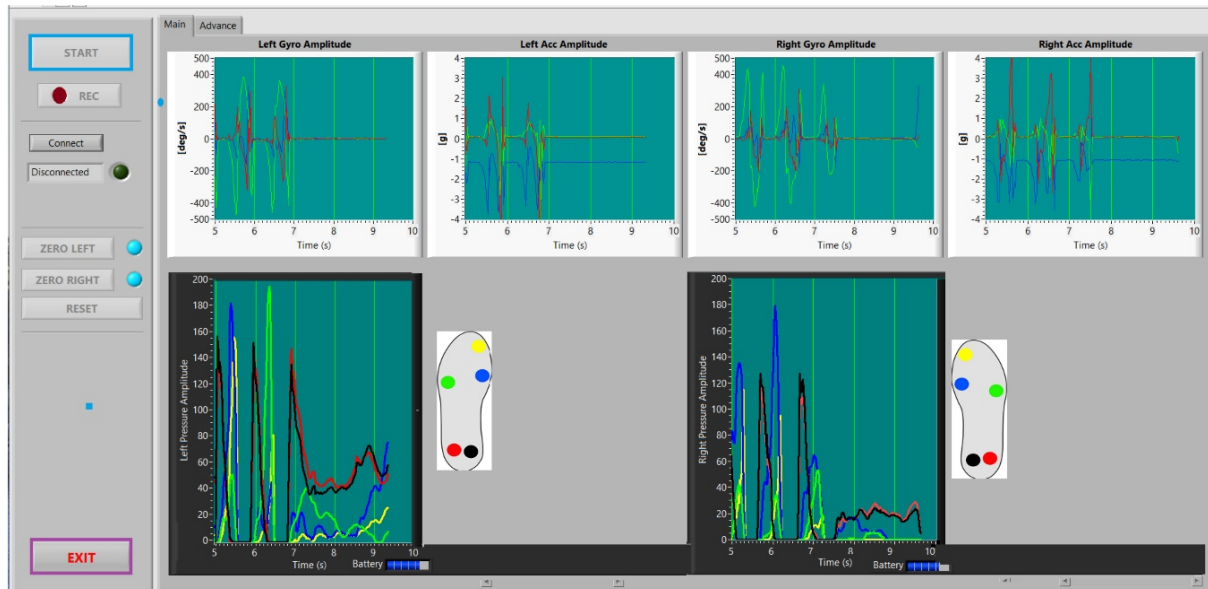
U istraživanju je učestvovalo jedanaest dobrovoljaca: šest zdravih osoba (bez senzorno-motornog deficita) i pet pacijenata posle moždanog udara sa kliničkom slikom hemiplegije. Ovi pacijenti su deo baze 2, prethodno pomenute u početnom delu uvodnog poglavlja. Pacijenti su mogli da se kreću po ravnom terenu bez oslonca ili minimalne potpore rukama preko štapa. Ispitanici su mogli da slede verbalna uputstva. Pacijenti su učestvovali u terapiji zasnovanoj na FES. Efikasnost FES terapije za korekciju pada stopala je procenjena posmatranjem promena neuroplastičnosti korišćenjem elektroencefalografskog pregleda. Osmokanalni *MOTIMOVE* elektronski stimulator (3F—FIT FABRICANDO FABER, Beograd, Srbija) [*3f-company*, 2022] je korišćen za FES terapiju, pojačavajući pedaliranje pacijenta (OMEGO® Plus, Grac, Austrija) [Tyromotion, 2022]. Protokol rehabilitacije je trajao četiri nedelje. Zdravi subjekti nisu učestvovali u FES terapiji.

Etički komitet odobrio je protokol studije Klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović" u Beogradu, gde je izvršena procena hoda. Ispitanici su potpisali informisani pristanak pre sesije i procene hoda. Postupak je bio potpuno neinvazivan.

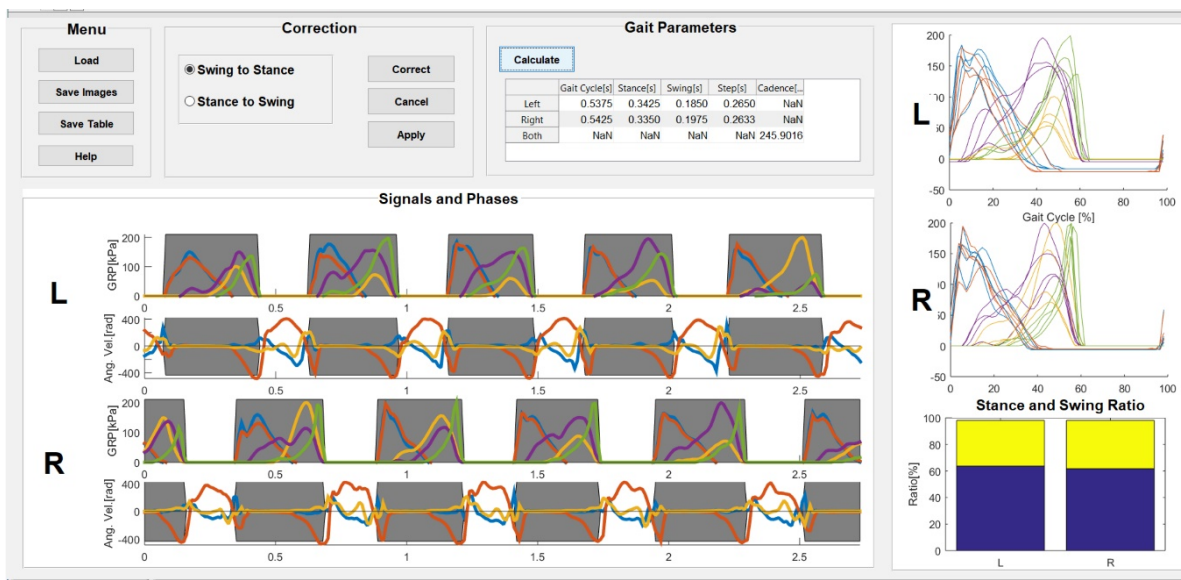
⁵ Ovo poglavlje je modifikovano iz rada Gavrilović M. and Popović D., "A principal component analysis (PCA) based assessment of the gait performance," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 66, no. 5, pp. 449-457, 2021.

6.2.3. Protokol

Postavka sistema je detaljno objašnjena u prethodnom poglavlju 5. Od ispitanika je zatraženo da hodaju samoizabranom brzinom (srednja brzina je bila ~ 0.4 m/s, procenjena na osnovu broja koraka i dužine šetališta). Signali sa svih senzora snimani su u tri uzastopne sesije sa oko jednog minuta odmora između. Ispitivač je posmatrao signale na ekranu tokom sesija snimanja (Slika 26). Softver *Gait Teacher* sistema generiše slike i skup osnovnih parametara hoda (Slika 27).



Slika 26. Ekran računara koji prikazuje 22 signala tokom sesije snimanja. Gornji grafici prikazuju ugaone brzine i ubrzanja leve i desne noge. Donji grafici prikazuju signale koji su dobijeni pomoću GRF senzora u levom i desnom ulošku. U levom delu ekrana prikazane su komande dostupne ispitivaču. GRF-ovi su označeni bojama prikazanim u šemama sa strane. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.



Slika 27. Izlazni ekran za ispitivače koji koriste *Gait Teacher*. Prikazani su GRF signali i ugaone brzine stopala u sagitalnoj ravni za oko pet koraka. Siva područja pokazuju faze oslonca, dok bele zone odgovaraju fazama zamaha tokom ciklusa hoda. Brojevi u tabeli su podskup parametara hoda koji se pokazuju ispitivaču. Desni paneli prikazuju superponirani GRF signal za pet koraka prikazanih na graficima na levoj strani. Desni donji grafik predstavlja procenjenju simetriju između leve i desne noge. Podaci su dobijeni od sedamdesetogodišnjeg muškog dobrovoljca bez senzorno-motornog oštećenja. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

6.2.4. Pretprocesiranje podataka

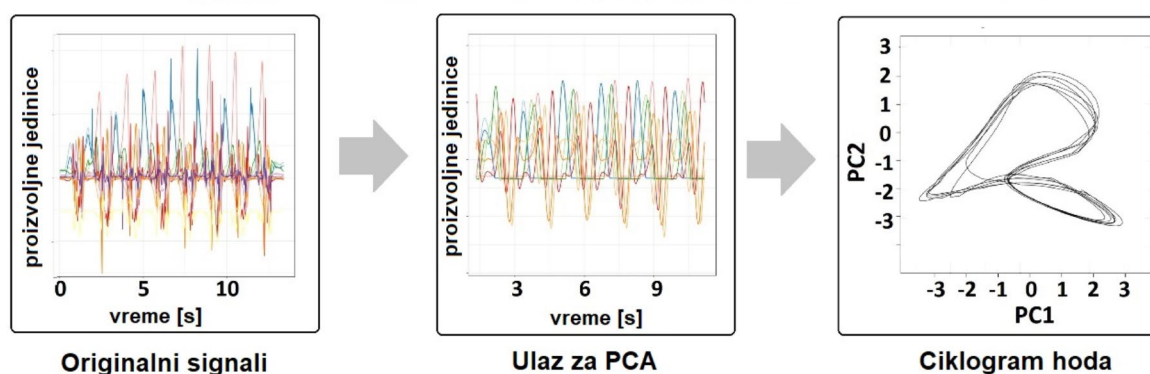
Za analizu je korišćeno šest ciklusa hoda po subjektu i po sesiji snimanja. Prvi i poslednji korak su bili izuzeti iz dalje analize, da bi analiza bila konzistentna sa analizom u prethodnom poglavlju, kada se kontrolisala brzina kod hoda zdravih ispitanika. Broj koraka u sesiji može biti proizvoljan. Signali su filtrirani niskopropusnim digitalnim *Butterworth*-ovim filterom trećeg reda sa normalizovanom graničnom frekvencijom od 5 Hz. Odvojeno su analizirani podaci sa ipsilateralne i kontralateralne noge. Ulazi korišćeni u analizi glavnih komponenti bili su ugaona brzina u sagitalnoj ravni, ubrzanje u koronalnoj i poprečnoj ravni i GRF signali (osam vremenskih serija po nozi). Ovi signali su odabrani jer je pokret stopala tokom hoda najizraženiji u sagitalnoj ravni. Signali su normalizovani tako da imaju jediničnu varijansu, jer su ulazni signali fizički različite veličine. Standardizacijom podataka, sve promenljive su imale istu standardnu devijaciju; tako je izbegnuto davanje veće težine za izračunavanje komponente za one promenljive sa većom standardnom devijacijom. *Bartlett*-ov test sferičnosti pokazao je da su podaci pogodni za primenu PCA. PCA je dozvolila mapiranje originalnih podataka u ortogonalni prostor, gde glavna osa ima smer maksimalne varijanse podataka. Analiza uključuje izračunavanje korelacione matrice, izdvajanje glavnih komponenti, primenu varimaks rotacije i izračunavanje težinskih faktora [Milovanović, 2013]. Izračunate su sopstvene vrednosti iz glavnih komponenta.

6.2.5. Statistička analiza

Shapiro-Wilk-ov test normalnosti [Shapiro & Wilk, 1965] korišćen je za proveru da li ulazne promenljive imaju normalnu raspodelu. Zbog male veličine uzorka, odlučeno je da se koristi *Wilcoxon*-ov neparametarski test [Wilcoxon, 1992]. Nivo značajnosti je bio $\alpha=0.05$ za procenu statistički značajnih razlika.

6.2.6. Ciklogrami

Predložena metoda koristi 2D ciklograme u prostoru prve dve glavne komponente, *PC1* i *PC2* (Slika 28). Ponavljajuća priroda bliskih cikličnih događaja rezultira preklapanjem ciklograma koraka.

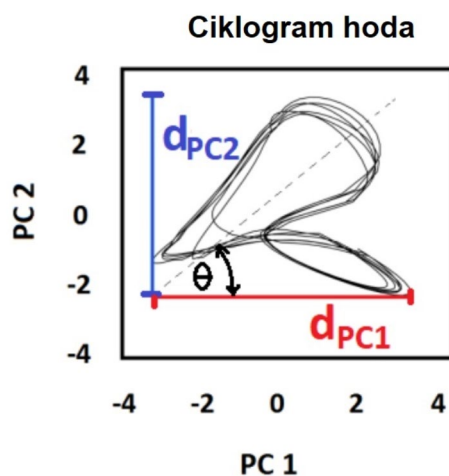


Slika 28. Skica koja prikazuje formiranje ciklograma u prostoru dve glavne komponente. Podaci su dobijeni iz signala dobijenih iz hoda osobe bez poznatih senzorno-motornih oštećenja. Originalni signali su snimljeni pomoću *Gait Teacher* sistema (levi grafik). Korišćen je redukovani skup signala iz cele sesije hoda (srednji grafik) da bi se generisali ciklogrami pomoću prve dve komponente (*PC2* vs. *PC1*, desni grafik). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Sopstveni vektori su jedinični vektori koji predstavljaju smer najveće varijanse podataka, dok sopstvene vrednosti predstavljaju veličinu ove varijanse u odgovarajućim pravcima. Definisana je kvantitativni parametar rotacije θ , kao arkustangens odnosa između maksimalnog širenja varijanse u *PC2* i *PC1*, kao što je prikazano u jednačini (6.1):

$$\theta = \arctg\left(\frac{d_{PC2}}{d_{PC1}}\right) \quad (6.1)$$

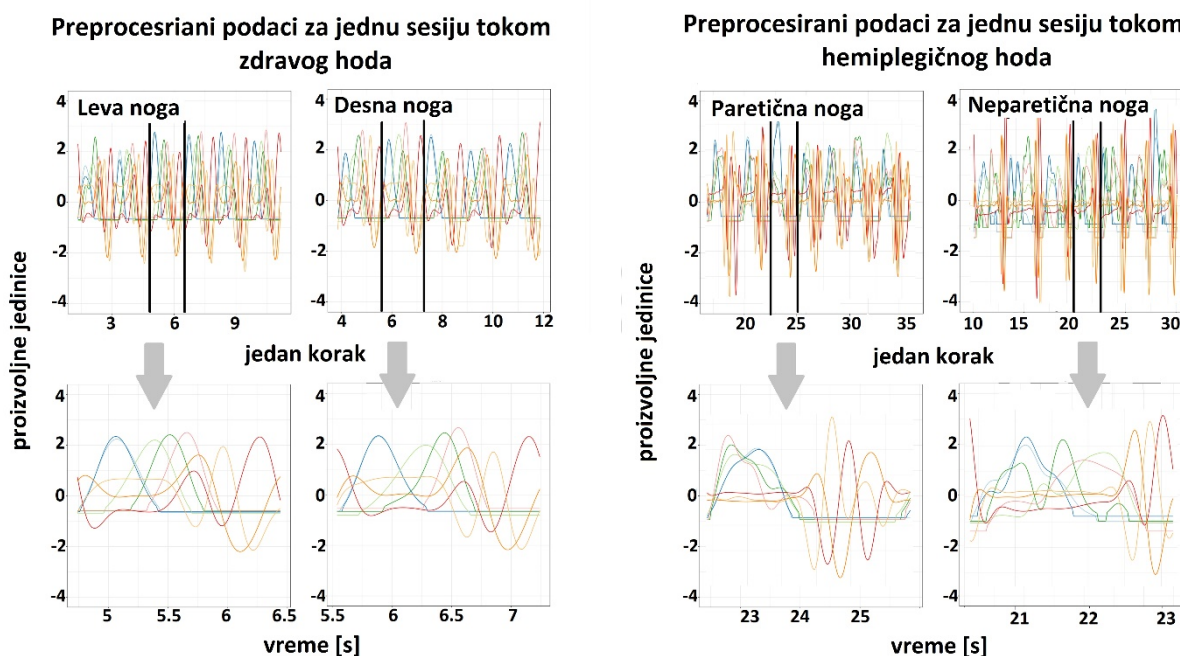
gde je d_{PC1} maksimalno rastojanje na osi $PC1$ između tačaka na ciklogramu. Slično, d_{PC2} je rastojanje na osi $PC2$ (Slika 29).



Slika 29. Skica parametra rotacije θ koji definiše ciklogram i automatski se računa. Slika prikazuje karakterističnu šemu za jednu nogu tokom zdravog hoda. Crvena boja predstavlja dužinu parametra d_{PC1} dok plava boja ilustruje dužinu parametra d_{PC2} . Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

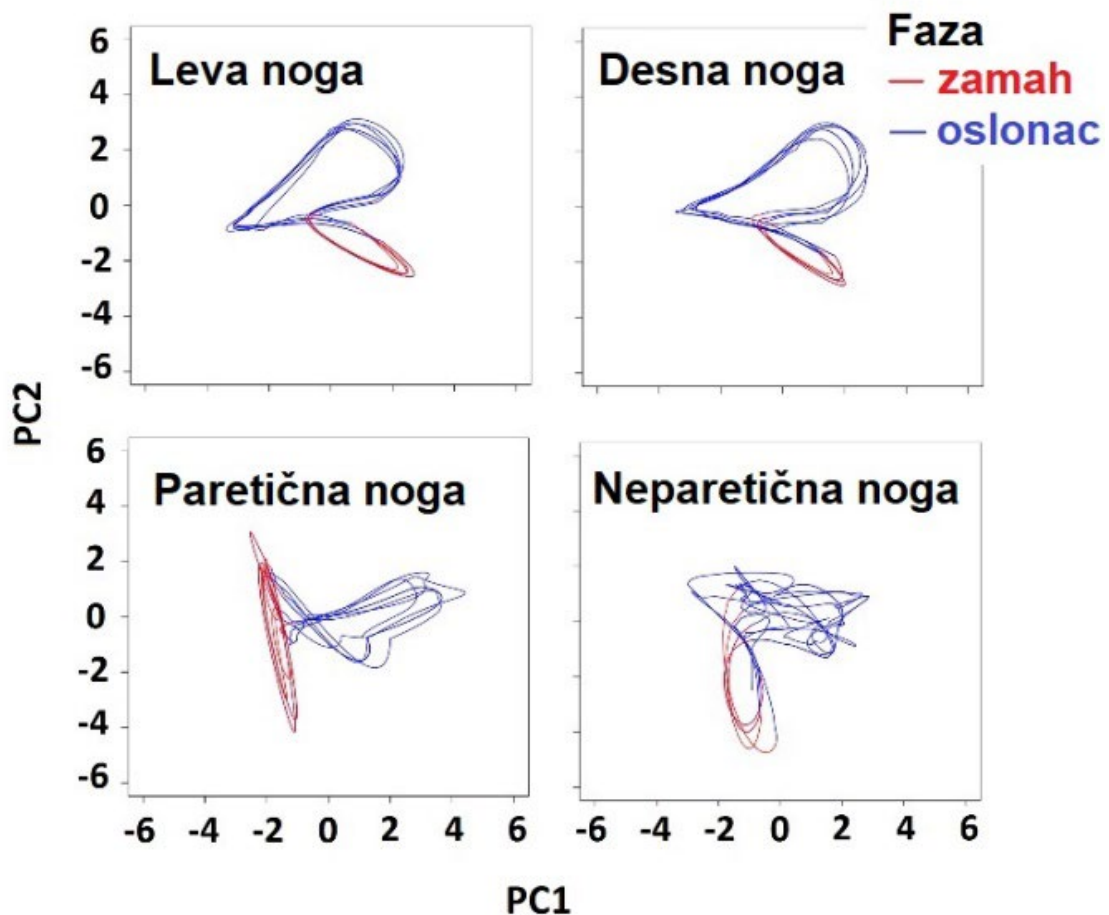
6.3. Rezultati

Slika 30 prikazuje procesirane podatke koji se koriste kao ulaz za PCA i primer jednog koraka desne i leve noge osobe: (a) bez poznatih senzorno-motornih oštećenja i (b) jedan korak za pacijenta sa hemiplegijom.



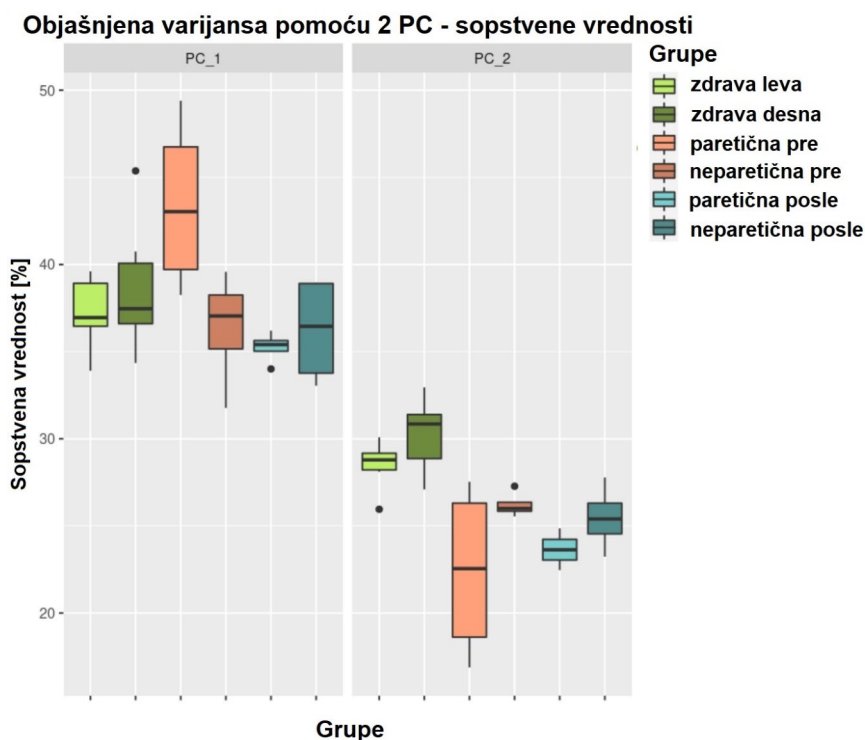
Slika 30. Pretprocesiranih šestnaest vremenskih serija (8 po nozi) signala snimljenih tokom hoda osobe (a) bez poznatih senzorno-motornih oštećenja i (b) nakon moždanog udara. Donji grafici prikazuju izdvojen jedan korak označen vertikalnim linijama na gornjim graficima. Podaci su snimljeni tokom jedne sesije hoda. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Na Slici 31 predstavljen je tipičan oblik ciklograma.



Slika 31. Gornje slike prikazuju ciklograme za zdrav hod. Donje slike prikazuju ciklograme jednog od pacijenata nakon moždanog udara. Preklopljene linije predstavljaju korake. Crvena boja prikazuje fazu zamaha, dok plava boja označava fazu oslonca. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modificovana.

Na Slici 32 prikazana je kvartilna raspodela sopstvenih vrednosti za dve glavne komponente. U distribucijama za prvu i drugu PC se mogu primetiti značajne razlike između obrazaca hoda paretičnih i zdravih nogu. Odnos te dve sopstvene vrednosti koristi se za pronalaženje parametra rotacije, jer sopstvene vrednosti izražavaju meru disperzije u pravcu glavnih komponenti. Ovaj parametar se koristi kao mera performansi hoda (Tabela 7).



Slika 32. Boks dijagrami za prikaz distribucije sopstvenih vrednosti za PC1 i PC2 za grupu zdravih subjekata za obe noge (zelena boja) i pacijenata posle moždanog udara pre terapije za paretičnu i neparetičnu nogu (crvena boja) i posle terapije za paretičnu i neparetičnu nogu (plava boja). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Tabela 7. Srednje vrednosti i standardne devijacije za zdrav hod i hod pacijenata posle moždanog udara (pre i posle terapije). Zvezdica pored broja prikazuje kategoriju sa značajnom razlikom između zdravih i pacijenata ($\alpha < 0.05$). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Grupa	Strana	PC1	PC2	PC2/PC1	Parametar rotacije [stepeni]
Zdravi ispitanici	Leva	37.34 ± 2.1	28.83 ± 1.4	0.77	37.65 ± 1.2
	Desna	38.43 ± 3.8	30.5 ± 2.2	0.8 ± 0.1	38.56 ± 4.3
Pacijenti pre terapije	Paretična	42.93 ± 4.8	22.05 ± 5.1*	0.53 ± 0.2*	27.41 ± 7.9*
	Neparetična	36.04 ± 3.9	26.12 ± 0.7*	0.73 ± 0.1	36.07 ± 2.7
Pacijenti posle terapije	Paretična	35.46 ± 1.3	23.92 ± 1.3	0.67	34 ± 1.4
	Neparetična	37.67 ± 3.3	26.16 ± 1.5	0.7 ± 0.1	34.87 ± 2.9

$\alpha < 0.05$

6.4. Diskusija i zaključak

Razvijena je metoda za grafičku intuitivnu (kvalitativnu) i kvantitativnu analizu hoda. Ulazni podaci su bili deset izmerenih vertikalnih sila reakcije podloge po nozi (bočna i medijalna strana pete, bočna i medijalna strana metatarzalnog dela stopala i palac, za obe noge) i ubrzanja i ugaone brzine oba stopala izmerena u zadnjem delu uložka. Definisan je model hoda u prostoru dve glavne komponente

koje su generisane iz ulaznih podataka. Model je predstavljen ciklogramom koji ima oblik dvostrukog lista kada se analiziraju podaci zdravog hoda (Slika 28). Jedan od eliptičnih segmenata u ciklogramu predstavlja fazu oslonca, dok drugi prikazuje fazu zamaha.

Analiza je obuhvatila čitavu sesiju (obrazac) hoda bez razdvajanja na pojedinačne korake, što je bilo teško automatski detektovati na podacima dobijenim iz hoda osoba sa motoričkim invaliditetom [Ceron et al., 2020]. Slika 30 prikazuje seriju snimljenih signala i podatke u jednom koraku izvučene iz sesije hoda. Razlog za prikaz jednog koraka je prikazivanje značajnih razlika u podacima zabeleženim kod pacijenata sa moždanim udarom u poređenju sa podacima iz zdravog hoda. Signali sa leve i desne noge u zdravom hodu bili su vrlo slični. Signali sa paretične i neparetične noge su se međusobno značajno razlikovali. Oba ciklograma (za paretičnu i neparetičnu nogu) razlikovala su se od ciklograma koji su predstavljali zdrav obrazac hoda (Slika 30). Razlike se lako mogu videti na snimcima muškarca starog 70 godina, gde simetrija nije idealna, a ugaone brzine reflektuju klonus (Slika 27).

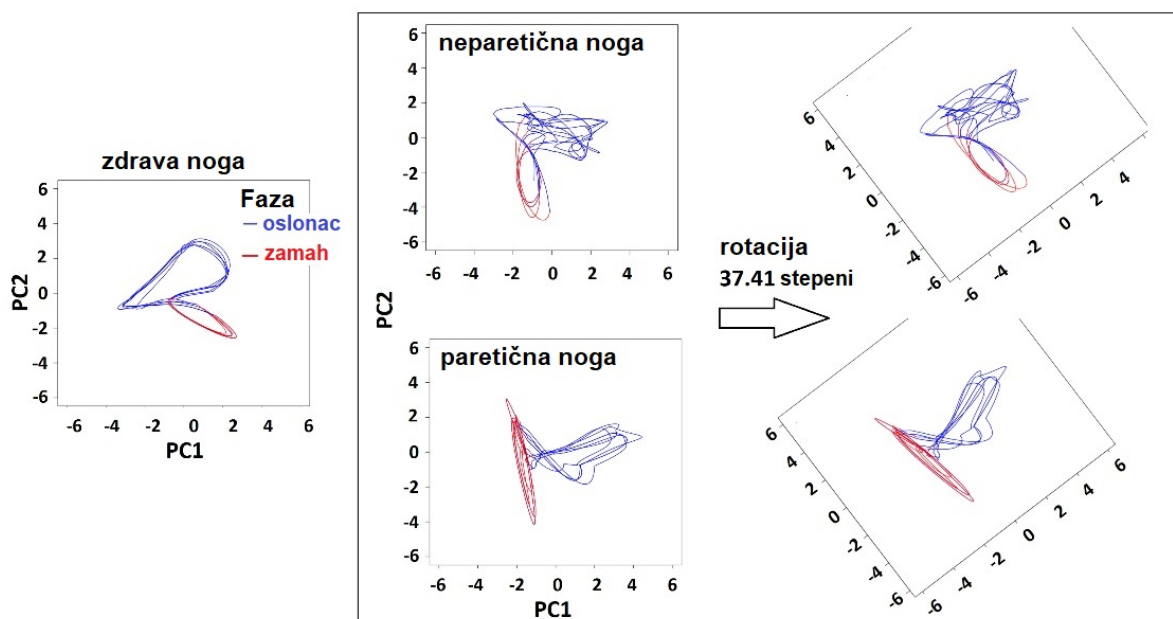
Uvedena je kvantitativna mera ciklograma u prostoru $PC1$ naspram $PC2$, izračunata na osnovu najšireg dijametra ciklograma za obe koordinate (glavne komponente), kao što je prikazano na Slici 29. Podaci zabeleženi u zdravom hodu (Slika 28) smatrani su zlatnim standardom (zdrav obrazac hoda).

Iskorišćena je metoda ciklograma za predstavljanje pokreta [Joshi & Anand, 2010]. Ciklogram obično prikazuje dve kinematičke promenljive na susednim zglobovima [Viteckova et al., 2018]. Primer gde je ciklogram, nazvan sinergijom u prostoru ugaonih brzina, korišćen u rehabilitaciji, je pomoćni sistem za poboljšanu kontrolu doseganja pacijenata sa lezijama vratne kičmene moždine [Popović & Popović, 1994; Popović & Popović, 1998]. Razlog predstavljanja ciklograma u prostoru glavnih komponenta jeste smanjenje dimenzionalnosti podataka i maksimalno očuvanje informacije o ukupnoj varijansi. Prve dve glavne komponente obuhvataju između 70% i 80% ukupne varijanse.

Na Slici 31 je predstavljen karakterističan oblik ciklograma. Koraci koji se preklapaju mogu se razlikovati; otuda je evidentna varijabilnost između uzastopnih koraka. Oblici ciklograma su gotovo isti za levu i desnu nogu u zdravom hodu. To nije slučaj u hodu osobe sa invaliditetom. Postoji značajna razlika između paretične i neparetične noge (Slika 32). Vidljiva je ponovljivost između uzastopnih koraka u fazi zamaha i fazi oslonca u zdravom hodu. Hod nakon moždanog udara pokazuje značajnu varijabilnost, posebno za faze oslonca neparetične noge od koraka do koraka.

Grafička prezentacija hoda u koordinatnom sistemu $PC1$ nasuprot $PC2$ lepo ukazuje na to koliko je hod cikličan i simetričan (Slika 31, gornje slike). Slika prikazuje uzastopne preklapajuće korake i u levoj i u desnoj nozi. Suprotno prikazu zdravog hoda, vizuelni pregled hoda kod pacijenta sa moždanim udarom ukazuje da hod nije cikličan. Otkrivene su značajne nepravilnosti prilikom upoređivanja podataka o hodu kod pacijenata sa moždanim udarom i zdravog hoda.

Uvedena je numerička mera, ugao θ , kao mera nepravilnosti ciklograma (Slika 33).



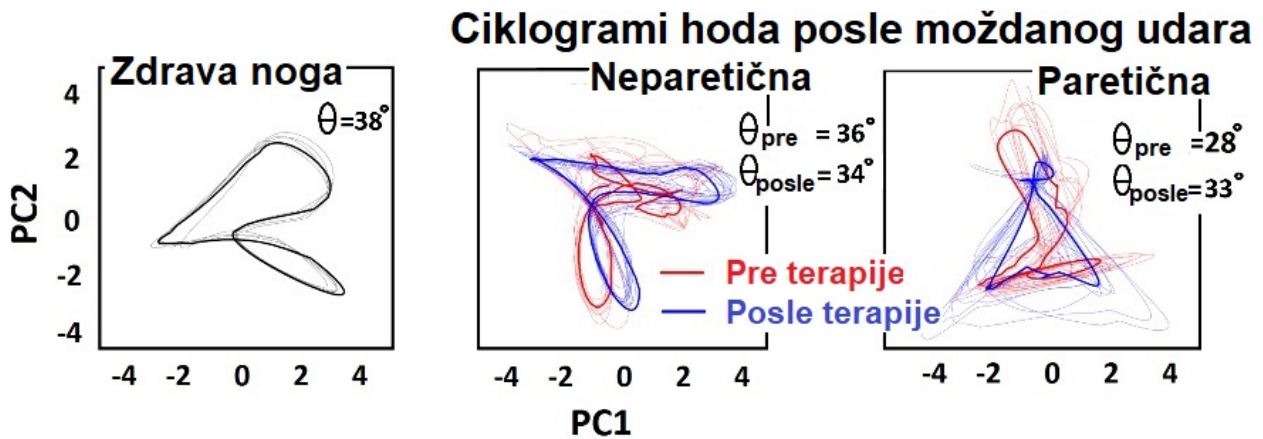
Slika 33. Skica koja prikazuje fizičko značenje ugla θ definisanog u jednačini (6.1). Leva slika prikazuje ciklogram zdravog hoda. Desni paneli pokazuju ciklograme i rotirane ciklograme za ugao θ za paretičnu i neparetičnu nogu. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Pokazano je da je parametar θ dovoljno efikasan i direktan da karakteriše performanse hoda (Tabela 7).

Odnos sopstvenih vrednosti pokazuje koliko koja komponenta doprinosi ciklogramima (Slika 32). Uočavajući razlike između hoda pacijenata pre i posle terapije, može se primetiti da je prva PC u paretičnoj nozi veća od druge PC. Dakle, zaključuje se da je hod paretične noge linearno više spregnut. Činjenica da prva PC sadrži veću varijansu može se objasniti činjenicom da nervni mehanizmi postaju spregnutiji i manje složeni usled povrede. Posle terapije, ciklogrami za paretičnu i neparetičnu nogu postali su sličniji. Obrasci koji se vide na ciklogramima počeli su da liče na ciklograme za zdrav hod. Pretpostavlja se da ciklogrami hoda neparetične noge liče na ciklograme hoda zdrave noge nakon kompenzacionih promena u prirodnoj motornoj kontroli (neuroplasticitet CNS-a).

Ključna karakteristika predstavljene metode je analiza cele sekvence hoda u poređenju sa pojedinačnim koracima [Shanahan et al., 2018]. Mera koja je predložena kao ubedljiva su ciklogrami. Međutim, protokol koji je primenjen takođe pruža kliničaru kompletan set parametara hoda podeljenih u pojedinačne korake (Slika 27); stoga može da koristi skup podataka za druge metode analize hoda.

Slika 34 prikazuje karakteristiku koja je od značaja za kliničare. Levi panel prikazuje ciljnu putanju. Desni paneli pokazuju kako se promenio obrazac hoda. Promene sugerišu da je rotacija drugačija kada se upoređuju ciklogrami podataka snimljenih pre i posle terapije. Pre terapije, razlika je bila izraženija, što nije slučaj nakon tretmana. Oblik ciklograma u hodu pacijenta nakon moždanog udara izuzetno se razlikuje od koraka do koraka, za razliku od zdravog hoda. Grafici pokazuju da je varijabilnost od koraka do koraka smanjena.



Slika 34. Ciklogram za zdrav hod (leva slika). Levi panel prikazuje ugao $\theta = 38^{\circ}$, srednji i desni pano rotirani ciklogrami pre terapije za uglove $\theta = 36^{\circ}$ i $\theta = 28^{\circ}$, odnosno nakon terapije $\theta = 34^{\circ}$ i $\theta = 33^{\circ}$, na osnovu jednačine (6.1). Plave linije prikazuju podatke snimljene nakon terapije, a crvene linije podatke snimljene pre terapije. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Popović, 2021] i modifikovana.

Ova metoda omogućava kliničaru da objektivno proceni performanse hoda. Jednom kada se varijabilnost hoda smanji, hod postaje automatizovaniji. Automatski hod znači funkcionalniji hod, jer pozitivna korelacija između varijabilnosti hoda i kortikalne aktivnosti može biti povezana sa kontrolom hodanja koja se više oslanja na automatske puteve. Sopstvene vrednosti korišćene kao parametri u jednačini (6.1) objašnjavaju kolika je varijansa u prve dve komponente. Smanjena varijabilnost hoda reflektuje bolje performanse hoda. [Vitorio et al., 2018]

Predloženo je da je praćenje ciklograma i kvantitativna upotreba parametra rotacije bitna i jednostavna za praćenje oporavka tokom rehabilitacije. Nova metoda pruža grafičku i numeričku meru performansi hoda. Grafički prikaz (ciklogrami u dvodimenzionalnom PCA prostoru) kliničaru pokazuje varijabilnost između uzastopnih koraka. Numerički rezultat je stvarni broj koji karakteriše hod u odnosu na performanse zdravog hoda. Promena rezultata je direktna, jednostavna mera za kliničara koji procenjuje hod. Sama procena ne poboljšava terapiju; jednostavno pokazuje da li je izabrani protokol bio efikasan.

Jednostavnost upotrebe *Gait Teacher* sistema i jednostavan grafički korisnički interfejs omogućavaju kliničaru da meri performanse bez narušavanja udobnosti pacijenta. Analiziranih jedanaest signala po nozi sadrži više informacija od prve dve glavne komponente. Ipak, ova redukcija dimenzija početnog skupa podataka oponaša činjenicu da prirodna neuronska mreža koristi veliki broj ulaznih informacija da generiše jednu komandu za motornu kontrolu. PCA je kompjuterizovana metoda integrisanja mnogih signala u redukovani skup podataka. Konačno, ciklogrami omogućavaju direktnu vizuelnu procenu ponovljivosti uzastopnih koraka i analizu razlika u poređenju sa performansama zdravog hoda pri istoj brzini.

7. Novi prikaz vremenskih sinergija tokom hoda zdravih ispitanika i pacijenata nakon moždanog udara⁶

7.1. Uvod

Hod se može opisati kao sinergistička aktivnost svih pojedinačnih komponenti senzorno-motornog sistema čoveka. Kao što je detaljno objašnjeno u uvodu ove disertacije, postoje različiti matematički modeli sinergije mišića: invarijantni vremenski („vremenske sinergije”), prostorni („sinhrone sinergije”) i prostorno-vremenski („vremenski promenljive sinergije”) [Chiovetto et al., 2013]. Vremenske mišićne sinergije podrazumevaju postojanje skupa vremenskih komponenti zajedničkih za različite zadatke aktivacije [Chvatal & Ting, 2013; Clark et al., 2010].

Pri analizi hoda osoba koje imaju oštećenja CNS se često posmatraju razlike u odnosu na parametre koji definišu sinergizam kod zdravih ispitanika. Povreda CNS dovodi do promena modaliteta hoda i zdrav sinergizam se gubi i nastaju kompenzacione sinergije [Brunnstrom et al., 1970; Sakuma et al., 2014; Milovanović & Popović, 2012]. Pacijenti gube kontrolu nad odabranim grupama mišića, što dovodi do spregnutih pokreta delova tela koji su često neoptimalni i neprikladni za određeni zadatak.

U ovom poglavlju je pokazano da se nepromenljive vremenske sinergije mogu analizirati i pomoću signala dinamike krajnje tačke, tj. stopala, dobijenih akvizicijom pomoću praktičnog i jednostavnog sistema, bez potrebe za EMG snimanjem i segmentacijom hoda. Vremenske sinergije su detektovane u prethodno opisanom prostoru dvodimenzionalnih PCA ciklograma. Da bi se testirala hipoteza o nepromenljivim vremenskim dinamičkim sinergijama, analiziran je hod različitih brzina kod zdravih ispitanika. Takođe je analiziran i hod hemiplegičnih pacijenata nakon moždanog udara, pre i posle terapije. Uočene su razlike između zdravih i patoloških obrazaca hoda u pogledu parametara koji definišu vremenske dinamičke sinergije. Dodatno, ispitano je da li metoda za otkrivanje temporalne dinamičke sinergije iz IMU i GRF signala ima dodatnu praktičnu vrednost za praćenje oporavka paretične strane pacijenata sa moždanim udarom u poređenju sa konvencionalnim rezultatima analize hoda, kao što su simetrija i vremenski parametri hoda.

7.2. Metod

7.2.1. Instrumentacija

U studiji je korišćen *Gait Teacher* sistem (RehabShop, Beograd, Srbija), detaljno opisan u poglavlju 4. Izlazni podaci dobijeni pomoću *Gait Teacher* sistema su skup od pet GRF vremenskih serija i šest vremenskih serija ugaonih brzina i ubrzanja po ulošku. Izlaz je velika matrica sa 22 komponente (Slika 15). [Gavrilović & Popović, 2021]

7.2.2. Subjekti

U ovom istraživanju učestvovalo je 19 ispitanika: 14 zdravih osoba (bez senzorno-motornog deficita) i pet pacijenata nakon hemiplegičnog moždanog udara u subakutnoj fazi (4–6 meseci nakon moždanog udara). Pacijenti su formirali bazu 2, prethodno objašnjenu u početnom delu uvodnog poglavlja. Karakteristike ispitanika su prikazane u Tabeli 8.

Pacijenti su mogli da prate uputstva kliničara. Pacijenti su mogli da hodaju sa ili bez potpore štapom.

⁶ Ovo poglavlje je modifikovano iz rada Gavrilović M. and Janković M., “Temporal Synergies Detection in Gait Cyclograms Using Wearable Technology,” *Sensors*, vol. 22, no. 7, p. 2728, 2022

FES terapija kojoj su bili podvrgnuti pacijenti je detaljno objašnjena u poglavlju 5 ove disertacije.

Nacrt eksperimenta odobrio je etički odbor Klinike za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu. Ispitanici su bili dobro informisani o neinvazivnom protokolu i potpisali su formulare za informisani pristanak pre procene hoda.

Tabela 8. Karakteristike ispitanika. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Karakteristika	Srednja vrednost \pm SD	
	Zdravi ispitanici ($n = 14$)	Pacijenti ($n = 5$)
Starost (godina)	34.8 \pm 12.6	61 \pm 5.1
Pol	8 M, 6 Ž	1 M, 4 Ž
Masa tela (kg)	73.3 \pm 12.7	78.4 \pm 9.2
Visina (m)	1.78 \pm 0.08	1.7 \pm 0.05
BMI (kg/m ²)	23 \pm 2.18	28.18 \pm 3.6
Hemiplegija	-	4 leve, 1 desna

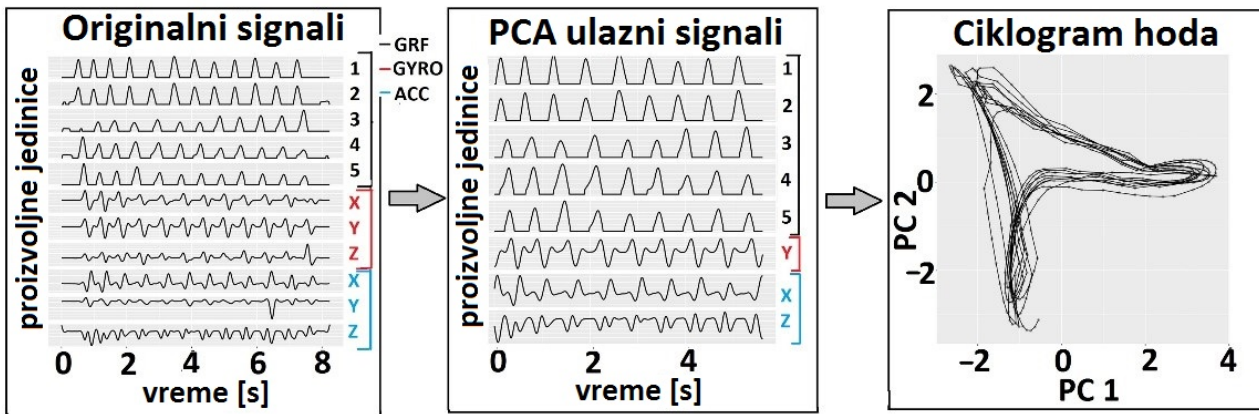
7.2.3. Protokol

Eksperimentalni protokol za zdrave ispitanike je takođe detaljno objašnjen u poglavlju 5.

Od pacijenata je zatraženo da hodaju željenom brzinom koju su sami odabrali (srednja brzina je bila \sim 0.4 m/s, procenjena na osnovu broja koraka i dužine šetališta). Signali sa svih senzora su snimljeni iz tri uzastopne sesije. Odmor između sesija trajao je oko 1 minuta. Kliničar je pratio signale na ekranu računara tokom snimanja. Posebno su analizirani signali snimljeni sa senzora postavljenih na paretičnu nogu pre terapije (p.b.), neparetičnu nogu pre terapije (np.b.), paretičnu nogu posle terapije (p.a.) i neparetičnu nogu posle terapije (np.a.). Broj koraka zdravih subjekata bio je 300, 366, 400, 534 i 534, respektivno za brzine: 2 m/s, 1.6 m/s, 1 m/s, 0.8 m/s i 0.4 m/s. Ukupan broj koraka pacijenata iznosio je 110 pre i 168 posle terapije.

7.2.4. Pretprocesiranje podataka

Pretprocesiranje signala pre primene PCA je detaljno prikazano u petom poglavlju. Na Slici 35 je prikazano generisanje ciklograma u prostoru dve glavne komponente. Ovaj proces se sastoji od pretprocesiranja ulaznih signala, zatim PCA i generisanja ciklograma hoda.



Slika 35. Generisanje PCA ciklograma u prostoru dve glavne komponente. Primeri podataka su od osobe bez poznatog senzorno-motornog oštećenja. Originalni signali su dobijeni pomoću *Gait Teacher* sistema (levi panel). Podskup signala iz cele sesije hoda (srednji panel) korišćen je za formiranje ciklograma (PC2 vs. PC1, desni panel). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

7.2.5. Detekcija vremenskih sinergija

PCA je korišćena za pronalaženje uobičajenih vremenskih komponenti skrivenih u talasnim oblicima signala dinamike hoda. Ulazni signali za PCA su normalizovani tako da imaju jediničnu varijansu. Bartletov test sferičnosti je pokazao da su signali pogodni za PCA [Bartlett, 1937]. PCA omogućava mapiranje originalnih podataka u ortogonalni prostor, gde je pravac glavne ose pravac maksimalne varijanse podataka [Milovanović, 2013].

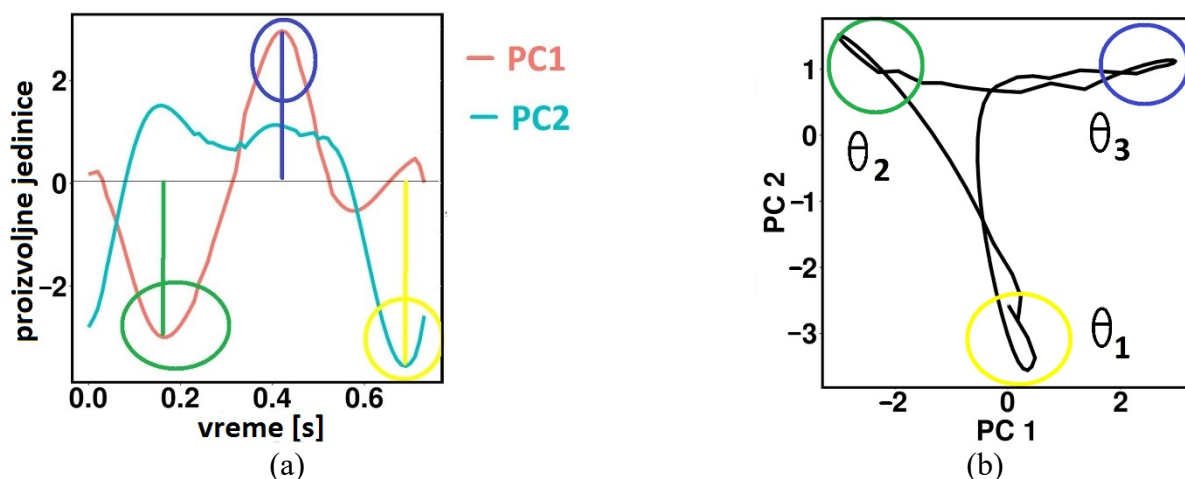
Analiza je podrazumevala izračunavanje korelacione matrice, izdvajanje glavnih komponenti, primenu varimaks rotacije i izračunavanje težinskih faktora. Ovi faktori se mogu tumačiti geometrijski kao projekcije posmatranja na glavne komponente [Bartlett, 1937]. Cela prethodno pretprocesirana sesija hoda po subjektu je bila ulaz za PCA. Pomoću toga je izbegnuta standardizacija između ispitanika sa različitim opsegom pokreta (ispitanici mogu koristiti različite strategije hodanja) [Gavrilović & Popović, 2021]. Nakon PCA, nije izvršena segmentacija koraka. Shodno tome, nije bilo potrebe za vremenskom interpolacijom signala za odvojene cikluse hoda.

Predloženi metod koristi 2D ciklograme hoda da predstavi dinamiku stopala u prostoru dve glavne komponente, PC1 i PC2 (Slika 35). Ponavljajuća priroda skoro cikličnih događaja tokom hoda rezultirala je preklapanjem ciklograma (ciklogrami ciklusa hoda su se preklapali) [Gavrilović & Popović, 2021]. Proračun kvantitativnog parametra glavnih komponenti ciklograma, uveden u prethodnom poglavlju [Gavrilović & Popović, 2021], prikazan je u jednačini (7.1) i izražen kao ugao θ u svakom trenutku vremena (observaciji):

$$\theta = \arctg \frac{PC_2}{PC_1} \quad (7.1)$$

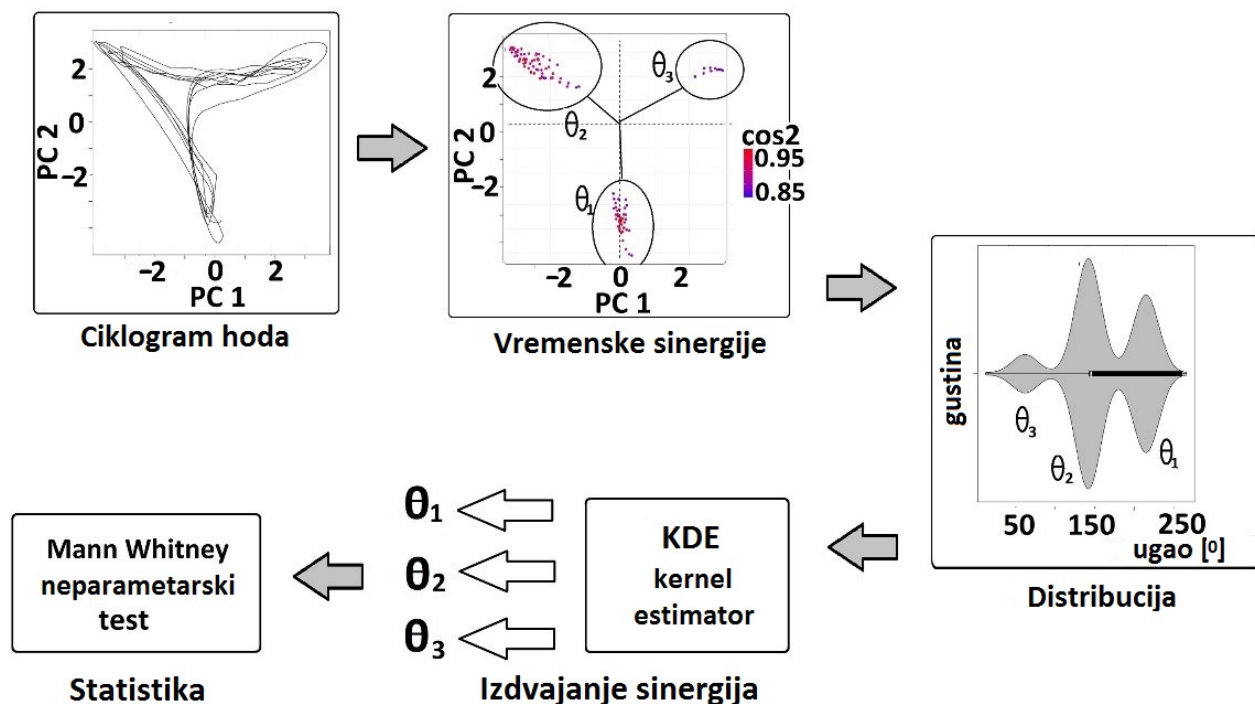
gde su PC1 i PC2 koordinate posmatranja prve dve glavne komponente (PC).

Slika 36 (a) prikazuje primer specifičnih vremenskih opsega u kojima se javljaju tri temporalne komponente (sinergije) tokom jednog ciklusa hoda, prikazane pomoću različitih boja (zelena, plava, žuta). Ovi vremenski trenuci odgovaraju lokalnim ekstremima PC1 ili PC2. Na Slici 36 (b) odgovarajući vremenski opsezi (observacije) sinergija su predstavljani u ciklogramu hoda koristeći iste boje kao na Slici 36 (a). Odgovarajući ugao θ pripada jednoj od tri vremenske komponente, označene kao θ_1 , θ_2 i θ_3 .



Slika 36. Prikaz vremenskih sinergija na prvim dvema komponentama i to pomoću: (a) vremenskih PC signala; (b) PCA ciklograma hoda. Vremenske aktivacije sinergija su prikazane različitim bojama (zeleno, plavo, žuto). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Šema metodologije koja je primenjena na PCA ciklogramu hoda je prikazana na Slici 37.



Slika 37. Detekcija vremenskih sinergija iz PCA ciklograma. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Metodologija obuhvata:

1. Izdvajanje značajnih delova ciklograma metodom praga - izdvojene su i analizirane samo značajne observacije (vremenski trenuci) gde glavne komponente značajno doprinose; naime, granična vrednost kvadrata kosinusa ugla θ je heuristički postavljena da bude 0.8 ($\cos^2_{PC_1} > 0.8$ i $\cos^2_{PC_2} > 0.8$).
2. Procena funkcije gustine verovatnoće primenom neparametarske metode pomoću kernel

estimatora, tzv. *kernel density estimation* (KDE) [Rosenblatt, 1956] na trenutke dobijene nakon primene metode praga u (1) - KDE je primenjen na devet grupa podataka pojedinačno: H₂, H_{1.6}, H₁, H_{0.8}, H_{0.4} (za zdrave ispitanike, ciklogrami leve i desne noge su analizirani zajedno sa sledećim brzinama hoda: 2 m/s, 1.6 m/s, 1 m/s, 0.8 m/s, 0.4 m/s, respektivno), Pp.b. i Pp.a. (paretične noge pacijenata pre i posle terapije), Pnp.b. i Pnp.a. (neparetične noge pacijenata pre i posle terapije). Za proveru da li je raspodela verovatnoće normalna (Gausova) ili ne, korišćen je *Shapiro–Wilk*–ov test normalnosti [Shapiro et al., 1965].

3. Klasterovanje funkcije gustine verovatnoće na tri klastera θ_1 , θ_2 i θ_3 (u vezi sa tri vremenske komponente) za svaku od devet grupa pojedinačno - gustina distribucije je filtrirana (eng. *smoothed*) *bandwidth* parametrom. *Bandwidth* parametar je slobodan parametar koji ima značajan uticaj na rezultujuću procenu; to je realan pozitivan broj koji definiše glatkoću (eng. *smoothness*) grafika gustine. Formula koja se koristi za izračunavanje *bandwidth* parametra *bw* za svaku grupu prikazana je u jednačini (7.2) [Silverman, 1986].

$$bw = \frac{0.9 \cdot \min(\sqrt{\text{Var}(X)}, \frac{IQR(X)}{1.349})}{\sqrt[5]{n}} \quad (7.2)$$

gde je n broj opservacija X , $\text{Var}(X)$ je varijansa, a $IQR(X)$ interkvartilni opseg. Granice klastera su izabrane da budu lokalni minimumi filtrirane funkcije gustine verovatnoće parametrom *bw*.

4. Statistička analiza - *Mann-Whitney-U* neparametarski test je sproveden da bi se utvrdilo da li se isti klasteri (otkrivene vremenske sinergije) statistički razlikuju između pacijenata i zdravih grupa [Mann & Whitney, 1947]. *Wilcoxon test* za delimično uparena (*paired*) dva uzorka (kombinacija *Wilcoxon signed-rank* testa za uparene podatke i *Mann-Whitney-U* testa) je korišćen za poređenje zdravih grupa za različite brzine [Fong et al., 2017]. Isti test je korišćen za poređenje pacijenata pre i nakon terapije. Konačno, analizirano je da li se statistički značajni rezultati pre i nakon terapije mogu proceniti na osnovu vremenskih sinergija i upoređeni su efekti sa konvencionalnim parametrima (odeljak 7.2.6). Prag značajnosti je bio $p = 0.001$ za procenu statistički značajnih razlika.

7.2.6. Konvencionalna analiza hoda

Metodom praga su izdvojene faze zamaha i oslonca za svaki ciklus hoda. Prag je izabran da bude 5% zbira svih GRF signala u svakom ulošku podeljen sa brojem senzora sile, koji je bio 5. Signali su filtrirani niskopropusnim *Butterworth*-ovim filterom, trećeg reda, sa graničnom frekvencijom od 5 Hz. Za svaki korak, trajanje oslonca i zamaha izračunato je kao procenat ciklusa hoda. Pored toga, s obzirom na to da hod posle moždanog udara karakteriše visoka asimetrija, izračunate su četiri mere simetrije i za fazu zamaha i za fazu oslonca, prikazano u jednačinama (7.3)–(7.6). Ove mere su korišćene za procenu uticaja terapije na hod pacijenata posle moždanog udara [Gavrilović, 2018; Błażkiewicz et al., 2014].

$$\text{Odnos simetrije (Symmetry ratio - SR): } \frac{T_{levo}}{T_{desno}} \quad (7.3)$$

$$\text{Indeks simetrije (Symmetry index - SI): } \left(\frac{|T_{levo} - T_{desno}|}{0.5 \cdot (T_{levo} + T_{desno})} \right) * 100\% \quad (7.4)$$

$$\text{Asimetrija hoda (Gait asymmetry - GA): } \ln\left(\frac{T_{levo}}{T_{desno}}\right) * 100\% \quad (7.5)$$

$$\text{Ugao simetrije (Symmetry angle - SA): } \frac{45^\circ - \arctan\left(\frac{T_{levo}}{T_{desno}}\right)}{90^\circ} * 100\% \quad (7.6)$$

gde su T_{levo} trajanje specifične faze hoda (oslonac ili zamah) za levu nogu, a T_{desno} je trajanje

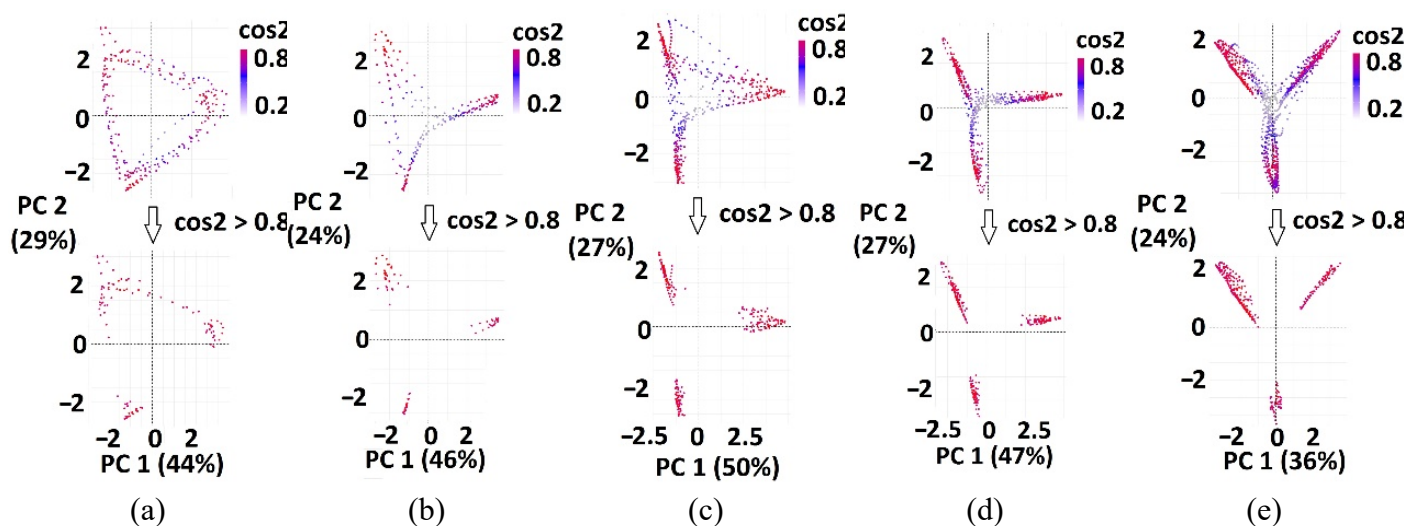
specifične faze hoda (oslonac ili zamah) za desnu nogu.

Da li se statistički značajne razlike mogu primetiti pre i posle terapije je procenjeno korišćenjem Wilcoxon testa za delimično uparene podatke iz dva uzorka. Prag značajnosti je bio $p = 0.001$ za procenu statistički značajnih razlika.

7.3. Rezultati

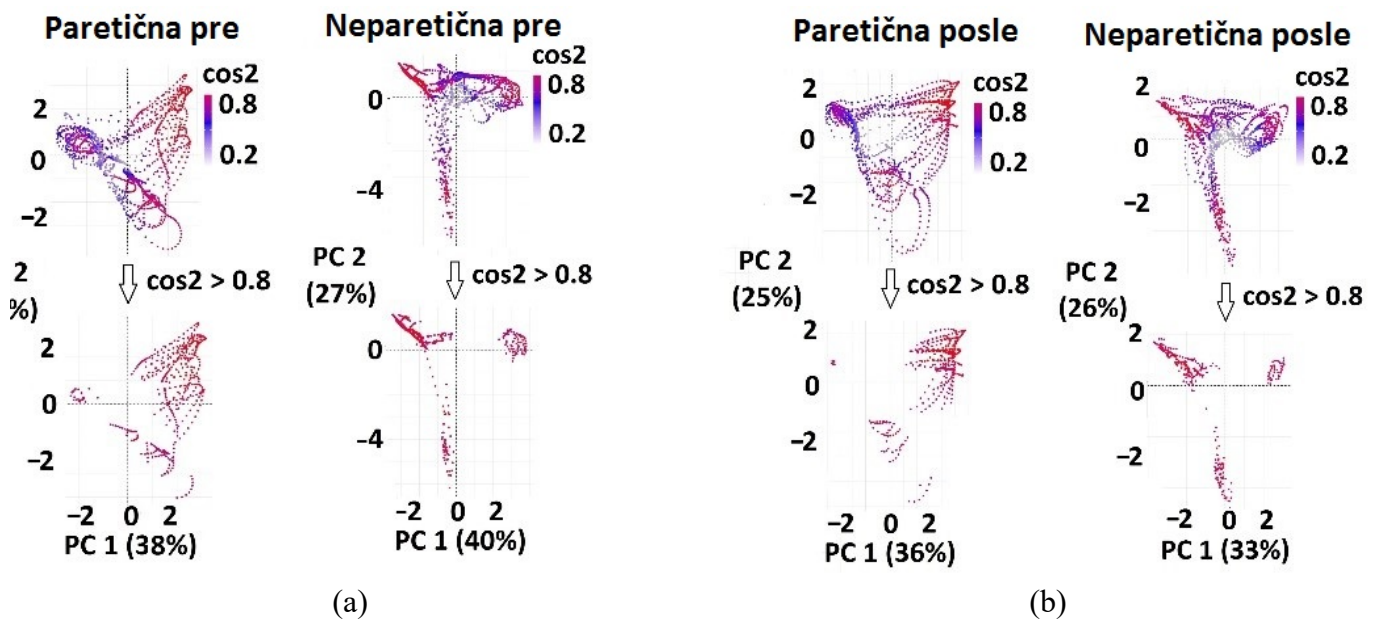
7.3.1. Ciklogrami primenom metode glavnih komponenti

Slika 38 (gore) predstavlja primer preklapanja ciklograma hoda zdravog subjekta za sesije hoda sa različitim brzinama hoda. Za zdrave subjekte, signali sa senzora postavljenih na levu i desnu nogu analizirani su zajedno. Slika 38 (dole) prikazuje ciklograme sa pragom ($\cos^2_{PC_1} > 0.8$ and $\cos^2_{PC_2} > 0.8$, kao što je objašnjeno u odeljku 7.2.5) koji sadrže observacije (vremenske trenutke) gde se vremenske sinergije aktiviraju.



Slika 38. Primeri ciklograma za sesiju hoda jednog zdravog subjekta (gore) i ciklogrami dobijeni nakon primene metode praga (dole). Izdvojene observacije (crvena boja) na ciklogramima sa primenjenim pragom odgovaraju vremenskim sinergijama u PCA prostoru, za sledeće brzine hoda: (a) 2 m/s; (b) 1.6 m/s; (c) 1 m/s; (d) 0.8 m/s; (e) 0.4 m/s. U zagradama su prikazani procenti varijanse glavne komponente (PC1 ili PC2). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Ciklogrami hoda paretične i neparetične noge pacijenata, pre i posle terapije, su analizirani posebno (Slika 39).

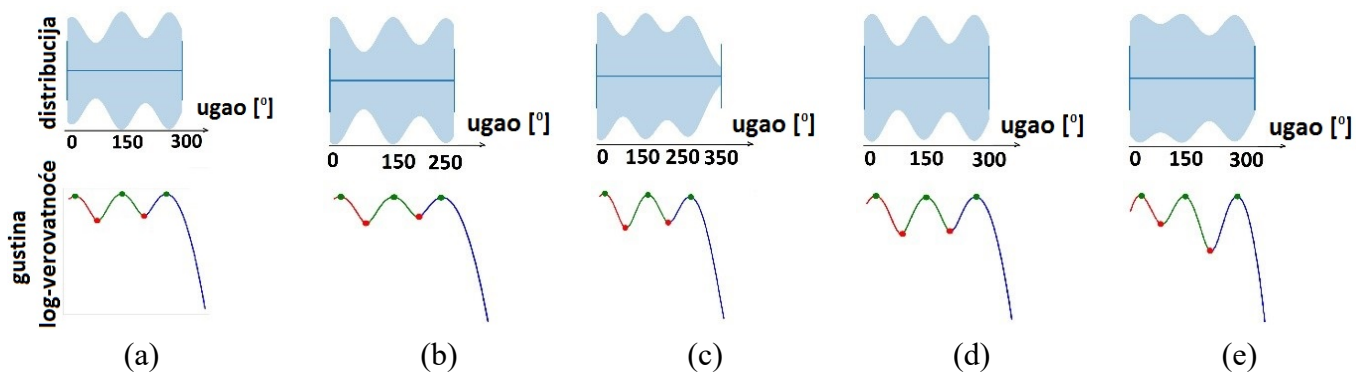


Slika 39. Primeri ciklograma za sesiju hoda jednog pacijenta (gore) i ciklogrami dobijeni nakon primene metode praga (dole). Izdvojene observacije (crvena boja) na ciklogramima sa primenjenim pragom odgovaraju vremenskim sinergijama u PCA prostoru: (a) pre terapije (hod paretične noge je u levoj koloni, neparetične je u desnoj koloni) i (b) posle terapije (hod paretične noge je u levoj koloni, neparetične je u desnoj koloni). U zagradama su prikazani procenti varijanse glavne komponente (PC1 ili PC2). Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

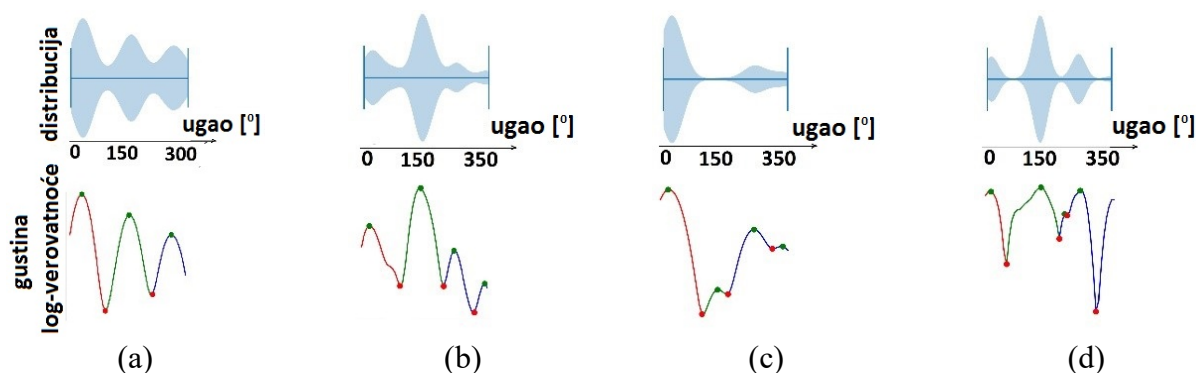
Uglovi θ su izračunati pomoću jednačine (1) za svaku observaciju na ciklogramima posle primene metode praga (za crvene tačke na Slici 38 dole i na Slici 39 dole). Nizovi vrednosti uglova za svaku od devet grupa ($H_2, H_{1.6}, H_1, H_{0.8}, H_{0.4}, P_{p.b}, P_{np.b}, P_{p.a}, P_{np.a}$) su dalje korišćeni kao ulazni podaci za KDE.

7.3.2. Temporalne sinergije dobijene primenom KDE

KDE je korišćena za otkrivanje vremenskih sinergija (klastera u vremenu) za svaku od devet grupa. Granice klastera su definisane (Tabela 9. Granice klastera (vremenskih komponenti) funkcija gustine verovatnoće, tj. opseg vrednosti uglova θ_1, θ_2 i θ_3 . Prikazane su srednje vrednosti (sr.vr.) \pm standardne devijacije i sve jedinice su izražene u stepenima.) kao lokalni minimumi u graficima filtrirane raspodele funkcije gustine verovatnoće (crvene tačke na Slici 40 i Slici 41).



Slika 40. Klasterovanje temporalnih komponenti hoda zdravih subjekata (crvene tačke predstavljaju granice klastera) za sledeće brzine: (a) 2 m/s; (b) 1.6 m/s; (c) 1 m/s; (d) 0.8 m/s; (e) 0.4 m/s. Gornji grafici predstavljaju funkcije gustine verovatnoće, a donji grafici predstavljaju logaritam filtrirane gustine verovatnoće. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.



Slika 41. Klasterovanje temporalnih komponenti hoda pacijenata (crvene tačke predstavljaju granice klastera) za hod: (a) paretične noge pre terapije; (b) neparetične noge pre terapije; (c) paretične noge nakon terapije; (d) neparetične noge nakon terapije. Gornji grafici predstavljaju funkcije gustine verovatnoće, a donji grafici predstavljaju logaritam filtrirane gustine verovatnoće. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

U Tabeli 9 su prikazane granice klastera funkcija gustine verovatnoće, tj. opseg vrednosti uglova θ_1 , θ_2 i θ_3 i prikazane su u stepenima za zdrave subjekte i pacijente pre i posle terapije.

Na osnovu jednačine (7.1), srednje vrednosti i standardne devijacije uglova θ_1 , θ_2 i θ_3 ciklograma (tj. značajan doprinos aktivacije dve glavne komponente) su prikazane u Tabeli 9 za hod svih grupa pacijenata i zdravih ispitanika. Uglovi su pomereni u vremenu za otprilike jednu trećinu ciklusa hoda. Ovi uglovi kvantifikuju vremenske aktivacije sinergija tokom hoda.

Tabela 9. Granice klastera (vremenskih komponenti) funkcija gustine verovatnoće, tj. opseg vrednosti uglova θ_1 , θ_2 i θ_3 . Prikazane su srednje vrednosti (sr.vr.) \pm standardne devijacije i sve jedinice su izražene u stepenima. Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

		Zdravi ispitanici					Pacijenti pre terapije		Pacijenti posle terapije	
		H ₂	H _{1.6}	H ₁	H _{0.8}	H _{0.4}	P _{p.b}	P _{np.b}	P _{p.a}	P _{np.a}
θ_1	granice klastera	[198-360]	[198-360]	[198-360]	[206-360]	[213-360]	[257-360]	[235-360]	[191-360]	[206-360]
	sr.vr. \pm SD	265 \pm 14.9	262 \pm 15.7	266 \pm 7.9	271 \pm 15.8	276 \pm 12.8	318 \pm 24.4	295 \pm 38.6	291 \pm 40.3	272 \pm 27.6
θ_2	granice klastera	[73-197]	[73-197]	[73-197]	[88-205]	[81-212]	[110-256]	[110-234]	[118-190]	[59-205]
	sr.vr. \pm SD	138 \pm 8.9	138 \pm 7.5	140 \pm 9.7	147 \pm 14	147 \pm 22.6	183 \pm 26.1	172 \pm 18.4	162 \pm 4.3	152 \pm 11.7
θ_3	granice klastera	[0-72]	[0-72]	[0-72]	[0-87]	[0-80]	[0-109]	[0-109]	[0-117]	[0-58]
	sr.vr. \pm SD	16 \pm 7	13 \pm 5.2	13 \pm 8.3	21 \pm 12.9	23 \pm 16.7	36 \pm 18.9	39 \pm 12.7	25 \pm 12.7	12 \pm 6.9

7.3.3. Poređenje sinergija hoda pri različitim brzinama kod zdravih ispitanika

Nisu nađene značajne razlike između H₂, H_{1.6}, H₁, H_{0.8} i H_{0.4} grupa za uglove θ_1 , θ_2 i θ_3 ($p > 0.001$).

7.3.4. Poređenje sinergija hoda zdravih ispitanika i pacijenata

U Tabeli 10 su prikazani rezultati statističkih testova između zdravih grupa (H₂, H_{1.6}, H₁, H_{0.8} i H_{0.4}) i pacijenata (P_{p.b}, P_{np.b}, P_{p.a}, P_{np.a}). Utvrđene su značajne razlike u svim uglovima (θ_1 , θ_2 i θ_3) između

svih zdravih grupa i hoda paretične strane (noge) pre terapije ($P_{p.b}$). Posle terapije, primećeno je pomeranje vrednosti nekih uglova ka vrednostima “zdravih” uglova, posebno za najmanju brzinu hoda (0.4 m/s), koja i jeste najslabija brzina hoda pacijenta nakon moždanog udara [Wing et al., 2012].

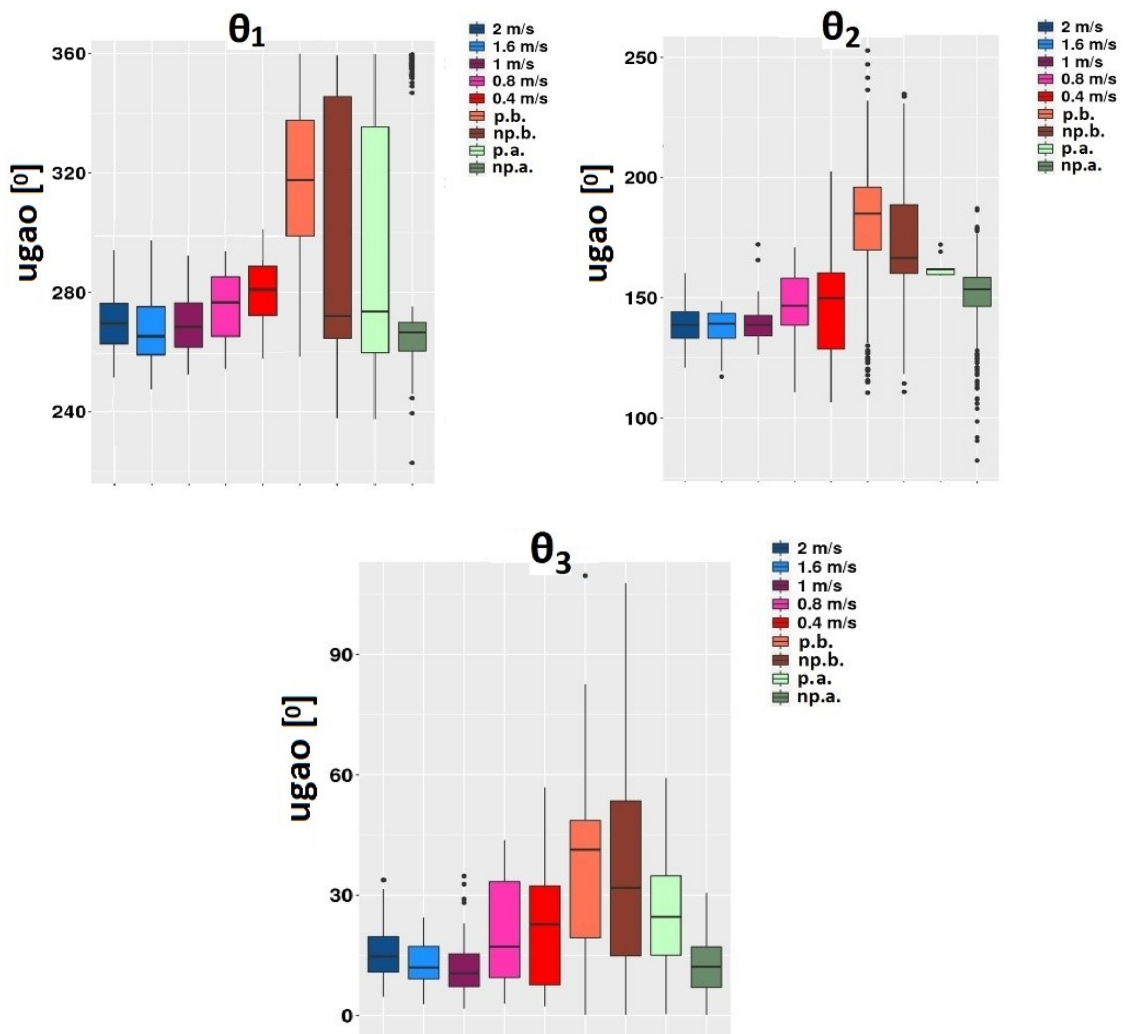
Tabela 10. Rezultati statističkih testova između svih brzina zdravog hoda i hoda pacijenata (pre i posle terapije). Tabela je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Zdravi ispitanici	Pacijenti	$P_{p.b}$	$P_{np.b}$	$P_{p.a}$	$P_{np.a}$
H_2	θ_1	0 *	0 *	0 *	0 *
	θ_2	0 *	0 *	0 *	0 *
	θ_3	0 *	0 *	0 *	0.008
$H_{1.6}$	θ_1	0 *	0 *	0 *	0 *
	θ_2	0 *	0 *	0 *	0 *
	θ_3	0 *	0 *	0 *	0.332
H_1	θ_1	0 *	0 *	0.001	0.115
	θ_2	0 *	0 *	0 *	0 *
	θ_3	0 *	0 *	0 *	0.594
$H_{0.8}$	θ_1	0 *	0 *	0.022	0.045
	θ_2	0 *	0 *	0 *	0.004
	θ_3	0 *	0 *	0.024	0.002
$H_{0.4}$	θ_1	0 *	0.588	0.301	0.001
	θ_2	0 *	0 *	0.008	0.138
	θ_3	0 *	0.002	0.190	0.001

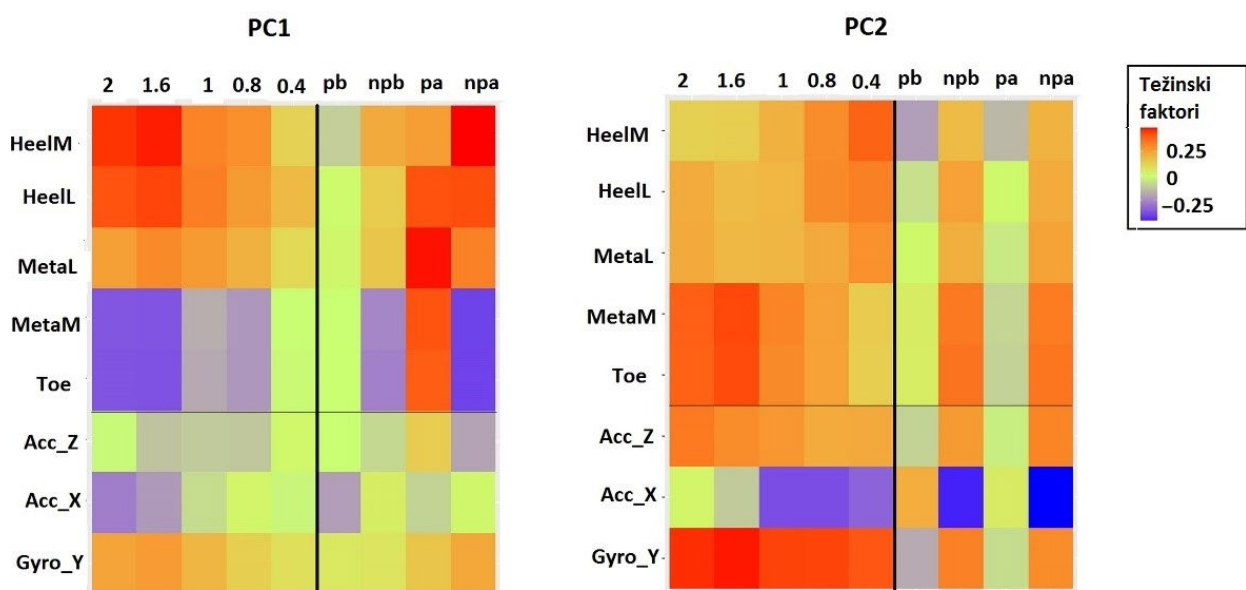
7.3.5. Poređenje sinergija hoda pacijenata pre i posle terapije

Značajne razlike kod pacijenata pre i nakon terapije nađene su u svim uglovima θ_1 , θ_2 i θ_3 ($p < 0.001$). Boks-plot dijagrami za svaki ugao θ_1 , θ_2 i θ_3 za svih devet grupa su prikazani na Slici 42. Pomeraj vremenskih sinergija (uglova) ka zdravim sinergijama se može primetiti nakon terapije.

Važno je uzeti u obzir relativni vektor težine (ili koeficijent) svakog ulaznog signala dinamike. Ovi težinski koeficijenti dve glavne komponente tumače se kao koeficijenti linearne kombinacije ulaznih promenljivih iz kojih su konstruisane glavne komponente. Relativna težina svakog faktora na ulazni signal je data ovim težinskim koeficijentom. Za svaki ulazni signal, srednji težinski koeficijenti prve dve komponente su dobijeni usrednjavanjem ovih vrednosti za sve subjekte za specifičnu brzinu hoda [Ivanenko et al., 2003]. Na Slici 43 prikazani su prosečni težinski koeficijenti za svih devet grupa. Neke ulazne varijable imaju veliki uticaj (težinu) na određenu komponentu, kao što je ugaona brzina $Gyro_Y$ na PC2. Većina ulaznih varijabli ima veliki uticaj na obe komponente. Primetna postepena promena težine sa brzinom hoda može se primetiti u težinskim koeficijentima PC1 i PC2. Za pacijente se može primetiti da se ovi težinski koeficijenti PC1 približavaju vrednostima kod hoda zdravih subjekata.



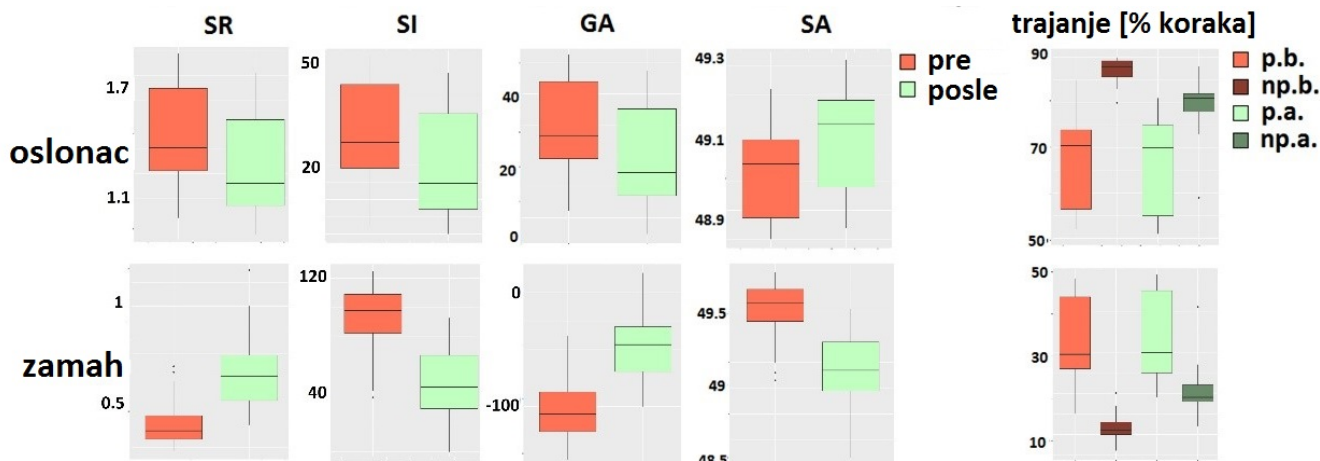
Slika 42. Vremenske sinergije (uglovi θ_1 , θ_2 i θ_3) za sve grupe. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.



Slika 43. Težinski faktori PC1 i PC2 za sve grupe. Faktori su prikazani pomoću obojene skale. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

7.3.6. Poređenje sa konvencionalnim metodama

Na Slici 44 su prikazani boks-plot dijagrami za parametre simetrije (*SR*, *SI*, *GA*, *SA*) i vremenske parametre (trajanja faza oslonca i zamaha) za sve grupe pacijenata.



Slika 44. Boks-plot dijagrami za parametre simetrije (*SR*, *SI*, *GA*, *SA*) i vremenske parametre (trajanja fazi oslonca i zamaha) za sve grupe pacijenata. Slika je preuzeta iz rada [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022] i modifikovana.

Nisu nađene značajne razlike između hoda paretične noge pre i posle terapije u trajanju faza zamaha ili oslonca ($p = 0.94$). Pronađena je značajna razlika u trajanju fazi zamaha i oslonca u hodu neparetične noge. Ova značajna razlika se odrazila i na parametre simetrije zamaha jer je simetrija proporcionalna odnosu parametara paretične i neparetične strane ($p < 0.001$), ali ne i parametara simetrije faze oslonca ($p = 0.017-0.019$).

Za razliku od temporalnih parametara za paretičnu nogu, posmatranjem parametara temporalne sinergije (jednačina (7.1)), utvrđene su statistički značajne razlike za paretičnu nogu nakon terapije u odnosu na pre pomenute terapije ($p < 0.001$, Slika 42).

7.4. Diskusija i zaključak

Kao što je diskutovano u radu [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022], predložena je nova metoda za detekciju vremenskih sinergija tokom hoda u prostoru dinamike stopala pomoću PCA bez snimanja mišićne aktivnosti. Trajektorija stopala je predstavljena u prostoru PCA ciklograma, dok je vreme implicitno predstavljeno. Dinamika stopala reflektuje aktivnost mišića, ali na jednostavniji način. Analiza dinamike krajnje tačke, tj. stopala, je važna jer se pretpostavlja da kontrola dinamike nogu, umesto mišićne aktivnosti, između ostalog omogućuje obezbeđivanje mehaničke stabilnosti i energije celog tela [Pearson, 1993]. Smatra se da se kretanje segmenata ekstremiteta može kontrolisati kodiranjem dinamike krajnje tačke ekstremiteta (stopala).

Ulazi za PCA su bili GRF signali mereni na lateralnoj i medijalnoj peti, lateralnoj i medijalnoj metatarzalnoj oblasti i palcu na svakom stopalu, kao i ubrzanja u transverzalnoj i frontalnoj ravni i ugaone brzine u sagitalnoj ravni merene na zadnjem delu svakog stopala. *Gait Teacher* sistem je jednostavan za upotrebu, prenosiv i relativno jeftin u poređenju sa sistemima baziranim na snimanju EMG-a i drugim sistemima za analizu hoda [Rinehart et al., 2006; Winter, 2005]. Kliničaru nije potrebna obuka za upravljanje sistemom, za razliku od EMG opreme, gde je montaža elektroda i prikupljanje podataka dugotrajniji proces. Postavljanje sistema se svodi na obuvanje cipela sa ulošcima i praćenje jednostavnog interfejsa. Zbog visokog nivoa oštećenja pacijenata u subakutnoj

fazi moždanog udara [Frenkel-Toledo et al., 2021], ključno je obezbediti brz i direktan skrining kako bi procena hoda bila što udobnija i sa što manje napora za pacijente.

Ulaz za PCA je bila cela, prethodno pretprocesirana, sesija hoda. Nije bilo segmentacije hoda na korake pre ili posle PCA; stoga, nije došlo do gubitka informacija zbog interpolacije na određenu vremensku bazu ili usled nepravilne segmentacije hoda. Problem tačnosti i pouzdanosti detekcije faze hoda je zaobiđen posmatranjem cele sesije hoda i analizom cele sesije hoda odjednom. Prilikom računanja parametara simetrije i vremenskih parametara, veliki deo podataka je bio neupotrebljiv za dalju analizu usled pogrešne detekcije događaja u hodu.

U ovom radu su izdvojene tri vremenske aktivacije sinergije (tri modula, vezana za uglove θ_1 , θ_2 i θ_3). Statistički testovi su dokazali da postoje razlike koje su značajne između zdravog hoda i hoda pacijenata pre terapije i potvrdili da su temporalne sinergije nepromenljive u zdravom hodu, bez obzira na različite brzine hoda (Tabela 10). Ove vremenske aktivacije su pomerene za ~30% u vremenu, što se slaže sa prethodnim studijama. Drugi istraživači su takođe tvrdili da se tri glavne vremenske komponente iz skupa od pet takođe pomeraju za ~30% u vremenu. Pored toga, statistički je potvrđeno postojanje tri sinergije. Vremenski pomak sinergije se nije značajno razlikovao u zdravom hodu za različite brzine, što nije bilo usklađeno sa zapažanjima drugih istraživača. [Ivanenko et al., 2003]

Rehabilitacija pomaže oporavku kortikalnih neuronskih mreža koje kontrolišu hod, a može se primetiti i ponovna pojava zdravih sinergija [Maguire et al., 2018]. U ovom radu analizirane su sinergije pre i posle terapije pacijenata sa moždanim udarom, a sinergije su upoređene i sa sinergijama zdravih ispitanika. Pre terapije su postojale značajne razlike u sve tri vremenske sinergije u odnosu na zdrav hod. Ovo se može objasniti promenom trajanja faza dvostrukog (duplog) i jednostrukog oslonca [Goldie et al., 2001]. Nakon terapije, temporalne aktivacije su se „pomerile“ bliže aktivaciji sporijeg zdravog hoda, tj. ciklogram se rotirao ka orijentaciji ciklograma zdravih ispitanika. Vremenski pomak specifičnih sinergija ka zdravim vrednostima je statistički potvrđen za sinergije kao posledica FES terapije (Tabela 10). Prema saznanjima autora, nijedna prethodna studija nije statistički upoređivala vremenske sinergije iz perspektive dinamike između hemiparetičnog hoda moždanog udara pre i posle terapije sa različitim zdravim brzinama hoda.

Sa druge strane, primećuje se smanjenje broja opservacija drugog modula (sinergije) koji se odnosi na ugao θ_2 u paretičnoj nozi pre i posle terapije, što ukazuje na manje složenu lokomotornu kontrolu zahvaćene strane (Slika 39). Smanjenje broja opservacija za drugi modul se moglo primetiti jer se ista varijansa može objasniti pomoću manje sinergija. Ovi rezultati se slažu sa prethodnim nalazima o vezi između manje složene kontrole i lošijih performansi hoda [Clark et al., 2010]. Smanjen broj sinergija („nestajanje“ drugog modula, sa tri na dve sinergije) u paretičnoj nozi može se objasniti spajanjem sinergija [Gizzi et al., 2011; Clark et al., 2010; Bowden et al., 2009]. Ovo smanjenje se objašnjava većom kohezijom između delova tela i generalno smanjenom složnošću pokreta usled povrede. Spajanje sinergije je pokazano u paretičnom hodu nakon terapije, što ukazuje na mogući razvoj abnormalnih sinergija [Van Crielinge et al., 2009; Clark et al., 2010].

Razlika u distribuciji težinskih faktora odražava složenu motoričku koordinaciju, iako su vremenske sinergije konzistentne (Slika 43). To znači da, iako su ulazne varijable imale različit doprinos svakoj glavnoj komponenti, aktivacije glavnih komponenti u vremenu su ostale iste. Moglo se primetiti da su određeni težinski faktori kod paretične noge nakon terapije postali preuveličani poredeći sa težinskim faktorima kod zdravog hoda, kao što su težinski faktori lateralne metatarzalne sile na PC1 (Slika 43). Ovo je u skladu sa mogućim razvojem abnormalnih sinergija (spajanje sinergija), ali je potrebno detaljnije istraživanje.

U radovima drugih autora, primenom PCA je bilo moguće bolje okarakterisati specifičnosti poremećaja hoda u odnosu na najčešće korišćene tehnike [Milovanović & Popović, 2012]. Stoga su takođe izračunati konvencionalni vremenski parametri i parametri simetrije. Pokazano je da predložena metoda daje dodatne informacije u odnosu na konvencionalnu analizu hoda jer je

statističkim testom dokazana značajna razlika u paretičnoj nozi, koja nije uočena u vremenskim parametrima ili parametrima simetrije (Slika 44). Nakon terapije, simetričan hod možda nije jedina mera uspeha terapije i možda neće otkriti kompletnu sliku [Krasovsky & Levin, 2009]. S druge strane, maksimalna varijabilnost hoda je očuvana korišćenjem PCA, a varijabilnost je komplementaran način kvantifikacije hoda i praćenja efekata rehabilitacije [Hausdorff, 2005; Kekliceck et al., 2019; Kim et al., 2020].

Druge studije su ispitivale mogućnosti praćenja terapije pacijenata nakon moždanog udara na osnovu analize vremenskih sinergija mišića [Rosa et al., 2014]. Abnormalni obrasci sinergije mišića korišćeni su kao dodatne mere za kliničare tokom različitih terapijskih sesija, kao što su robotski potpomognuti, konvencionalni hod ili FES trening vožnje bicikla [Tan et al., 2020; Ambrosini et al., 2020]. Još uvek je sporno da li vremenske sinergije ukazuju na oporavak hoda pacijenata sa moždanim udarom [Gizzi et al., 2011; Tan et al., 2020; Ambrosini et al., 2020; Den Otter et al., 2006]. Ova studija je pokazala značajne promene u temporalnim sinergijama tokom rehabilitacije iz perspektive dinamike bez posmatranja sinergija mišića.

Otkrivanje vremenskih sinergija iz dinamičke perspektive je korisno za procenu hoda. Vizuelno praćenje 2D ciklograma je robusna i jasna kvalitativna mera za kliničare. Vrednosti predloženih θ uglova - tj. vremenske sinergije - su kvantitativne mere performansi hoda. Rotacija 2D ciklograma (pomeraj vremenskih sinergija) je direktna i jednostavna mera koju kliničari mogu da koriste za procenu performansi hoda i da porede sa vrednostima zdravih vremenskih sinergija. Kao rezultat, kliničari će bolje razumeti i pratiti efekat terapije na hod nakon moždanog udara. Da li sinergije hoda predstavljaju ulaz ili izlaz neuromišićne kontrole je još uvek predmet debate [Tresch & Jarc, 2009; Cheung & Seki, 2021]. Ipak, definisanje promena u hodu iz perspektive dinamičkog sistema može biti korisno u rehabilitaciji za kliničku procenu hoda [Gavrilović & Popović, 2021; Singh et al., 2018].

Ograničenja ove studije su sledeća:

1. COVID-19 pandemija i zabrane pristupa i snimanja u klinikama rezultiralo je smanjenim brojem učesnika. Snimanje hoda pacijenata nakon moždanog udara je završeno pre pandemije 2020. godine. Stoga je ograničen broj pacijenata sa moždanim udarom uključen u studiju. Za nastavak istraživanja se planira uključivanje više pacijenata.
2. U budućim studijama se mogu analizirati podaci pre i posle različitih terapijskih protokola, radi procene efikasnosti datih terapija. [Tan et al., 2020]
3. Iako početni skup podataka (11 signala po nozi) sadrži više informacija od dve glavne komponente, vredne informacije o varijabilnosti hoda su sačuvane pomoću dve glavne komponente. Ovo smanjenje dimenzionalnosti pomoću PCA oponaša problem neuronske kontrole, gde je izlaz jedan kontrolni signal, a ulaz predstavljaju više signala [Gavrilović & Popović, 2021]. Ipak, analizom više glavnih komponenti i kreiranjem ciklograma u višedimenzionalnom prostoru, uočio bi se veći broj sinergija i zadržalo bi se više informacija o podacima. Bez obzira na to, posmatranje ciklograma u dvodimenzionalnom koordinatnom prostoru i analiza samo θ parametara je pogodnije za kliničara nego praćenje višedimenzionalnih grafika i brojnih parametara.
4. Nedovoljna preciznost u smislu da pacijenti i zdravi ispitanici nisu bili izjednačeni *confounding* faktorima (godine i pol). Nastavak istraživanja će takođe uključiti izjednačenje po *counfounding* faktorima, tj. uključivanje odgovarajuće iste grupe zdravih i pacijenata.
5. Prenosivi uređaj korišćen u studiji, koji se sastoji od uložaka u kojima su ugrađeni IMU i GRF senzori, je manje pouzdan i tačan od veoma preciznih sistema, poput optoelektronskih sa ugrađenim platformama sile u šetališta. Međutim, činjenica je da su sistemi sa dobrim performansama, poput optoelektronskih sistema, znatno skuplji [Zhou et al., 2020].

Predstavljeni metod procene vremenske dinamičke sinergije zasnovane na 2D PCA ciklogramima je pogodan za praćenje u približno realnom vremenu i može se koristiti za poboljšanje trenutnih

kliničkih alata za procenu hoda. Fokus budućih studija će biti primena metoda u kliničkim uslovima od strane kliničara.

U ovom poglavlju je predložena inovativna metoda za direktno posmatranje dinamike krajnje tačke, tj. stopala i otkrivanje vremenskih sinergija tokom hodanja različitim brzinama, bez ekstrakcije pojedinačnih koraka i bez korišćenja EMG signala. Takođe, statistički je potvrđena hipoteza o nepromenljivim vremenskim dinamičkim sinergijama i naglašena je potencijalna upotreba ovih informacija u praktičnoj proceni hoda tokom rehabilitacije nakon moždanog udara.

8. Zaključak

8.1. Naučni doprinosi istraživanja

Hemiplegičan hod karakteriše izrazita asimetrija, stoga se često ova mera koristi za procenu performansi hoda. U trećem poglavlju je analizirana simetrija hoda pacijenata nakon moždanog udara. Koristeći samo signale ugaonih brzina, definisana je nova mera simetrije. Ovakva mera je upoređena sa klasično definisanim merama simetrije vremenskih parametara koristeći samo GRF senzore. Primećena je visoka korelacija između dve navedene mere. Ipak, procenom samo jednog parametra (signala) se potencijalno zanemaruju druge korisne informacije i stoga ovakav pristup predstavlja nepotpunu analizu hoda. Na kraju, postavlja se i pitanje koliko je simetričan hod dovoljan i validan pokazatelj oporavljenosti hoda nakon moždanog udara. U trećem poglavlju je potvrdno odgovoreno na prvo istraživačko pitanje („Da li je moguće kvantifikovati razlike u hodu zdravih ispitanika i pacijenata posle moždanog udara koristeći konvencionalne metode analize hoda?“) i otvoren je put za dalja istraživanja radi poboljšanja ovog osnovnog (eng. *baseline*) pristupa.

Glavni doprinos istraživanja prikazanog u ovoj disertaciji prvenstveno uključuje istraživanje i razvoj novog dinamičkog modela hoda koji daje uvid u različite mehanizme hoda i omogućuje objektivno i jednostavno praćenje terapije pacijenata nakon moždanog udara.

Model hoda je definisan u prostoru prve dve glavne komponente generisane pomoću PCA i hod je predstavljen ciklogramom. Karakteristika ciklograma je činjenica da održava dinamiku tokom cele sesije hoda, tj. tokom jednog ciklusa koji se ponavlja i na taj način implicitno pruža i vremensku informaciju.

Analiza je obuhvatila čitav niz koraka bez razdvajanja na pojedinačne korake. Segmentacija hoda je veoma problematična kod osoba sa senzorno-motornim oštećenjem. Prikazanim metodama je segmentacija u potpunosti zaobidena. Takođe, korišćenje sistema je svedeno na obuvanje cipela, tako da je samo merenje minimalno naporno za pacijente u subakutnoj fazi moždanog udara, koji imaju tešku kliničku sliku. Takođe, korišćena instrumentacija ne zahteva dodatnu obuku kliničara. Cena korišćenog sistema je niža u odnosu na optičke sisteme za merenje signala hoda.

Predstavom modela hoda u prostoru dve glavne komponente smanjena je dimenzionalnost prikaza, a pritom je maksimalno sačuvana informacija o varijabilnosti tokom hoda. Pacijenti nakon moždanog udara imaju izraženu hemiplegiju i hod svakako nije simetričan i razlikuje se od zdravog obrasca. Pretpostavlja se da je automatizovan hod manje varijabilan i upravo varijabilnost prikazuje stepen oporavka pacijenta. Ciklogram u prostoru glavnih komponenti je jednostavna slika koja kvantifikuje varijabilnost i služi kliničaru za ocenu i dalju modifikaciju terapije hoda pacijenta.

U doktorskoj disertaciji su potvrđene obe postavljene hipoteze:

- H1. Rezultati modela hoda su objektivni reprezent za procenu razlika patološkog i zdravog obrasca hoda.*
- H2. Analiza hoda koristeći PCA je klinički primenljiva i daje dodatne informacije u odnosu na konvencionalne metode analize.*

Odgovoreno je potvrdno na sva postavljena istraživačka pitanja:

1. Da li je moguće kvantifikovati razlike u hodu zdravih ispitanika i pacijenata posle moždanog udara koristeći konvencionalne metode analize hoda?
2. Da li je moguće koristeći sistem koji sadrži senzore sile reakcije podloge, akcelerometre i žiroskope razviti model koji kvantifikuje varijabilnost u hodu?
3. Da li je novi model hoda koji kvantifikuje varijabilnost u hodu klinički primenljiv za procenu performansi hoda?
4. Da li je moguće pokazati ponovljivost rezultata pri različitim brzinama koristeći ciklograme u

prostoru glavnih komponenti?

Sledeći naučni doprinosi su potvrdili početne hipoteze:

1. *Razvoj modela hoda koji koristi analizu glavnih komponenti i ciklograme koji prikazuju hod redukovan na dve dimenzije.*

Doprinos istraživanja prikazanog u ovoj disertaciji prvenstveno uključuje istraživanje i razvoj novog dinamičkog modela hoda koji daje uvid u različite mehanizme hoda i omogućuje objektivno i jednostavno praćenje terapije pacijenata nakon moždanog udara. Novi model hoda je detaljno opisan u četvrtom poglavlju.

Parametri hoda poput vremensko-prostornih i simetrije su efikasni za kvantifikaciju; ipak, ne postoji zlatni standard među njima, dok je korišćenje mnogo parametara odjednom nepregledno za kliničare. Primenom PCA omogućena je redukcija broja ulaznih podataka. Oporavljen hod je automatizovan i ne mora biti nužno simetričan. Sa druge strane, automatizovan hod je manje varijabilan. Analiza varijabilnosti hoda kod starijih ljudi i pacijenata se koristi za praćenje terapijskih i rehabilitacionih efekata. Korišćenjem PCA omogućeno je maksimalno očuvanje korisne informacije o ukupnoj varijansi tokom hoda. S obzirom da je hod ciklična aktivnost, prikazan je u prostoru dvodimenzionalnih ciklograma.

Ciklogrami u prostoru glavnih komponenti predstavljaju inovativan vremensko-prostorni model hoda, gde je vreme implicitno predstavljeno, a oblik ciklograma predstavlja trajektoriju stopala. Model hoda je detaljno opisan u četvrtom poglavlju. Kliničaru je omogućena jednostavna dvodimenzionalna slika koja predstavlja kvalitativnu meru ponovljivosti hoda – ciklogram i definisane su različite kvantitativne mere hoda za procenu efekata terapije nakon moždanog udara koristeći različite geometrijske osobine ciklograma, što je redom opisano u četvrtom, petom, šestom i sedmom poglavlju.

Ovim naučnim doprinosom je potvrdno odgovoreno na drugo istraživačko pitanje.

2. *Definisanje mera koje karakterišu ciklograme u cilju procene razlike patološkog u odnosu na zdrav obrazac hod*

U četvrtom poglavlju je definisana nova mera ciklograma ciklusa hoda i statistički je dokazana razlika između patološkog i zdravog obrasca hoda.

U šestom poglavlju je pokazano da ciklogrami u prostoru dve glavne komponente reflektuju performanse cele sesije hoda. U studiji su učestvovali zdravi ispitanici i pacijenti nakon moždanog udara, pre i posle FES terapije.

Pored ciklograma koji predstavlja kvalitativnu meru procene varijabilnosti tokom hoda, uvedena je nova kvantitativna mera ciklograma i pokazano je da može da se koristi za procenu razlika između patoloških i zdravih obrazaca hoda. Ova mera reflektuje varijabilnost tokom hoda jer je definisana pomoću odnosa sopstvenih vrednosti. Ovaj odnos pokazuje koliko koja komponenta doprinosi ciklogramima. U hodu paretične noge, prva komponenta je bila veća od druge komponente, ukazujući na činjenicu da je hod paretične noge linearno više spregnut. Ova razlika se može objasniti činjenicom da nervni mehanizmi postaju spregnutiji i manje složeni usled povrede. Posle terapije, ciklogramski obrasci za paretičnu i neparetičnu nogu postali su sličniji i počeli su da liče na ciklograme zdravog hoda. Pretpostavlja se da ciklogrami hoda nakon terapije liče na ciklograme hoda zdrave noge usled neuroplasticiteta CNS-a.

Analiza je obuhvatila čitavu sesiju hoda bez razdvajanja na pojedinačne korake i time je u potpunosti zaobiđen problem segmentacije hoda zbog čega nije postojao gubitak informacija usled interpolacije na određenu vremensku bazu ili nepravilne segmentacije hoda, koja se javlja kod osoba sa senzorno-

motornim oštećenjem. Novi metod predstavlja jednostavan način za evaluaciju terapije pacijenata. Početna pretpostavka je bila da postoji merljiv napredak u hodu kod pacijenata nakon FES terapije [Sharif et al., 2017]. Stoga kliničke skale nisu korišćene kao dodatna informacija.

Ovim naučnim doprinosom potvrđena je H1 i potvrdno je odgovoreno na treće istraživačko pitanje.

3. *Validacija dobijenih mera statističkom analizom na zdravim ispitanicima*

Da bi se odgovorilo na četvrto istraživačko pitanje, uvedena je nova mera ciklograma – površina ciklograma, radi validacije mera varijabilnosti hoda u prostoru dvodimenzionalnih ciklograma. Ova analiza je prikazana u petom poglavlju. Zdravi ispitanici su hodali različitim brzinama u opsegu od 0.4 m/s do 2 m/s. Površina ciklograma u prostoru dve glavne komponente pokazala je kvadratni trend promene sa brzinom, sa minimumom pri hodu optimalnom brzinom (~ 1 m/s). Povećanjem bilo koje komponente, povećava se i površina ciklograma; dakle povećava se doprinos ukupne varijanse prvim dvema komponentama. S obzirom da glavne komponente opisuju oko ~70-80% varijanse hoda, a hod je najmanje varijabilan pri optimalnoj brzini, pokazano je da je pomoću ciklograma definisana adekvatna mera za kvantifikaciju varijabilnosti. Uobičajene analize varijabilnosti ciklusa uključuju određivanje koeficijenata varijacije ili standardne devijacije parametara uzastopnih koraka. Ove metode podrazumevaju pomenutu problematičnu segmentaciju na korake, pritom su osetljivi na autlajere i ekstremne vrednosti i zahtevaju analizu većeg broja koraka. Koristeći nov model hoda ovi problemi su prevaziđeni i omogućena je kvantifikacija varijabilnosti ciklusa hoda.

Ovim naučnim doprinosom potvrdno je odgovoreno na četvrto istraživačko pitanje.

4. *Novi prikaz vremenskih sinergija u hodu testiran u kliničkim uslovima i korišćen od strane kliničara*

U sedmom poglavlju je pokazano da se nepromenljive vremenske sinergije mogu analizirati pomoću signala dinamike stopala, dobijenih akvizicijom pomoću praktičnog i jednostavnog sistema, bez potrebe za EMG snimanjem. Primena sistema je svedena na obuvanje cipela sa postavljenim ulošcima koji su imali integrisane GRF i IMU senzore i praćenje jednostavnog interfejsa za kliničare. Usled visokog nivoa oštećenja pacijenata u subakutnoj fazi moždanog udara veoma je važno obezbediti brz i direktan skrining kako bi procena hoda bila što udobnija i sa što manje napora za pacijente.

Vremenske sinergije tokom cele sesije hoda, bez segmentacije na korake, su detektovane u prostoru PCA ciklograma. U studiji su učestvovali zdravi ispitanici koji su hodali različitim brzinama i hemiplegični pacijenti nakon moždanog udara pre i posle FES terapije. Rehabilitacija pomaže oporavku kortikalnih neuronskih mreža koje kontrolišu hod, a može se primetiti i ponovna pojava zdravih sinergija. Uočene su razlike između zdravih i patoloških obrazaca hoda u pogledu parametara koji definišu vremenske dinamičke sinergije. Statistički je pokazano da ovi parametri imaju dodatnu praktičnu vrednost za praćenje oporavka paretične strane pacijenata nakon moždanog udara u poređenju sa konvencionalnim rezultatima analize hoda poput parametara simetrije i vremenskih parametara hoda. Rotacija ciklograma (pomeraj vremenskih sinergija) predstavlja i kvalitativnu meru za kliničare. Ova studija je pokazala značajne promene u vremenskim sinergijama tokom rehabilitacije iz perspektive dinamike hoda bez posmatranja sinergija mišića.

Ovim naučnim doprinosom potvrđene su obe hipoteze H1 i H2 i potvrdno je odgovoreno na treće istraživačko pitanje.

8.2. Ograničenja istraživanja

Istraživanje opisano u ovoj disertaciji ima nekoliko ograničenja. Jedno od glavnih ograničenja predstavlja broj pacijenata koji je učestvovao u studiji. Razlog malog broja učesnika su zabrane pristupa i snimanja u klinici, a izazvana COVID-19 pandemijom. Takođe, posledica tog ograničenja

je nedovoljna preciznost kada su upoređivani zdravi subjekti i pacijenti, jer nisu bili izjednačeni *confounding* faktorima kao što su pol i godine. Kao što je pomenuto u prethodnim poglavljima, prenosivi uređaj koji se koristi u studiji (kombinacija GRF senzora, akcelerometara i žiroskopa) je manje tačan i pouzdan od veoma preciznih optoelektronskih sistema sa ugrađenim platformama sile. Ipak, ovakav uređaj je jeftiniji od optoelektronskih uređaja koji imaju odlične performanse [Zhou et al., 2020]. Ugradnja ovakvih šetališta i visoko preciznih sistema nije uobičajena u klinikama u Srbiji. Konačno, vredne informacije o varijabilnosti hoda čuvaju se pomoću dve glavne komponente, iako početni skup podataka od 11 signala po nozi sadrži više informacija od samo dve glavne komponente. Povećanjem broja glavnih komponenti uočio bi se veći broj sinergija i više informacija o podacima bi se moglo zadržati kreiranjem trodimenzionalnih ciklograma. Bez obzira na to, posmatranje ciklograma u 2D koordinatnom prostoru i praćenje samo θ uglova je pogodnije za kliničara nego praćenje grafika i parametara veće dimenzionalnosti. [Gavrilović & Janković, *Sensors*, 2022]

8.3. Predlog za buduća istraživanja

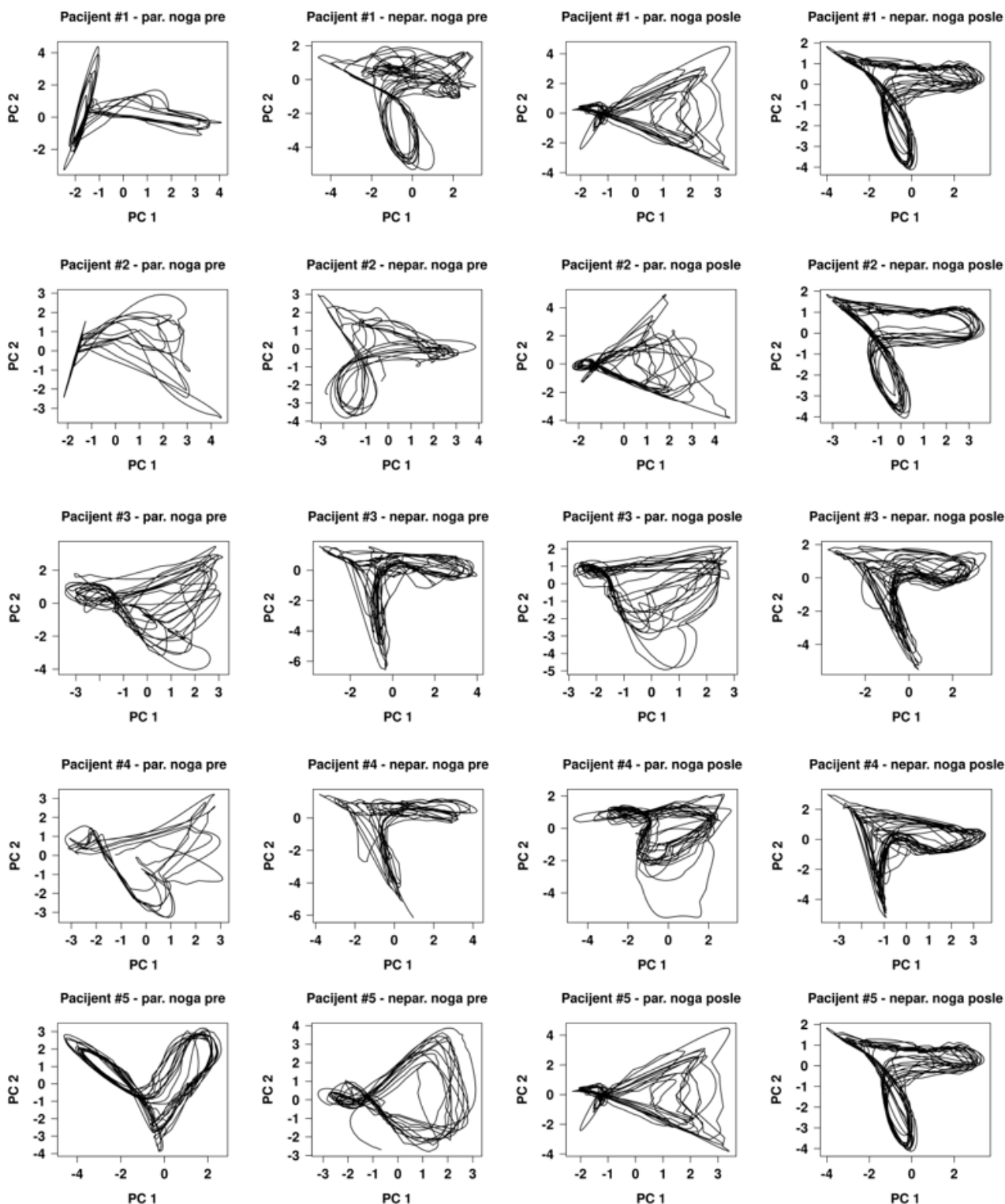
Smernice za nastavak istraživanja u oblasti ove doktorske disertacije su:

1. Uključivanje većeg broja pacijenata i izjednačavanje grupa ispitanika na osnovu odgovarajućih faktora (poput starosti i pola).
2. Za procenu efikasnosti terapije, podaci se mogu prikupiti pre i posle različitih terapijskih protokola [Tan et al., 2020].
3. Uključivanje ispitanika drugih neuroloških oboljenja, poput pacijenata sa Parkinsonovom bolešću.
4. Snimanje hoda zdravih ispitanika koji hodaju uzbrdo / nizbrdo / unazad i analiza hoda korišćenjem prikazanih metoda.
5. Uključivanje većeg broja glavnih komponenti u analizu i formiranje višedimenzionalnih ciklograma i analiza dodatnih vremenskih sinergija radi detaljnijeg uvida u mehanizme hoda.
6. Detaljnija analiza sinergija nakon moždanog udara i detaljniji opis abnormalnih sinergija ili kompenzacionih mehanizama koji se javljaju nakon moždanog udara. Ispitivanje uzorka nastajanja sinergija i klasifikacija prema uzorku.
7. Primena opisanih metoda u kliničkom okruženju, uz saradnju sa lekarom ili fizioterapeutom.
8. Dalji rad potencijalno može da uključi i implementaciju softvera u sam *Gait Teacher* ili slični sistem sa ugrađenim sensorima sile reakcije podloge i inercijalnim jedinicama, radi analize u približno realnom vremenu (na primer, radi procene od rizika pada) [Pieruccini-Faria et al., 2020].

Prilog A – Atlas ciklograma primenom metode glavnih komponenti

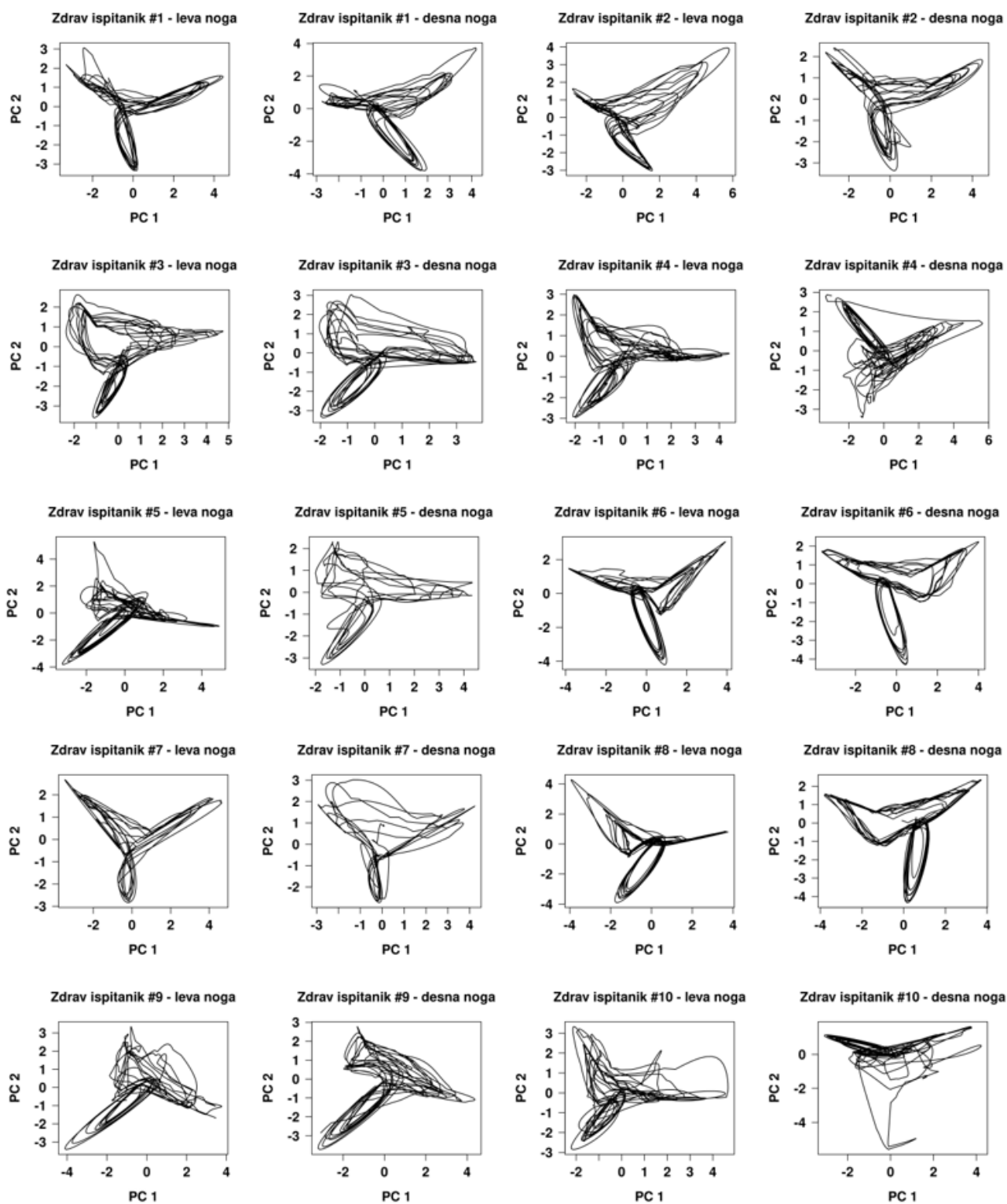
U potpoglavljima A1-A6 priloga A su prikazani primeri ciklograma hoda jedne sesije za jednog ispitanika, posebno za obe noge. U prvom potpoglavlju A1 su prikazani ciklogrami hoda pacijenata oštećene (hemiplegične) i neoštećene noge. Uočava se značajna varijabilnost od ciklusa do ciklusa hoda. U ostalim potpoglavljima A2-A6 prikazani su primeri ciklograma hoda leve i desne noge za svakog zdravog ispitanika, za po jednu sesiju hoda. Uočava se da površina ciklusa hoda (mera varijabilnosti) raste sa udaljavanjem od optimalne brzine, što je detaljno objašnjeno u petom poglavlju.

A1 Ciklogrami pacijenata

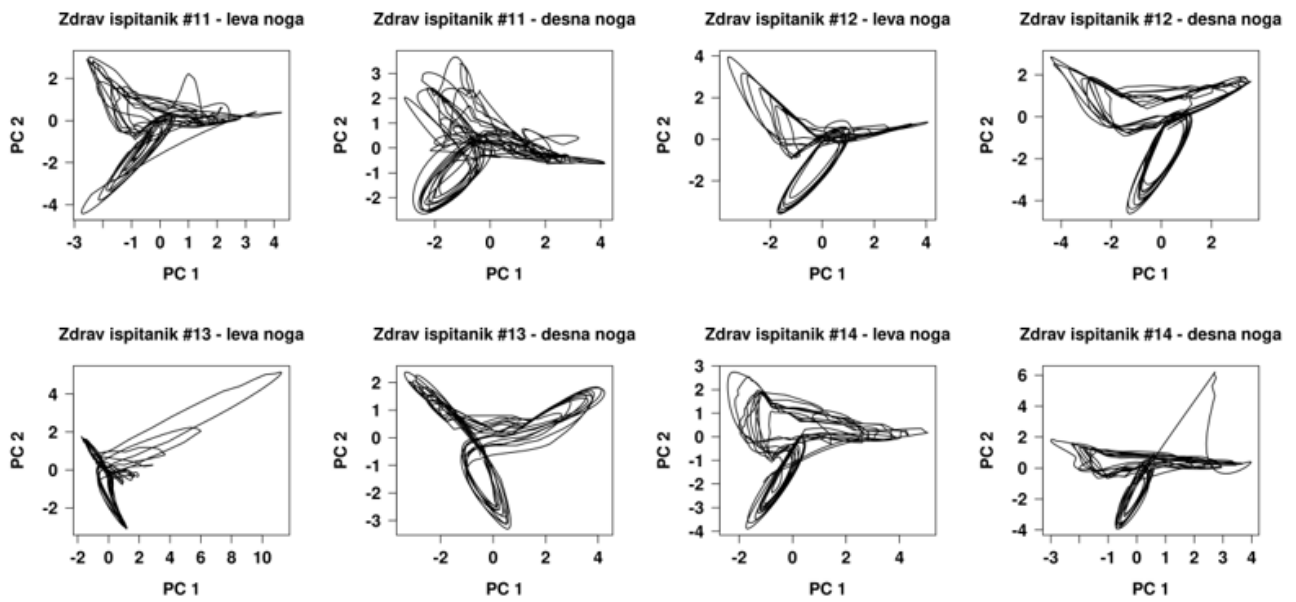


Slika 45. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda za pacijente #1-5 iz baze 2 nakon moždanog udara pre i posle terapije za hod neparetične i paretične noge.

A2 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 0.4 m/s

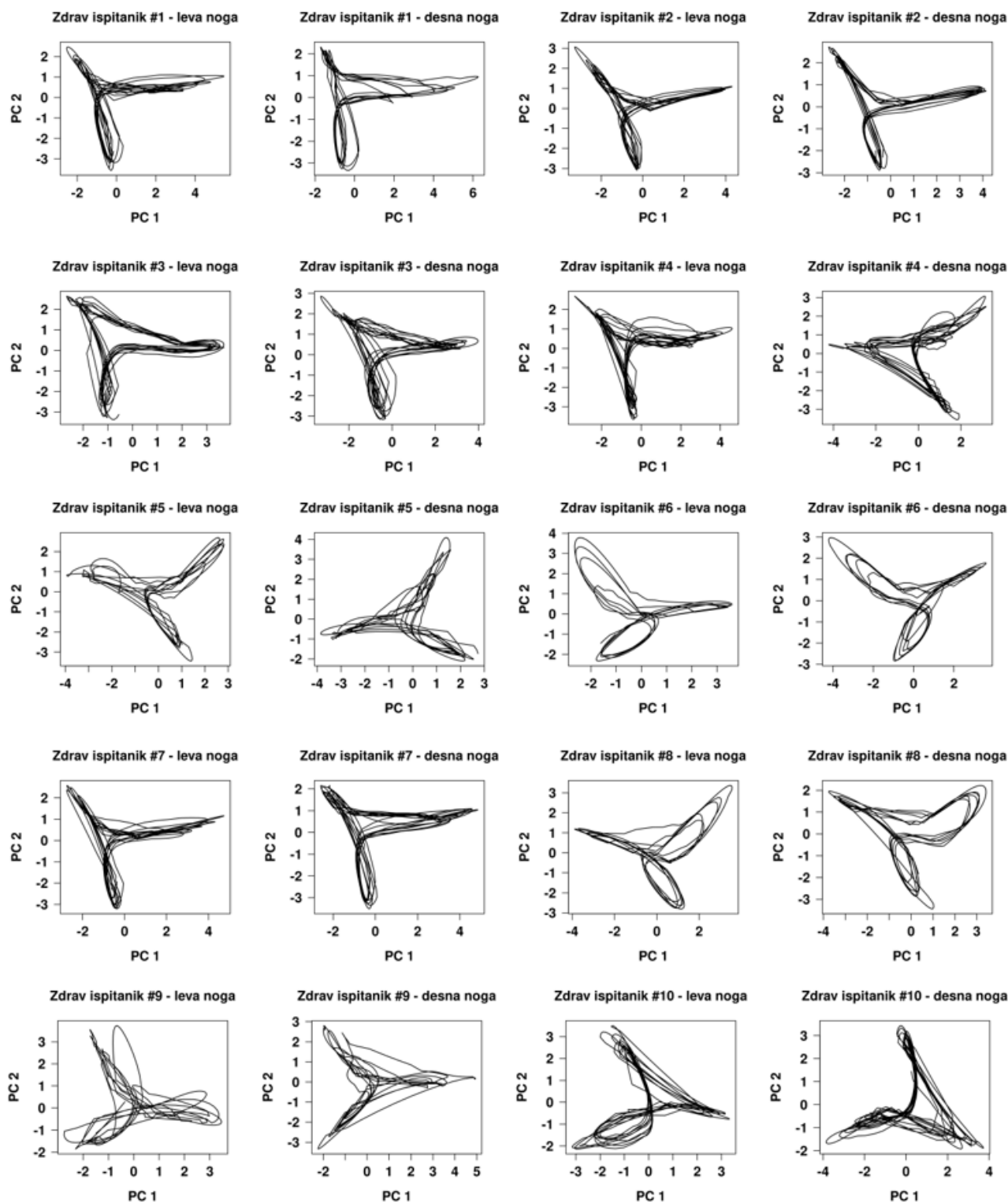


Slika 46. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.4 m/s.

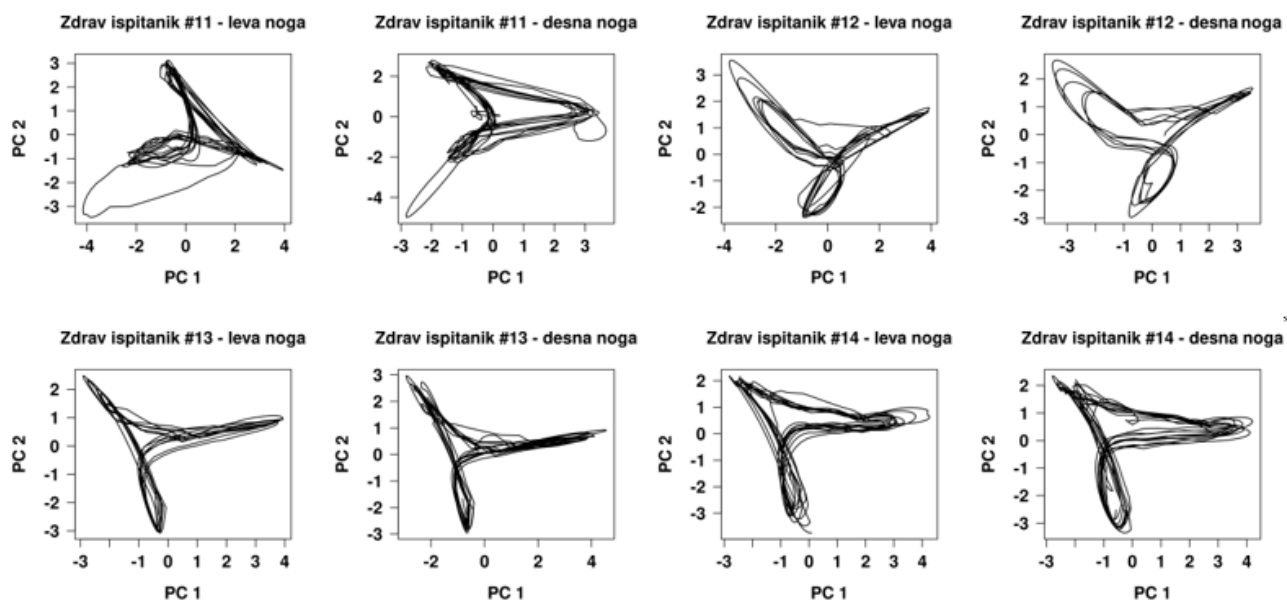


Slika 47. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.4 m/s.

A3 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 0.8 m/s

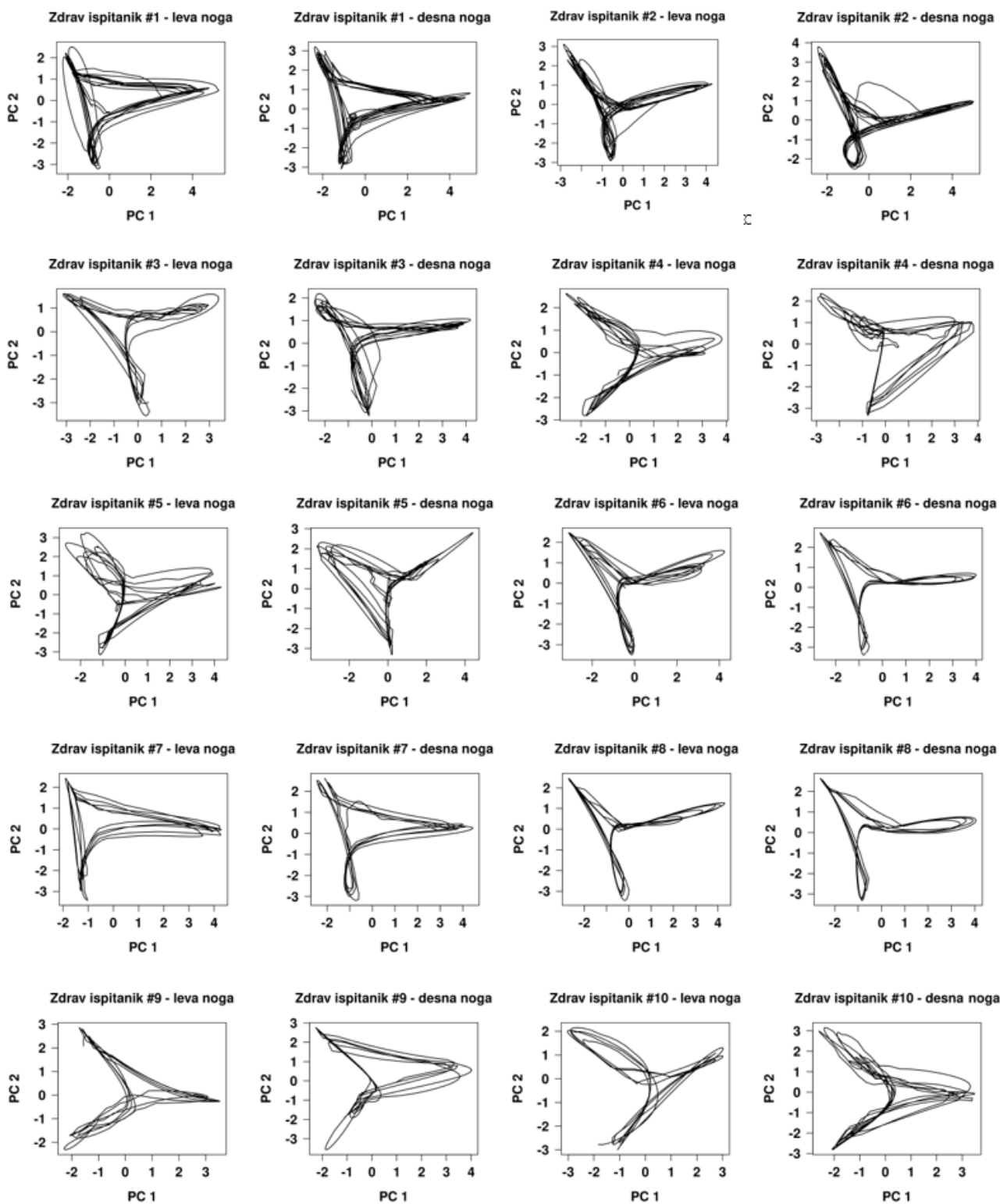


Slika 48. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.8 m/s.

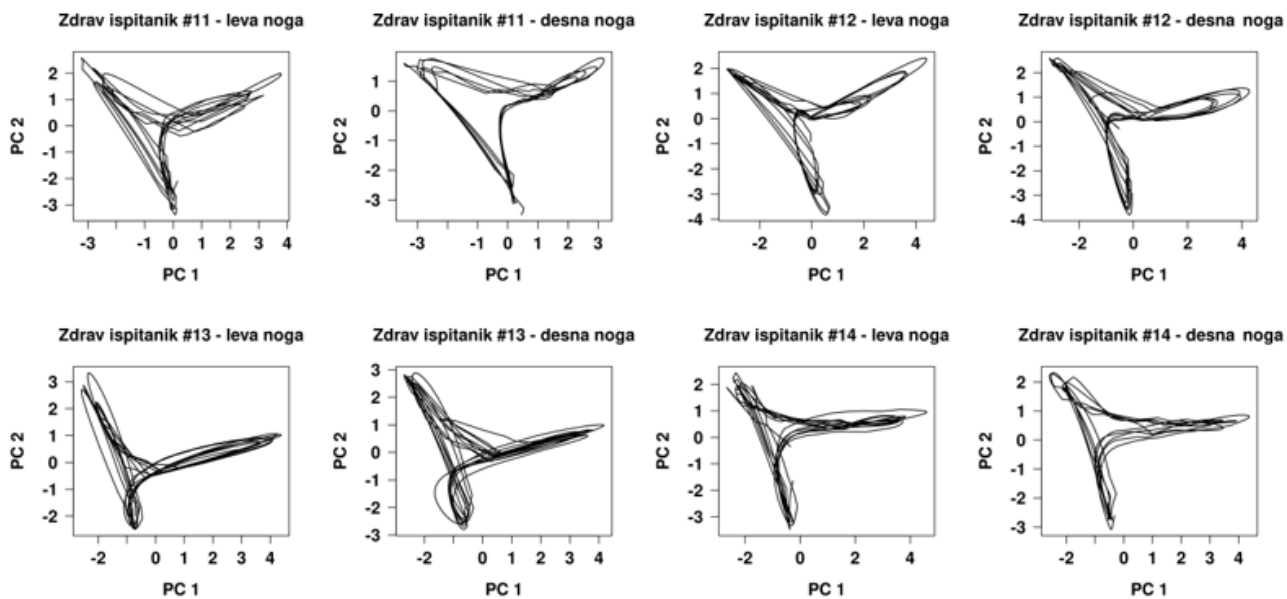


Slika 49. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 0.8 m/s.

A4 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 1 m/s

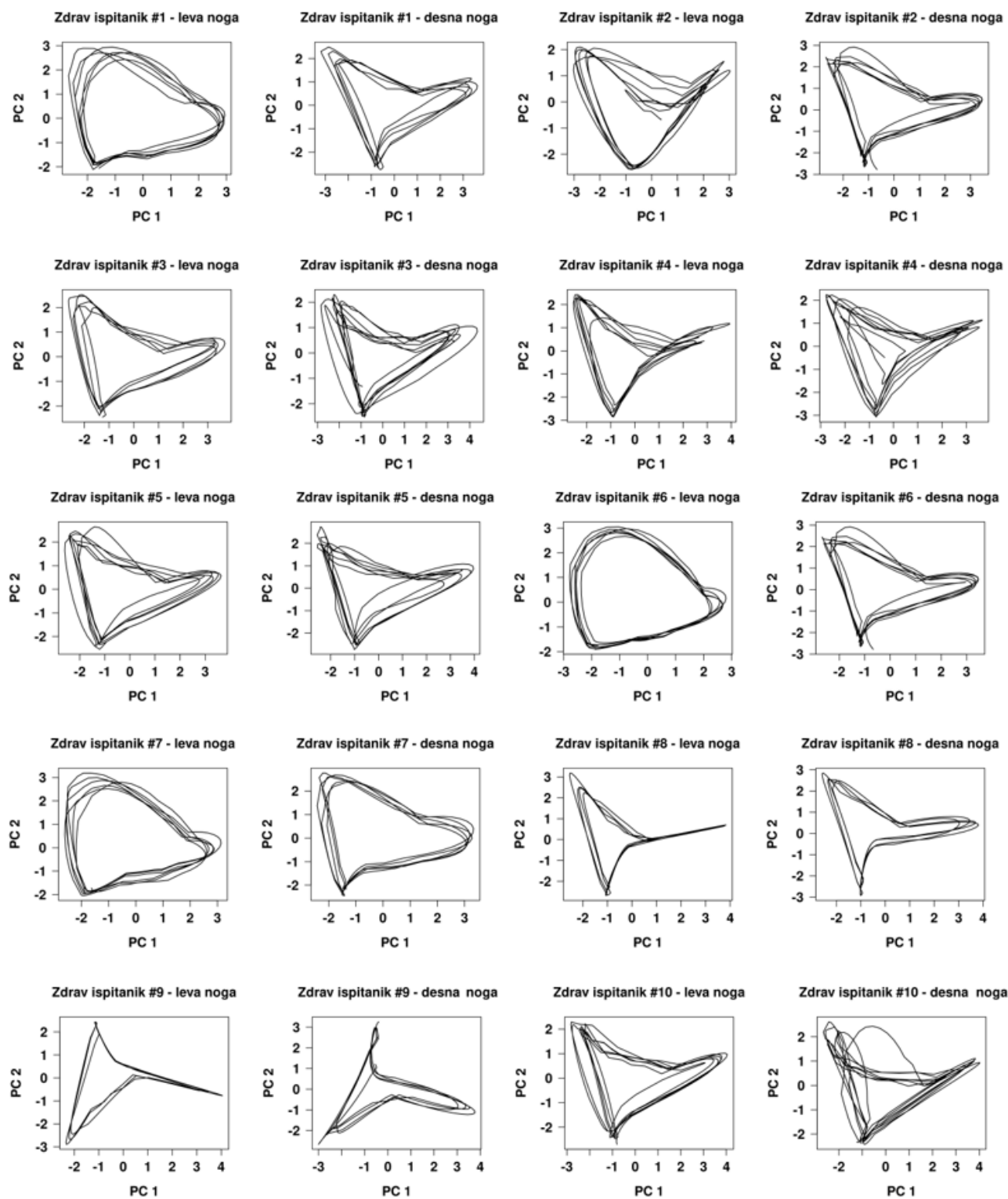


Slika 48. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1 m/s.

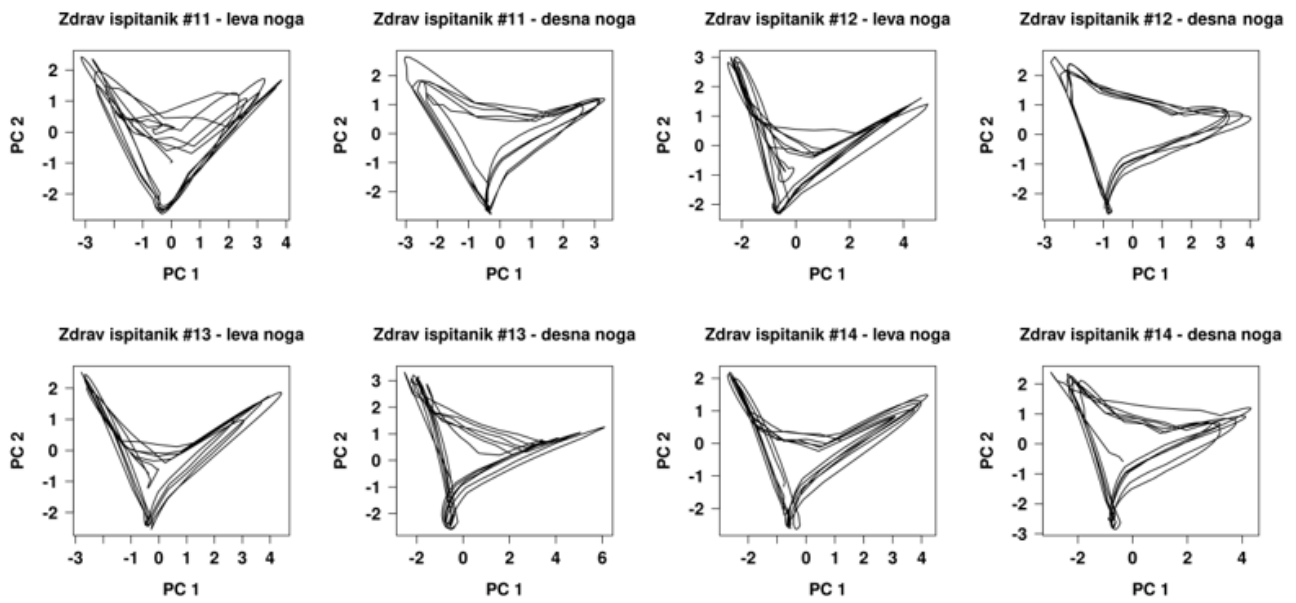


Slika 49. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1 m/s.

A5 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 1.6 m/s

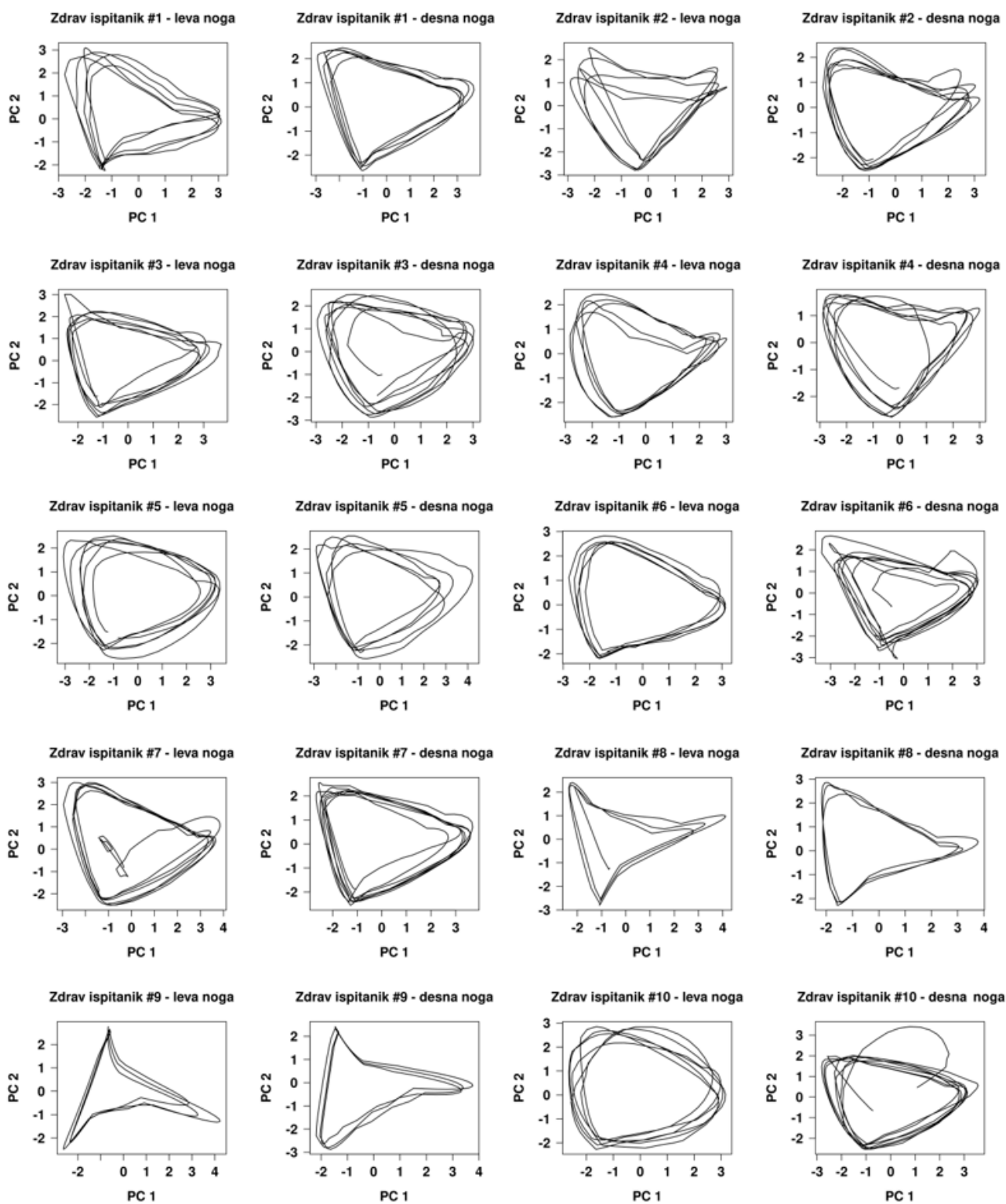


Slika 50. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1.6 m/s.

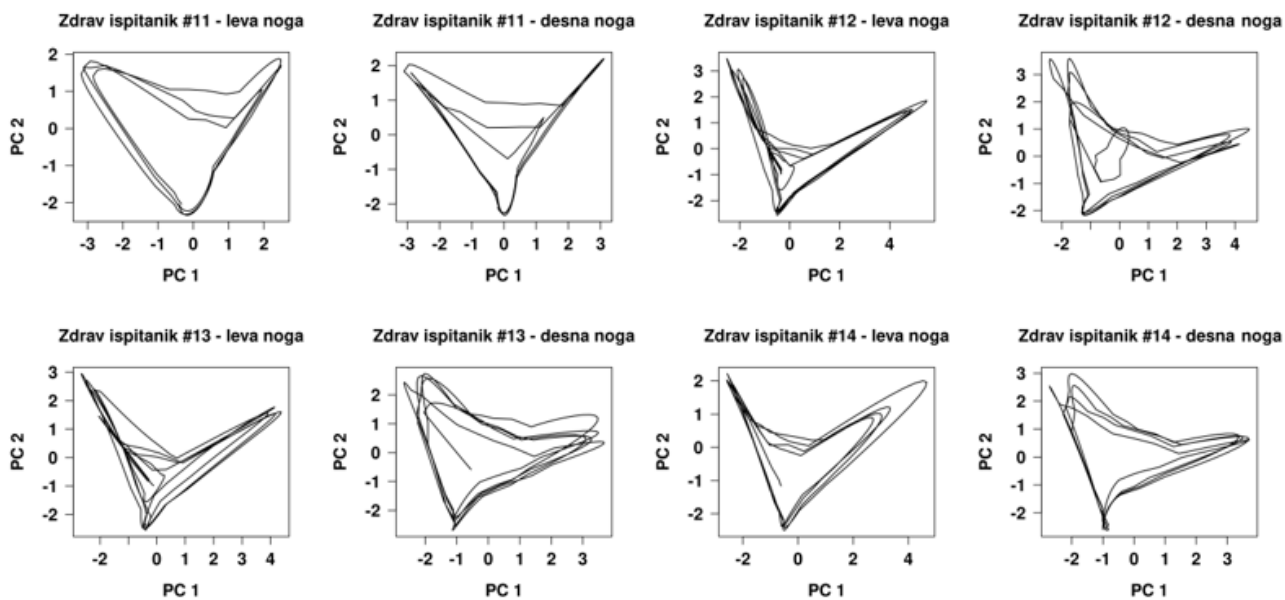


Slika 51. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 1.6 m/s.

A6 Ciklogrami zdravih ispitanika - brzina hoda 2 m/s



Slika 52. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #1-10 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 2 m/s.



Slika 53. Primeri PCA ciklograma za jednu sesiju hoda zdravih ispitanika #11-14 iz baze 2 koji su hodali brzinom od 2 m/s.

Prilog B – Metoda glavnih komponenti: matematički osvrt ⁷

Metoda glavnih komponenti predstavlja ortogonalnu transformaciju ulaznog skupa podataka. Pretpostavlja se da su ti ulazni podaci međusobno korelisani. Takav set podataka se potom transformiše u skup linearnih i međusobno ortogonalnih (nezavisnih) varijabli, koje se nazivaju glavnim komponentama. Prva glavna komponenta sadrži najveći procenat ukupne raširenosti (disperzije, varijanse) ulaznih podataka. Druga glavna komponenta je ortogonalna na prvu i pritom obuhvata maksimalni procenat ukupne varijanse i tako redom. Drugačije rečeno, ukoliko je dat skup tačaka u Euklidskom prostoru, prva GK odgovara pravoj koja prolazi kroz višedimenzionalnu sredinu i minimizira zbir kvadrata rastojanja tačaka od prave. [Petrović, 2014; Jolliffe, 2002]

Standardna devijacija je mera varijanse skupa podataka [Blant, 1986]. Niska vrednost standardne devijacije reflektuje činjenicu da vrednosti teže srednjoj vrednosti celog skupa podataka, dok visoka vrednost standardne devijacije reflektuje činjenicu da su vrednosti više udaljene od srednje vrednosti skupa. Formula za izračunavanje standardne devijacije je:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \quad (\text{B.1})$$

gde je N – ukupan broj elemenata koji čini skup, x_i i-ti pripadnik skupa, a μ - aritmetička sredina tog skupa.

Varijansa je dodatni parametar disperzije skupa i jednaka je kvadratu standardne devijacije. Ona označava matematičko očekivanje odstupanja promenljive od srednje vrednosti. Što je varijansa manja, vrednosti su bliže srednjoj vrednosti, a što je apsolutna vrednost varijanse viša, podaci su više udaljeni od srednje vrednosti. Formula za izračunavanje varijanse je:

$$\text{Var} (X) = \sigma^2 = \frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \quad (\text{B.2})$$

Kovarijansa je mera jačine veze između promene dve promenljive. Ukoliko je vrednost kovarijanse nula, dve promenljive nisu povezane. Ukoliko je pozitivna, vrednost jedne promenljive raste sa rastom vrednosti druge, a ukoliko je negativna, vrednost jedne promenljive se smanjuje rastom vrednosti druge. Za vektor $\mathbf{x} = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_m]^T$, matrica kovarijanse je:

$$\Sigma(\mathbf{x}) = \sigma(\mathbf{x}, \mathbf{x}) \quad (\text{B.3})$$

Koeficijent korelacije definiše jačinu ove veze između dve promenljive. Za višedimenzionalne podatke, definiše se matrica korelacije n slučajnih promenljivih. Ova matrica je $n \times n$ dimenzija, a element matrice u redu i i u koloni j predstavlja korelaciju između elementa u redu i i u koloni j . Formula za izračunavanje te korelacije je:

$$\text{corr} (x_i, x_j) = \frac{\text{cov}(x_i, x_j)}{\sigma_{x_i} \sigma_{x_j}} \quad (\text{B.4})$$

gde je $\text{cov}(x_i, x_j) = E[(x_i - E[x_i]) (x_j - E[x_j])] = \frac{1}{N-1} * \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}_i) (x_j - \bar{x}_j)$.

PCA omogućuje detekciju određenih „skrivenih” korelacija među podacima i transformaciju podataka tako da se istaknu njihove povezanosti i razlike. Ova analiza je korisna kod problema koji

⁷ Ovo poglavlje je bazirano na modifikovanom tekstu master rada autora ove doktorske disertacije: Petrović M., Heuristička procena uglova u zglobovima tokom hoda na osnovu podataka dobijenih sa inercijalnih senzora (Master Thesis, University of Belgrade - School of Electrical Engineering), pp. 12-19, 2014.

imaju više dimenzija, pa je teško grafički predstaviti takav skup i uočiti obrasce. Primenom PCA moguće je uočiti korelacije u ulaznom skupu podataka. Glavne komponente smanjuju broj varijabli (broj ulaznih dimenzija) i tako kompresuju podatke i pritom maksimalno čuvaju informaciju o disperziji (varijansi). Prvih nekoliko glavnih komponenti sadrže najveći deo disperzije ulaznih varijabli. [Petrović, 2014; Milovanović, 2013]

PCA predstavlja i veoma važnu opisnu tehniku. Početne promenljive se mogu projektovati u prostor glavnih komponenti za kasniju analizu. Za razliku od fizičkih veličina, glavne komponente nemaju fizičko značenje i stoga nemaju ni merne jedinice. Ipak, intuicijom se mogu objanisti, tj. protumačiti. Matematičkom transformacijom ulaznih varijabli ove glavne komponente se mogu lakše interpretirati. Ipak, ponekad logaritmovanje, stepenovanje, korenovanje i slično pretprocesiranje početnih promenljivih može da spreče dalju analizu [Jolliffe, 2002]. Iako glavne komponente nemaju fizički smisao i predstavljaju samo linearnu transformaciju početnih promenljivih, ponekad je neobično lako interpretirati problem.

Sažetak matematičke procedure za PCA je sledeći:

1. Računanje srednje vrednosti za svaku dimenziju (ulaznu varijablu) celog skupa podataka.
2. Računanje matrice kovarijanse celog skupa podataka. Ova matrica A je dimenzija $d \times d$, gde je d broj početnih varijabli. Koeficijenti varijansi su prikazani na glavnoj dijagonali ove matrice, dok su koeficijenti kovarijanse prikazani u drugim poljima.
3. Računanje sopstvenih vektora (*eigenvectors*) i odgovarajućih sopstvenih vrednosti (*eigenvalues*). Sopstveni vektor v je vektor koji ne menja pravac nakon linearne transformacije. Skalar λ je sopstvena vrednost, takva da zadovoljava jednakost $Av = \lambda v$. Oni se računaju kao koreni jednačine $\det(A - \lambda I) = 0$.
4. Sortiranje sopstvenih vektora smanjenjem sopstvenih vrednosti i biranje k sopstvenih vektora sa najvećim sopstvenim vrednostima radi formiranja $d \times k$ dimenzionalne matrice V .
5. Korišćenje ove $d \times k$ matrice sopstvenih vektora radi transformisanja uzoraka u novi podprostor.

Primena PCA je ograničena određenim pretpostavkama. Konkretno, PCA se odnosi samo na linearne korelacije između varijabli, ali ne i nelinearne. U nekim slučajevima, transformacije varijabli mogu omogućiti pretpostavku linearnosti i PCA se tada može primeniti (*kernel PCA*).

Reference

- [1] Adamson J., Beswick A. and Ebrahim S., “Is stroke the most common cause of disability?,” *Journal of stroke and cerebrovascular diseases*, vol. 13, no. 4, pp. 171-177, 2004.
- [2] Analog Devices, Inc. (2022, September 26). “ADXL335 Datasheet and Product Info | Analog Devices”. <https://www.analog.com/en/products/adxl335.html#product-samplebuy>.
- [3] Analog Devices, Inc. (2022). “Selection Table for Gyroscopes | Parametric Search | Analog Devices”.
<https://www.analog.com/en/parametricsearch/11176#/p0=ADXRS450&sort=Newest&d=s25|4196|5146|5173|5177|2606|4503|5105|5100|5106|5172|2835|2836|s3|s5|||>.
- [4] Agostini V., Gastaldi L., Rosso V., Knaflitz M. and Tadano S., “A wearable magneto-inertial system for gait analysis (H-Gait): Validation on normal weight and overweight/obese young healthy adults,” *Sensors*, vol. 17, no. 10, p. 2406, 2017.
- [5] Akhtaruzzaman M., Shafie A. and Khan M., “Gait analysis: systems, technologies, and importance,” *Journal of mechanics in medicine and biology*, vol. 16, no. 7, p. 1630003, 2016.
- [6] Alizad V., Meinzer M., Frossard L., Polman R., Smith S. and Kerr G., “Effects of transcranial direct current stimulation on gait in people with Parkinson’s disease: study protocol for a randomized, controlled clinical trial,” *Trials*, vol. 19, no. 1, pp. 1-12, 2018.
- [7] Ambrosini E., Parati M., Peri E., De Marchis C., Nava C., Pedrocchi A., Ferriero G. and Ferrante S., “Changes in leg cycling muscle synergies after training augmented by functional electrical stimulation in subacute stroke survivors: a pilot study,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 17, no.1, pp. 1–14, 2020.
- [8] Avitabile G., Coviello G. and Margiotta N., “Preliminary study on gait variability analysis with a single axis gyroscope for Alzheimer and Parkinson's diseases,” *International journal of biology and biomedical engineering*, vol. 9, pp. 155-158, 2015.
- [9] Balasubramanian C., Bowden M., Neptune R. and Kautz S., “Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 88, no. 1, pp. 43-49, 2007.
- [10] Balasubramanian C., Neptune R. and Kautz S., “Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke,” *Gait & posture*, vol. 29, no. 3, pp. 408-414, 2009.
- [11] Barroso F., Torricelli D., Molina-Rueda F., Alguacil-Diego I.M., Cano-de-la-Cuerda R., Santos C., Moreno J.C., Miangolarra-Page J.C. and Pons J.L., “Combining muscle synergies and biomechanical analysis to assess gait in stroke patients,” *Journal of biomechanics*, vol. 63, pp. 98-103, 2017.
- [12] Bartlett M., “Properties of sufficiency and statistical tests. In Proceedings of the Royal Society of London,” Series A-Mathematical and Physical Sciences; Royal Society, London, England, Volume 160, pp. 268–282, 1937.
- [13] Beauchet O., Allali G., Sekhon H., Verghese J., Guilai S., Steinmetz J.P., Kressig R.W., Barden J.M., Szturm T., Launay C.P. and Grenier S., “Guidelines for assessment of gait and reference values for spatiotemporal gait parameters in older adults: the biomathics and Canadian gait consortiums initiative,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 11, p. 353, 2017.
- [14] Beckerman H., Becher J., Lankhorst GJ. and Verbeek A.M., “Walking ability of stroke patients: efficacy of tibial nerve blocking and a polypropylene ankle-foot orthosis,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 77, no. 11, pp. 1144-1151, 1996.
- [15] Belda-Lois J., Mena-del Horno S., Bermejo-Bosch I., Moreno J.C., Pons J.L., Farina D., Iosa

- M., Molinari M., Tamburella F., Ramos A. and Caria A., "Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 8, no. 1, pp. 1-20, 2011.
- [16] Benson L., Clermont C., Bošnjak E. and Ferber R., "The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review," *Gait & posture*, vol. 63, pp. 124–138, 2018.
- [17] Bernhardt J., Borschmann K., Boyd L., Thomas Carmichael S., Corbett D., Cramer S.C., Hoffmann T., Kwakkel G., Savitz S.I., Saposnik G. and Walker M., "Moving rehabilitation research forward: developing consensus statements for rehabilitation and recovery research," *International journal of stroke*, vol. 11, no. 4, pp.454-458, 2016.
- [18] Bernhardt J., Raffelt A., Churilov L., Lindley R.I., Speare S., Ancliffe J., Katijjahbe M.A., Hameed S., Lennon S., McRae A. and Tan D., "Exploring threats to generalisability in a large international rehabilitation trial (AVERT)," *BMJ open*, vol. 5, no. 8, p.e008378, 2015.
- [19] Bernstein N., "The coordination and regulation of movements," Pergamon, Oxford, UK, 1967.
- [20] Bland J. and Altman G., "Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement," *The Lancet*, 1(8476), pp. 307-310, 1986.
- [21] Błażkiewicz M., Wiszomirska I. and Wit A., "Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait," *Acta of bioengineering and biomechanics*, vol. 16, no.1, pp. 29-35, 2014.
- [22] Blin O., Ferrandez A. and Serratrice G., "Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length," *Journal of the neurological sciences*, vol. 98, no. 1, pp. 91–97, 1990.
- [23] Bovonsunthonchai S., Vachalathiti R., Pisarnpong A., Khobhun F. and Hiengkaew V., "Spatiotemporal gait parameters for patients with Parkinson's disease compared with normal individuals," *Physiotherapy research international*, vol. 19, no. 3, pp. 158-165, 2014.
- [24] Bowden M., Clark D. and Kautz S., "Evaluation of abnormal synergy patterns poststroke: relationship of the Fugl-Meyer assessment to hemiparetic locomotion," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 24, no. 4, pp. 328–337, 2009.
- [25] Brisswalter J. and Mottet D., "Energy cost and stride duration variability at preferred transition gait speed between walking and running," *Canadian Journal of Applied Physiology*, vol. 21, no. 6, pp. 471-480, 1996.
- [26] Brunnstrom S., "Movement therapy in hemiplegia," *A neurophysiological approach*, pp. 113-122, 1970.
- [27] Byun S., Lee H.J., Han J.W., Kim J.S., Choi E. and Kim K.W. "Walking-speed estimation using a single inertial measurement unit for the older adults," *PLoS one*, vol. 14, no. 12, e0227075, 2019.
- [28] Bytyçi I. and Henein M.Y., "Stride length predicts adverse clinical events in older adults: A systematic review and meta-analysis," *Journal of clinical medicine*, vol. 10, no. 12, p. 2670, 2021.
- [29] Caparelli T. and Naves E., "Reconstruction of gait biomechanical parameters using cyclograms and artificial neural networks," *Research on biomedical engineering*, vol. 33, pp. 229-236, 2017.
- [30] Cappozzo A., "Gait analysis methodology," *Human movement science*, vol. 3, no.1-2, pp. 27-50, 1984.
- [31] Catalfamo P., Ghossayni S. and Ewins D., "Gait event detection on level ground and incline

walking using a rate gyroscope,” *Sensors*, vol. 10, no. 6, pp. 5683-5702, 2010.

- [32] Cech D. and Martin S., “Functional movement development across the life span,” 3rd ed.; Elsevier health sciences, Amsterdam, Netherlands, 2012.
- [33] Ceron J., Martindale C., López M., Kluge F. and Eskofier B., “Indoor trajectory reconstruction of walking, jogging, and running activities based on a foot-mounted inertial pedestrian dead-reckoning system,” *Sensors*, vol. 20, no. 3, p. 651, 2020.
- [34] Chang M.C., Lee B.J. Joo, N.Y. and Park D., “The parameters of gait analysis related to ambulatory and balance functions in hemiplegic stroke patients: A gait analysis study,” *BMC neurology*, vol.21, no. 1, pp.1-8, 2021.
- [35] Chau T., “A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods,” *Gait & posture*, vol. 13, no. 1, pp. 49–66, 2001.
- [36] Cheung V. and Seki K., “Approaches to revealing the neural basis of muscle synergies: A review and a critique,” *Journal of neurophysiology.*, vol. 125, no. 5, pp. 1580–1597, 2021.
- [37] Chiovetto E., Berret B., Delis I., Panzeri S. and Pozzo, T., “Investigating reduction of dimensionality during single-joint elbow movements: a case study on muscle synergies,” *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 7, no. 11, pp.1-12, 2013.
- [38] Chisholm A.E., Makepeace S., Inness E.L., Perry S.D., McIlroy W.E. and Mansfield A., “Spatial-temporal gait variability poststroke: variations in measurement and implications for measuring change,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 95, no. 7, pp. 1335-1341, 2014.
- [39] Cho S., Park J. and Kwon O., “Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults,” *Clinical biomechanics*, vol. 19, no. 2, pp.145-152, 2004.
- [40] Chvatal S. and Ting L., “Common muscle synergies for balance and walking,” *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 7, p. 48, 2013.
- [41] Clark D., Ting L.H., Zajac F.E., Neptune R.R. and Kautz S.A., ‘Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke,’ *Journal of neurophysiology*, vol. 103, no. 2, pp. 844-857, 2010.
- [42] Crenna F., Rossi G. and Berardengo M., “Filtering biomechanical signals in movement analysis,” *Sensors*, vol. 21, no. 13, p. 4580, 2021.
- [43] Daffertshofer A., Lamoth C.J., Meijer O.G. and Beek P.J., “PCA in studying coordination and variability: A tutorial,” *Clinical biomechanics*, vol. 19, no. 4, pp. 415–428, 2004.
- [44] d'Avella A., Saltiel P., and Bizzi E., “Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior,” *Nature neuroscience*, vol. 6, no. 3, pp. 300-308, 2003.
- [45] Dawi N., Ramakrishnan B., Maly F., Kuca K. and Namazi H., “Analysis of the correlation between muscle reaction and stride interval variability in single-task and dual-task walking,” *Fractals*, vol. 29, no. 7, p. 2150272, 2021.
- [46] De Luca C., “ Physiology and mathematics of myoelectric signals.,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 6, pp. 313-325, 1979.
- [47] De Vroey H., De Vroey H., Staes F., Weygers I., Vereecke E., Vanrenterghem J., Deklerck J., Van Damme G., Hallez H. and Claeys K., “The implementation of inertial sensors for the assessment of temporal parameters of gait in the knee arthroplasty population,” *Clinical biomechanics*, vol. 54, pp. 22-27, 2018.
- [48] Deepak J. and Sneha A., “Cyclogram and cross correlation: a comparative study to quantify gait coordination in mental state”, *Journal of biomedical science and engineering*, vol. 3, no. 3, pp. 322-326, 2010.

- [49] Del Din S., Godfrey A. and Rochester L., “Validation of an accelerometer to quantify a comprehensive battery of gait characteristics in healthy older adults and Parkinson's disease: toward clinical and at home use,” *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 20, no. 3, pp. 838-847, 2015.
- [50] Delbaere K., Sturnieks D.L., Crombez G. and Lord S.R., “Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people,” *Journals of gerontology series A: biomedical sciences and medical sciences*, vol. 64, no. 2, pp. 237-242, 2009.
- [51] Den Otter A., Geurts A., Mulder T. and Duysens J., “Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis”, *Clinical neurophysiology*, vol. 117, no. 1, pp. 4–15, 2006.
- [52] Dettmann M., Linder M. and Sepic S., “Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient,” *American journal of physical medicine*, vol. 66, no. 2, pp. 77-90, 1987.
- [53] Đurić-Jovičić M., “Inertial sensors signal processing methods for gait analysis of patients with impaired gait patterns”, Doctoral dissertation, Belgrade, Serbia, University of Belgrade-School of Electrical Engineering, 2012.
- [54] Đurić-Jovičić M., Belić M., Stanković I., Radovanović S. and Kostić V., “Selection of gait parameters for differential diagnostics of patients with de novo Parkinson's disease,” *Neurological research*, vol. 39, no. 10, pp. 853-861, 2017.
- [55] do Carmo Vilas-Boas M., Choupina H., Rocha A., Fernandes J. and Cunha J., “Full-body motion assessment: Concurrent validation of two body tracking depth sensors versus a gold standard system during gait,” *Journal of biomechanics*, vol. 87, pp. 189-196, 2019.
- [56] Dobkin B.H., “Rehabilitation after stroke,” *New England Journal of Medicine*, vol. 352, no. 16, pp. 1677-1684, 2005.
- [57] Dominici N., Ivanenko Y.P., Cappellini G., d'Avella A., Mondì V., Cicchese M., Fabiano A., Silei T., Di Paolo A., Giannini C. and Poppele R.E., “Locomotor primitives in newborn babies and their development,” *Science*, vol. 334, no. 6058, pp. 997-999, 2011.
- [58] Donnan G., Fisher M., Macleod M. and Davis S., “Secondary prevention of stroke—Authors' reply,” *The Lancet*, vol. 372, no. 9643, pp. 1036, 2008.
- [59] Duncan P., Zorowitz R., Bates B., Choi J.Y., Glasberg J.J., Graham G.D., Katz R.C., Lamberty K. and Reker D., “Management of adult stroke rehabilitation care: a clinical practice guideline,” *Stroke*, vol. 36, no. 9, e100-43, 2005.
- [60] Embry K., Villarreal D.J., Macaluso R.L. and Gregg R.D., “Modeling the kinematics of human locomotion over continuously varying speeds and inclines,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 26, no. 12, pp. 2342-2350, 2018.
- [61] Ferber R., Webber T., Everett B. and Groenland M., “Validation of plantar pressure measurements for a novel in-shoe plantar sensory replacement unit,” *Journal of diabetes science and technology*, vol. 7, no. 5, pp. 1167-1175, 2013.
- [62] Ferrante S., Chia Bejarano N., Ambrosini E., Nardone A., Turcato A.M., Monticone M., Ferrigno G. and Pedrocchi A., “A personalized multi-channel FES controller based on muscle synergies to support gait rehabilitation after stroke,” *Frontiers in neuroscience*, vol. 10, p. 425, 2016.
- [63] Figueiredo J., Felix P., Costa L., Moreno J.C. and Santos C.P., “Gait event detection in controlled and real-life situations: Repeated measures from healthy subjects,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation Engineering*, vol. 26, no. 10, pp. 1945-1956, 2018.

- [64] Fischer A. and Wolf A., “The effects of body weight unloading on kinetics and muscle activity of overweight males during overground walking,” *Clinical biomechanics*, vol. 52, pp. 80-85, 2018.
- [65] Flansbjerg U., Holmbäck A.M., Downham D., Patten C. and Lexell J., “Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke,” *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 37, no. 2, pp. 75-82, 2005.
- [66] Flash T. and Hogan N., “The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model,” *Journal of neuroscience*, vol. 5, no. 7, pp. 1688-1703, 1985.
- [67] Fong Y., Huang Y., Lemos M. and McElrath M., “Rank-based two-sample tests for paired data with missing values,” *Biostatistics*, vol. 19, pp. 281–294, 2017.
- [68] Frenkel-Toledo S., Ofir-Geva S., Mansano L., Granot O. and Soroker N., “Stroke lesion impact on lower limb function,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 15, p. 27, 2021.
- [69] Fuchs E. and Flügge G., “Adult neuroplasticity: more than 40 years of research,” *Neural plasticity*, vol. 2014, pp. 1-11, 2014.
- [70] Fugl-Meyer A., “The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance,” *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31, 1975.
- [71] Gabell A. and Nayak U., “The effect of age on variability in gait,” *Journal of gerontology*, vol. 39, pp. 662–666, 1984.
- [72] Gadaleta M., Cisotto G., Rossi M., Rehman R.Z.U., Rochester L. and Del Din S., “Deep learning techniques for improving digital gait segmentation,” In *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 1834-1837, Berlin, Germany, July 23-27, 2019.
- [73] Gavrilović M. and Janković M., “Surface indicator of gait cycle variability based on Principal Component Analysis,” In *21st International Symposium INFOTEH-JAHORINA (INFOTEH)*, 16-18 March, 2022, Jahorina, ISBN: 978-1-6654-3779-0, doi: 10.1109/INFOTEH53737.2022.9751331.
- [74] Gavrilović M. and Janković M., “Temporal Synergies Detection in Gait Cyclograms Using Wearable Technology,” *Sensors*, vol. 22, no. 7, p. 2728, 2022.
- [75] Gavrilović M. and Popović D., “A principal component analysis (PCA) based assessment of the gait performance,” *Biomedical engineering/biomedizinische technik*, vol. 66, no. 5, pp. 449-457, 2021.
- [76] Gavrilović M. and Popović D., “Cyclograms Based on Principal Components for Assessing the Gait,” In *Proc. of 7th IcETRAN*, pp. 236-239, Belgrade, Serbia, September 28-30, 2020, ISBN 978-7466-852-8.
- [77] Gavrilović M., “Gyroscope based method for evaluation of gait symmetry,” In *Proc. of 5th IcETRAN*, Palić, Serbia, June 11-14, 2018, pp. 699-702, ISBN 978-86-7466-752-1.
- [78] Gizzi L., Nielsen J., Felici F., Ivanenko Y. and Farina D., “Impulses of activation but not motor modules are preserved in the locomotion of subacute stroke patients,” *Journal of neurophysiology*, vol. 106, no.1, pp. 202–210, 2011.
- [79] Goldie P., Matyas T. and Evans O., “Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no.8, pp. 1057–1065, 2001.
- [80] Goswami A., “A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking,” *Gait & posture*, vol. 8, no. 1, pp. 15-36, 1998.
- [81] Gouwanda D. and Gopalai A., “A robust real-time gait event detection using wireless

gyroscope and its application on normal and altered gaits,” *Medical engineering & physics*, vol. 37, no. 2, pp. 219-225, 2015.

- [82] Gouwanda D., Gopalai A. and Khoo B., “A low cost alternative to monitor human gait temporal parameters—wearable wireless gyroscope,” *IEEE sensors journal*, vol. 16, no. 24, pp. 9029-9035, 2016.
- [83] Gray A., Price M. and Jenkins D., “Predicting temporal gait kinematics from running velocity,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 35, no. 9, pp. 2379-2382, 2021.
- [84] Guo Y., Gravina R., Gu X., Fortino G. and Yang G., “Emg-based abnormal gait detection and recognition,” In *2020 IEEE International Conference on Human-Machine Systems (ICHMS)*, pp. 1-6, 2020.
- [85] Haji Ghassemi N., Hannink J., Martindale C.F., Gaßner H., Müller M., Klucken J. and Eskofier B.M., “Segmentation of gait sequences in sensor-based movement analysis: a comparison of methods in Parkinson’s disease,” *Sensors*, vol. 18, no. 1, p. 145, 2018.
- [86] Hasan Z., “Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements,” *Biological cybernetics*, vol. 53, no. 6, pp. 373-382, 1986.
- [87] Hatem S.M., Saussez G., Della Faille M., Prist V., Zhang X., Dispa D. and Bleyenheuft Y., “Rehabilitation of motor function after stroke: a multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 10, p. 442, 2016.
- [88] Hausdorff J., Purdon P.L., Peng C.K., Ladin Z.V.I., Wei J.Y. and Goldberger A.L., “Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations,” *Journal of applied physiology*, vol. 80, no. 5, pp. 1448-1457, 1996.
- [89] Hausdorff J., “Gait variability: methods, modeling and meaning,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 2, no. 1, pp. 1-9, 2005.
- [90] Hausdorff J., Ladin Z. and Wei J., “Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait,” *Journal of biomechanics*, vol. 28, no. 3, pp. 347-351, 1995.
- [91] Hausdorff J., Rios D. and Edelberg H., “Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no. 8, pp. 1050-1056, 2001.
- [92] Hausdorff J., Zeman L., Peng C. and Goldberger A., “Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children,” *Journal of applied physiology*, vol. 86, no. 3, pp. 1040-1047, 1999.
- [93] Hayes Cruz T. and Dhaher Y., “Evidence of abnormal lower-limb torque coupling after stroke: an isometric study,” *Stroke*, vol. 39, no. 1, pp. 139-147, 2008.
- [94] Healy A., Linyard-Tough K. and Chockalingam N., “Agreement between the spatiotemporal gait parameters of healthy adults from the optogait system and a traditional three-dimensional motion capture system,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 141, no. 1, p. 014501, 2019.
- [95] Hempler I., Woitha K., Thielhorn U. and Farin, E., “Post-stroke care after medical rehabilitation in Germany: a systematic literature review of the current provision of stroke patients,” *BMC health services research*, vol. 18, no. 1, pp. 1-9, 2018.
- [96] Hinkle D., Wiersma W. and Jurs S., “Applied Statistics for the Behavioral Sciences,” Boston, Mass: Houghton Mifflin, 2003.
- [97] Horsak B., Dlapka R., Iber M., Gorgas A.M., Kiselka A., Gradl C., Siragy T. and Doppler J.,

- “SONIGait: a wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait,” *Journal on multimodal user interfaces*, vol. 10, no. 3, pp. 195-206, 2016.
- [98] Hotelling H., “Analysis of a complex of statistical variables into principal components,” *Journal of educational psychology*, vol. 24, no. 6, p.417, 1933.
- [99] Huang B., Xiong C., Chen W., Liang J., Sun B.Y. and Gong X., “Common kinematic synergies of various human locomotor behaviours,” *Royal Society open science*, vol. 8, no. 4, p. 210161, 2021.
- [100] Hudspeth A. (Eds), “Principles of neural science,” McGraw-Hill, New York, USA, Health Professions Division, 2013.
- [101] Hundza S., Hook W.R., Harris C.R., Mahajan S.V., Leslie P.A., Spani C.A., Spalteholz L.G., Birch B.J., “Accurate and reliable gait cycle detection in Parkinson's disease,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 22, no. 1, pp. 127-137, 2013.
- [102] Hurkmans H., Bussmann J.B., Selles R.W., Horemans H.L., Benda E., Stam H.J. and Verhaar J.A., “Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period,” *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 1, pp. 110-118, 2006.
- [103] Ivanenko Y., Cappellini G., Dominici N., Poppele R.E. and Lacquaniti F., “Modular control of limb movements during human locomotion,” *Journal of neuroscience*, vol. 27, no. 41, pp. 11149-11161, 2007.
- [104] Ivanenko Y., Grasso R., Zago M., Molinari M., Scivoletto G., Castellano V., Macellari V. and Lacquaniti F., “Temporal components of the motor patterns expressed by the human spinal cord reflect foot kinematics,” *Journal of neurophysiology*, vol. 90, no. 5, pp. 3555-3565, 2003.
- [105] Ivanenko Y., Cappellini G., Poppele R. and Lacquaniti F., “Spatiotemporal organization of α -motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions,” *European journal of neuroscience*, vol. 27, no. 12, pp. 3351-3368, 2008.
- [106] Ivanenko Y., Poppele R. and Lacquaniti F., “Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion,” *The journal of physiology*, vol. 556, no. 1, pp. 267-282, 2004.
- [107] Jagos H., Pils K., Haller M., Wassermann C., Chhatwal C., Rafolt D. and Rattay F., “Mobile gait analysis via eSHOE's instrumented shoe insoles: A pilot study for validation against the gold standard GAITRite®,” *Journal of medical engineering & technology*, vol. 41, no. 5, pp. 375-386, 2017.
- [108] Jauch E., Cucchiara B., Adeoye O., Meurer W., Brice J., Chan Y., Gentile N. and Hazinski M.F., “Part 11: adult stroke: 2010 American Heart Association guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care,” *Circulation*, 122(18_suppl_3), S818-S828, 2010.
- [109] Jolliffe, I. “Principal component analysis for special types of data,” Springer New York, pp. 338-372, 2002.
- [110] Jordan K., Challis J. and Newell K., “Walking speed influences on gait cycle variability,” *Gait & posture*, vol. 26, no. 1, pp. 128-134, 2007.
- [111] Jørgensen H., Nakayama H., Raaschou H. and Olsen T., “Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 76, no. 1, pp. 27-32, 1995.
- [112] Joshi C., Lahiri U. and Thakor N., “Classification of gait phases from lower limb EMG: Application to exoskeleton orthosis,” In *2013 IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies*

(PHT), pp. 228-231, 2013.

- [113] Joshi D. and Anand S., “Cyclogram and cross-correlation: a comparative study to quantify gait coordination in mental state,” *Journal of biomedical science and engineering*, vol. 3, no. 3, pp. 322-326, 2010.
- [114] Kahn J. and Hornby T., “Rapid and long-term adaptations in gait symmetry following unilateral step training in people with hemiparesis,” *Physical therapy*, vol. 89, no. 5, pp. 474-483, 2009.
- [115] Kaiser H., “An index of factorial simplicity,” *Psychometrika*, vol. 39, no. 1, pp. 31–36, 1974.
- [116] Kale A., Cuntoor N., Yegnanarayana B., Rajagopalan A.N. and Chellappa R., “Gait analysis for human identification,” *International Conference on Audio-and Video-Based Biometric Person Authentication*, Springer, Berlin, Heidelberg, 9 June 2003, pp. 706-714, 2003.
- [117] Kang G., Yang J. and Najafi B., “Does the presence of cognitive impairment exacerbate the risk of falls in people with peripheral neuropathy? An application of body-worn inertial sensors to measure gait variability,” *Sensors*, vol. 20, no. 5, p. 1328, 2020.
- [118] Keklicek H., Kirdi E., Yalcin A., Topuz S., Ulger O., Erbahceci F. and Sener G., “Comparison of gait variability and symmetry in trained individuals with transtibial and transfemoral limb loss,” *Journal of orthopaedic surgery*, vol. 27, no. 1, p. 2309499019832665, 2019.
- [119] Kerr C., Zavatsky A., Theologis T. and Stebbins J., “Kinematic differences between neutral and flat feet with and without symptoms as measured by the Oxford foot model,” *Gait & posture*, vol. 67, pp. 213-218, 2019.
- [120] Kim W, Choi H., Jung J., Yoon J. and Jeoung J., “Asymmetry and variability should be included in the assessment of gait function in poststroke hemiplegia with independent ambulation during early rehabilitation,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 102, no.4, pp. 611–618, 2020.
- [121] Kojić V., Razvoj sistema za merenje raspodele sile reakcije podloge koristeći MEMS piezorezistivne senzore, MS thesis, Belgrade, Serbia, University of Belgrade-Faculty of Electrical Engineering, Belgrade, 2013.
- [122] Kojović J., Miljković N., Janković M. and Popović D., “Recovery of motor function after stroke: a polymyography-based analysis,” *Journal of neuroscience methods*, vol. 194, no. 2, pp. 321-328, 2011.
- [123] Kokolevich Z., Biroš E., Tirosh O. and Reznik J., “Distinct ground reaction forces in gait between the paretic and non-paretic leg of stroke patients: a paradigm for innovative physiotherapy intervention,” *Healthcare*, vol. 9, p. 1542, 2021.
- [124] Krasovsky T. and Levin M., “Review: toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 24, no. 3, pp. 213-224, 2010.
- [125] Krebs D., Edelstein J. and Fishman S., “Reliability of observational kinematic gait analysis,” *Physical therapy*, vol. 65, no. 7, pp. 1027–1033, 1985.
- [126] Kuiken T., Lowery M. and Stoykov N., “The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk,” *Prosthetics and orthotics international*, vol. 27, no.1, pp. 48–54, 2003.
- [127] Kutilek P., Viteckova S., Svoboda Z. and Smrcka P., “Kinematic quantification of gait asymmetry in patients with peroneal nerve palsy based on bilateral cyclograms,” *Journal of musculoskeletal and neuronal interactions*, vol. 13, no. 2, pp. 244-250, 2013.
- [128] Kwakkel G., Lannin N.A., Borschmann K., English C., Ali M., Churilov L., Saposnik G.,

- Winstein C., Van Wegen E.E., Wolf S.L. and Krakauer J.W., “Standardized measurement of sensorimotor recovery in stroke trials: consensus-based core recommendations from the stroke recovery and rehabilitation roundtable,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 31, no. 9, pp.784-792, 2017.
- [129] Lacquaniti F., Grasso R. and M. Zago, “Motor patterns in walking,” *Physiology*, vol 14, no. 4, pp. 168–174, 1999.
- [130] Larish D., Martin P. and Mungiole M., “Characteristic patterns of gait in the healthy old,” *Annals of the New York academy of sciences*, vol. 515, no. 1, pp. 18-32, 1988.
- [131] Lee D., Chang W. and Jeon H., “Comparison of ground reaction force during gait between the nonparetic side in hemiparetic patients and the dominant side in healthy subjects,” *Journal of exercise rehabilitation*, vol. 16, no. 4, pp. 344-350, 2020.
- [132] Lee H., Ryu H., Lee S.U., Cho J.S., You S., Park J.H. and Jang S.H., “Analysis of gait characteristics using hip-knee cyclograms in patients with hemiplegic stroke,” *Sensors*, vol. 21, no. 22, p. 7685, 2021.
- [133] Levine D, Richards J. and Whittle M., “*Whittle's gait analysis*,” Elsevier health sciences, 2012.
- [134] Lewek, M.D. and Sawicki, G.S., “Trailing limb angle is a surrogate for propulsive limb forces during walking post-stroke,” *Clinical Biomechanics*, vol. 67, pp.115-118, 2019.
- [135] Leys C., Ley C., Klein O., Bernard P. and Licata L., “Detecting outliers: Do not use standard deviation around the mean, use absolute deviation around the median,” *Journal of experimental social psychology*, vol. 49, no. 4, pp. 764-766, 2013.
- [136] Lin J., Hsu M.J., Hsu H.W., Wu H.C. and Hsieh C.L., “Psychometric comparisons of 3 functional ambulation measures for patients with stroke,” *Stroke*, vol. 41, no. 9, pp. 2021-2025, 2010.
- [137] Lindsay P., Bayley M., Hellings C., Hill M., Woodbury E. and Phillips S., “Canadian best practice recommendations for stroke care (updated 2008),” *Cmaj*, vol. 179, no. 12, S1-25, 2008.
- [138] Lord S., Halligan P. and Wade D., “Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale,” *Clinical rehabilitation*, vol. 12, no. 2, pp. 107-119, 1998.
- [139] Luggage V. and Kaufman K., “Dynamic stability margin using a marker based system and tekscan: A comparison of four gait conditions,” *Gait & posture*, vol. 40, no. 1, pp. 252-154, 2014.
- [140] Lyle R.C., “A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research,” *International journal of rehabilitation research*, vol. 4, no. 4, pp. 483-492, 1981.
- [141] Lyons G., Sinkjær T., Burridge J. and Wilcox D., “A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot,” *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 260-279, 2002.
- [142] Ma K., Chen Y., Zhang X., Zheng H., Yu S., Cai S. and Xie L., “sEMG-based trunk compensation detection in rehabilitation training,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 13, p. 1250, 2019.
- [143] MacWilliams B., McMulkin M., Rozumalski A. and Schwartz M., “Synergies analysis produces consistent results between motion analysis laboratories,” *Gait & posture*, vol. 86, pp. 139-143, 2021.
- [144] Maguire C., Sieben J. and De Bie R., “Movement goals encoded within the cortex and muscle

synergies to reduce redundancy pre and post-stroke. The relevance for gait rehabilitation and the prescription of walking-aids. A literature review and scholarly discussion,” *Physiotherapy theory and practice.*, vol. 35, no.1, pp. 1–14, 2018.

- [145] Maki B., “Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?,” *Journal of the American geriatrics society*, vol. 45, no. 3, pp. 313-320, 1997.
- [146] Mann H. and Whitney D., “On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other,” *The annals of mathematical statistics*, vol. 18, pp. 50–60, 1947.
- [147] Mannini A., Genovese V. and Sabatini A., “Online decoding of hidden Markov models for gait event detection using foot-mounted gyroscopes,” *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 18, no. 4, pp. 1122-1130, 2013.
- [148] Matsumoto H., Hagino H., Osaki M., Tanishima S., Tanimura C., Matsuura A. and Makabe T., “Gait variability analysed using an accelerometer is associated with locomotive syndrome among the general elderly population: The GAINA study,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 21, no. 3, pp. 354-360, 2016.
- [149] Mavor M., Ross G., Clouthier A., Karakolis T. and Graham R., ”Validation of an IMU suit for military-based tasks,” *Sensors*, vol. 20, no. 15, p. 4280, 2020.
- [150] Mayer M., “Clinical neurokinesiology of spastic gait,” *Bratislavské lekárske listy*, vol. 103, no. 1, pp. 3-11, 2002.
- [151] Mehrholz J., Thomas S. and Elsner B., “Treadmill training and body weight support for walking after stroke,” *Cochrane database of systematic reviews*, vol. 8, 2017.
- [152] Mei C., Gao F. and Li Y., “A Determination method for gait event based on acceleration sensors,” *Sensors*, vol. 19, p. 5499, 2019.
- [153] Milovanović I. and Popović D., “Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients,” *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2012, Article ID 649743, pp. 1-9, 2012.
- [154] Milovanović I., Synergy patterns of stroke subjects while walking: Implications for control of FES assistive devices, Doctoral dissertation, Belgrade, Serbia, University of Belgrade-School of Electrical Engineering, 2013.
- [155] Milovanović J., Gavrilović M., Topalović I. and Popović D., “Influence of two weeks balance practice with feedback on the gait in hemiplegic patients,” *Proc. of 5th IcETRAN*, Palić, June, 11-14, pp. 695-698, ISBN 978-86-7466-752-1.
- [156] Moore S., Hickey A., Lord S., Del Din S., Godfrey A. and Rochester L., “Comprehensive measurement of stroke gait characteristics with a single accelerometer in the laboratory and community: a feasibility, validity and reliability study,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 14, no. 1, pp. 1-10, 2017.
- [157] Moticon (2022, September 4). “*Sensor insoles for clinical grade mobile gait & motion analysis*”. <https://moticon.com/>
- [158] Muro de la Herran A., Garcia-Zapirain B. and Mendez-Zorrilla A., “Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications,” *Sensors*, vol. 14, no. 2, pp. 3362-3394, 2014.
- [159] Narayan A., Nadgauda K. and Karnad S., “Muscle coactivation in children with cerebral palsy: a narrative review,” *Critical reviews™ in physical and rehabilitation medicine*, vol. 32, no. 2, 2020.
- [160] Neckel N., Pelliccio M., Nichols D. and Hidler J., “Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke,” *Journal of*

neuroengineering and rehabilitation, vol. 3, no. 1, pp. 1-11, 2006.

- [161] NHLBI, NIH (2022, March 24). „Stroke - What Is a Stroke? | NHLBI, NIH“. <https://www.nhlbi.nih.gov/health/stroke>.
- [162] Novel (2022, April 10). „Footwear pressure distribution measurement- pedar| novel.de“. <https://www.novel.de/products/pedar/>
- [163] Oguz O., Zhou Z., and Wollherr D., “A hybrid framework for understanding and predicting human reaching motions,” *Frontiers in robotics and AI*, vol. 5, p. 27, 2018.
- [164] Oh-Park M., Holtzer R., Xue X. and Verghese J., “Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults,” *Journal of the American geriatrics society*, vol. 58, no. 8, pp. 1512-1518, 2010.
- [165] Olney S. and Richards C., “Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics,” *Gait & posture*, vol. 4, no. 2, pp. 136-148, 1996.
- [166] Oshima H., Aoi S., Funato T., Tsujiuchi N. and Tsuchiya K., “Variant and invariant spatiotemporal structures in kinematic coordination to regulate speed during walking and running,” *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 13, p. 63, 2019.
- [167] Panero E., Digo E., Dimanico U., Artusi C.A., Zibetti M. and Gastaldi L., “Effect of deep brain stimulation frequency on gait symmetry, smoothness and variability using IMU,” In *2021 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, pp. 1-6, 2021.
- [168] Paoletti M., Belli A., Palma L., Vallasciani M. and Pierleoni P., “A wireless body sensor network for clinical assessment of the flexion-relaxation phenomenon,” *Electronics*, vol. 9, no. 6, p. 1044, 2020.
- [169] Parisi F., Ferrari G., Baricich A., D'Innocenzo M., Cisari C. and Mauro A., “Accurate gait analysis in post-stroke patients using a single inertial measurement unit,” In *2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, pp. 335-340, 2016.
- [170] Park J., Lee H., Cho J.S., Kim I., Lee J. and Jang S.H., “Effects of knee osteoarthritis severity on inter-joint coordination and gait variability as measured by hip-knee cyclograms,” *Scientific reports*, vol. 11, no. 1, pp. 1-8, 2021.
- [171] Patel P., Casamento-Moran A., Christou E.A. and Lodha N., “Force-Control vs. Strength Training: The Effect on Gait Variability in Stroke Survivors,” *Frontiers in Neurology*, p. 949, 2021.
- [172] Patoz A., Lussiana T., Gindre C. and Mourot L., “Predicting temporal gait kinematics: anthropometric characteristics and global running pattern matter,” *Frontiers in Physiology*, p. 1722, 2021.
- [173] Patterson K., Gage W., Brooks D., Black S. and McIlroy W., “Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization,” *Gait & posture*, vol. 31, no. 2, pp. 241-246, 2010.
- [174] Pearson K., “Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates,” *Annual review of neuroscience*, vol. 16, no. 1, pp. 265–297, 1993.
- [175] Pearson K., “LIII. On lines and planes of closest fit to systems of points in space,” *The London, Edinburgh, and Dublin philosophical magazine and journal of science*, vol. 2, no. 11, pp. 559-572, 1901.
- [176] Pérez-Ibarra J., Williams H., Siqueira A. and Krebs H., “Real-time identification of impaired gait phases using a single foot-mounted inertial sensor: Review and feasibility study,” In *2018*

7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob), pp. 1157-1162, 2018.

- [177] Perry J. and Burnfield J.M., “Gait analysis: normal and pathological function,” Slack. *Inc.*, Thorofare, NJ, 1992.
- [178] Perry J., Garrett M., Gronley J. and Mulroy S., “Classification of walking handicap in the stroke population,” *Stroke*, vol. 26, no. 6, pp. 982-989, 1995.
- [179] Petraglia F., Scarcella L., Pedrazzi G., Brancato L., Puers R. and Costantino C., “Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis,” *European journal of physical and rehabilitation medicine*, vol. 55, no. 2, pp. 265–280, 2019.
- [180] Petrović M., Heuristička procena uglova u zglobovima tokom hoda na osnovu podataka dobijenih sa inercijalnih senzora (Master Thesis, Faculty of Electrical Engineering University of Belgrade), Belgrade, Serbia, 2014.
- [181] Pieruccini-Faria F., Montero-Odasso M. and Hausdorff J., “Gait variability and fall risk in older adults: the role of cognitive function,” *Falls and cognition in older persons*, Springer, Cham, pp. 107-138, 2020.
- [182] Popović D. and Popović Maneski L., “The instrumented shoe insole for rule-based control of gait in persons with hemiplegia,” *EasyChair Preprint*, p. 1345, 2019.
- [183] Popović D. and Popović M., “Tuning of a nonanalytical hierarchical control system for reaching with FES,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 45, no. 2, pp. 203-122, 1998.
- [184] Popović M. and Popović D., “A new approach to reaching control for tetraplegic subjects,” *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 4, no. 4, pp. 242-253, 1994.
- [185] Popović M. and Popović D., “Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprostheses,” *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, vol. 20, no. 1, pp. 74–81, 2001.
- [186] Queen R., Dickerson L., Ranganathan S. and Schmitt D., “A novel method for measuring asymmetry in kinematic and kinetic variables: The normalized symmetry index,” *Journal of biomechanics*, vol. 99, p. 109531, 2020.
- [187] Rankin J., “Cerebral vascular accidents in patients over the age of 60: II. Prognosis,” *Scottish medical journal*, vol. 2, no. 5, pp. 200-215, 1957.
- [188] Rindler W., “Essential relativity: special, general, and cosmological,” *Springer Science & Business Media*, 1977.
- [189] Rinehart N., Tonge B.J., Iansek R., McGinley J., Brereton A.V., Enticott P.G. and Bradshaw J.L., “Gait function in newly diagnosed children with autism: cerebellar and basal ganglia related motor disorder,” *Developmental medicine and child neurology*, vol. 48, no. 10, pp. 819-824, 2006.
- [190] Robinson R., Herzog W. and Nigg B., “Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry,” *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, vol. 10, no. 4, pp. 172-176, 1987.
- [191] Romijnders R., Warmerdam E., Hansen C., Welzel J., Schmidt G. and Maetzler W., Validation of IMU-based gait event detection during curved walking and turning in older adults and Parkinson’s Disease patients,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 18, no. 1, pp. 1-10, 2021.
- [192] Rosa M., Marques A., Demain S. and Metcalf C., “Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: a systematic review,” *Journal of electromyography and kinesiology*,

vol. 24, no. 1, pp. 1–10, 2014.

- [193] Rosenbaum D., Meulenbroek R., Vaughan J. and Jansen C., “Posture-based motion planning: applications to grasping,” *Psychological review*, vol. 108, no. 4, p. 709, 2001.
- [194] Rosenblatt M., “Remarks on some nonparametric estimates of a density function,” *The annals of mathematical statistics*, 1956, 27, pp. 832–837.
- [195] Roth N., Küderle A., Ullrich M., Gladow T., Marxreiter F., Klucken J., Eskofier B.M. and Kluge F., “Hidden Markov Model based stride segmentation on unsupervised free-living gait data in Parkinson’s disease patients,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 18, no. 1, pp. 1-15, 2021.
- [196] Routhier F., Duclos C., Lacroix É., Lettre J., Turcotte E., Hamel N., Michaud F., Duclos C., Archambault S. and Bouyer J., “Clinicians’ perspectives on inertial measurement units in clinical practice,” *PLoS one*, vol. 15, no. 11, p.e0241922, 2020.
- [197] Rueterbories J., Spaich E. and Andersen O., “Gait event detection for use in FES rehabilitation by radial and tangential foot accelerations,” *Medical engineering & physics*, vol. 36, no. 4, pp. 502-508, 2014.
- [198] Sakuma K., Ohata K., Izumi K., Shiotsuka Y., Yasui T., Ibuki S. and Ichihashi N., “Relation between abnormal synergy and gait in patients after stroke,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, pp. 1-7, 2014.
- [199] Samson M., Crowe A., De Vreede P.L., Dessens J.A., Duursma S.A. and Verhaar H.J., “Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight,” *Aging clinical and experimental research*, vol. 13, no. 1, pp. 16-21, 2001.
- [200] Sánchez Manchola M., Bernal M., Munera M. and Cifuentes C., “Gait phase detection for lower-limb exoskeletons using foot motion data from a single inertial measurement unit in hemiparetic individuals,” *Sensors*, vol. 19, no. 13, p. 2988, 2019.
- [201] Sánchez N. and Finley J., “Individual differences in locomotor function predict the capacity to reduce asymmetry and modify the energetic cost of walking poststroke,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 32, no. 8, pp. 701-713, 2018.
- [202] Sandhitsu R., Wilson R.C., Lazarewicz M.T. and Finkel L.H., “Gait recognition by two-stage principal component analysis,” *Journal of multimedia*, vol. 1, no. 5, 2006.
- [203] Shanahan C., Boonstra F.M., Cofré Lizama L.E., Strik M., Moffat B.A., Khan F., Kilpatrick T.J., Van Der Walt A., Galea M.P. and Kolbe S.C., “Technologies for advanced gait and balance assessments in people with multiple sclerosis,” *Frontiers in neurology*, vol. 8, p. 708, 2018.
- [204] Shapiro S. and Wilk M., “An analysis of variance test for normality (complete samples),” *Biometrika*, vol. 52, no. 3-4, pp. 591-611, 1965.
- [205] Sharif F., Ghulam S., Malik A.N. and Saeed Q., “Effectiveness of functional electrical stimulation (FES) versus conventional electrical stimulation in gait rehabilitation of patients with stroke,” *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan*, vol. 27, no. 11, pp.703-706, 2017.
- [206] Sheppard W., "Interpolation," In Chisholm, Hugh (ed.). *Encyclopædia Britannica*. 14 (11th ed.). Cambridge University Press., Cambridge, England, pp. 706–710, 1911.
- [207] Shi L., Duan F., Yang Y. and Sun Z., “The effect of treadmill walking on gait and upper trunk through linear and nonlinear analysis methods,” *Sensors*, vol. 19, no. 9, p. 2204, 2019.
- [208] Shull P., Jirattigalachote W., Hunt M.A., Cutkosky M.R. and Delp S.L., “Quantified self and

human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention,” *Gait & posture*. vol. 40, no. 1, pp. 11-19, 2014.

- [209] Silverman B., “Density estimation for statistics and data analysis”, Chapman and Hall: London, UK, 1986.
- [210] Singh R., Iqbal K., White G. and Hutchinson T., “A systematic review on muscle synergies: from building blocks of motor behavior to a neurorehabilitation tool,” *Applied bionics and biomechanics*, vol. 2018, pp. 1–15, 2018.
- [211] Smith B., Coiro D., Finson R., Betz R. and McCarthy J., “Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy,” *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 22-29, 2002.
- [212] Sprager S. and Zazula D., “Impact of different walking surfaces on gait identification based on higher-order statistics of accelerometer data,” In *2011 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)*, pp. 360-365, 2011.
- [213] Steele K., Tresch M. and Perreault E., “The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses,” *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 7, p. 105, 2013.
- [214] Stöggl T. and Martiner A., “Validation of Moticon’s OpenGL sensor insoles during gait, jumps, balance, and cross-country skiing specific imitation movements,” *Journal of sports sciences*, vol. 35, no. 2, pp. 196-206, 2017.
- [215] Stokic D., Horn T., Ramshur J. and Chow J., “Agreement between temporospatial gait parameters of an electronic walkway and a motion capture system in healthy and chronic stroke populations,” *American journal of physical medicine & rehabilitation*, vol. 88, no. 6, pp. 437-444, 2009.
- [216] Syczewska M., Szczerbik E., Kalinowska M., Swiecicka A. and Graff G., “Are gait and balance problems in neurological patients interdependent? Enhanced analysis using gait indices, cyclograms, balance parameters and entropy,” *Entropy*, vol. 23, no. 3, p. 359, 2021.
- [217] Szczerbik E., Krawczyk M. and Syczewska M., “Ground reaction force analysed with correlation coefficient matrix in group of stroke patients,” *Acta of bioengineering and biomechanics*, vol. 16, no. 2, 2014.
- [218] Tagliabue M., Ciancio A.L., Brochier T., Eskiizmirli S. and Maier M.A., “Differences between kinematic synergies and muscle synergies during two-digit grasping,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 9, p. 165, 2015.
- [219] Takakusaki K., “Functional neuroanatomy for posture and gait control,” *Journal of movement disorders*, vol. 10, no. 1, p. 1, 2017.
- [220] Tan C., Kadone H., Watanabe H., Marushima A., Hada Y., Yamazaki M., Sankai Y., Matsumura A. and Suzuki K., “Differences in Muscle Synergy Symmetry Between Subacute Post-stroke Patients With Bioelectrically-Controlled Exoskeleton Gait Training and Conventional Gait Training,” *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, vol. 8, p. 770, 2020.
- [221] Tao W., Liu T., Zheng R. and Feng H., “Gait analysis using wearable sensors,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 2255-2283, 2012.
- [222] Terrier P. and Schutz Y., “Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS),” *European journal of applied physiology*, vol. 90, no. 5, pp. 554-561, 2003.
- [223] 3f-company (2022, September 4). “3f-company”. <https://www.3f-company.com/about/>

- [224] Toro B., Nester C. and Farren P., “A review of observational gait assessment in clinical practice,” *Physiotherapy theory and practice*, vol. 19, no. 3, pp. 137-149, 2003.
- [225] Tyromotion (2022, August 31). “*Robotic Gait Therapy | OMEGO® Plus | Tyromotion*” <https://tyromotion.com/en/products/omegoplus/>.
- [226] Tresch M. and Jarc A., “The case for and against muscle synergies,” *Current opinion in neurobiology*, vol 19, no. 6, pp. 601–607, 2009.
- [227] Uno Y., Kawato M. and Suzuki R., “Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement,” *Biological cybernetics*, vol. 61, no. 2, pp. 89-101, 1989.
- [228] Van Alsenoy K., Thomson A. and Burnett A., “Reliability and validity of the Zebris FDM-THQ instrumented treadmill during running trials,” *Sports biomechanics*, vol. 18, no. 5, pp. 501-514, 2018.
- [229] Van Criekinge T., Vermeulen J., Wagemans K., Schröder J., Embrechts E., Truijen S., Halleman A. and Saeys W., “Lower limb muscle synergies during walking after stroke: A systematic review,” *Disability and rehabilitation*, vol. 42, no. 20, pp. 2836–2845, 2020.
- [230] Verma R., Arya K., Sharma P. and Garg R., “Understanding gait control in post-stroke: implications for management,” *Journal of bodywork and movement therapies*, vol. 16, no. 1, pp. 14-21, 2012.
- [231] Vienne A., Barrois R., Buffat S., Ricard D. and Vidal P., “Inertial sensors to assess gait quality in patients with neurological disorders: a systematic review of technical and analytical challenges,” *Frontiers in psychology*, vol. 8, p. 817, 2017.
- [232] Viteckova S., Kutilek P., Svoboda Z., Krupicka R., Kauler J. and Szabo Z., “Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods,” *Biomedical signal processing and control*, vol. 42, pp. 89-100, 2018.
- [233] Vitorio R., Stuart S., Gobbi L.T., Rochester L., Alcock L. and Pantall A., “Reduced gait variability and enhanced brain activity in older adults with auditory cues: a functional near-infrared spectroscopy study,” *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 32, no. 11, pp. 976-987, 2018.
- [234] Wade D., “Measurement in neurological rehabilitation,” *Current opinion in neurology and neurosurgery*, vol. 5, no. 5, pp. 682-686, 1992.
- [235] Wajngarten M. and Silva G.S., “Hypertension and stroke: update on treatment,” *European Cardiology Review*, vol.14, no. 2, pp. 111-115, 2019.
- [236] Wall J., and Turnbull G., “Gait asymmetries in residual hemiplegia,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 67, no. 8, pp. 550-553, 1986.
- [237] Washabaugh E., Kalyanaraman T., Adamczyk P., Claflin E. and Krishnan C., “Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters,” *Gait & posture*, vol. 55, pp. 87-93, 2017.
- [238] Wikipedia (2022, September 28). “*Gyroscope - Wikipedia*”. <https://en.wikipedia.org/wiki/Gyroscope>.
- [239] Wikipedia (2022, March 16). “*Gait analysis - Wikipedia*”. https://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis.
- [240] Wikipedia (2022, September 9). “*Inertial measurement unit - Wikipedia*”. https://en.wikipedia.org/wiki/Inertial_measurement_unit.
- [241] Wilcoxon F., “Individual comparisons by ranking methods,” *Breakthroughs in statistics*, pp. 196-202, Springer, New York, NY, 1992.

- [242] Wilkins E., Wilson L., Wickramasinghe K., Bhatnagar P., Leal J., Luengo-Fernandez R., Burns R., Rayner M. and Townsend N., *European cardiovascular disease statistics 2017*.
- [243] Wing K., Lynskey J. and Bosch P., “Walking speed in stroke survivors: considerations for clinical practice,” *Topics in geriatric rehabilitation*, vol. 28, pp. 113–121, 2012.
- [244] Winter D., “Biomechanics and motor control of human movement,” John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, New Jersey, USA, 2009.
- [245] Winter D., “Chapter 9: Kinesiological Electromyography,” In *Biomechanics and motor control of human movement*, 3rd ed.; Winter, D.A., Ed.; John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, New Jersey, USA, 2005.
- [246] Wong A., Pei Y.C., Hong W.H., Chung C.Y., Lau Y.C. and Chen C.P., “Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, no. 10, pp. 1625-1630, 2004.
- [247] Woolley S., “Characteristics of gait in hemiplegia,” *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 7, no. 4, pp. 1-18, 2001.
- [248] Xing H., Hou B., Lin Z. and Guo M., “Modeling and compensation of random drift of MEMS gyroscopes based on least squares support vector machine optimized by chaotic particle swarm optimization,” *Sensors*, vol. 17, no. 10, p. 2335, 2017.
- [249] Yamasaki M., Sasaki T. and Torii M., “Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking,” *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 62, no. 2, pp. 99-103, 1991.
- [250] Yamasaki M., Sasaki T., Tsuzuki S. and Torii M., “Stereotyped pattern of lower limb movement during level and grade walking on treadmill,” *The Annals of physiological anthropology*, vol. 3, no. 4, pp. 291–296, 1984.
- [251] Yang Y., Pu F., Li Y., Li S., Fa, Y. and Li D., “Reliability and validity of Kinect RGB-D sensor for assessing standing balance,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 14, no. 5, pp. 1633-1638, 2014.
- [252] Ye J., Wu H., Wu L., Long J., Zhang Y., Chen G., Wang C., Luo X., Hou Q. and Xu Y., “An adaptive method for gait event detection of gait rehabilitation robots,” *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 14, p. 38, 2020.
- [253] Yeo S., “Changes of gait variability by the attention demanding task in elderly adults,” *The journal of Korean physical therapy*, vol. 29, no. 6, pp. 303-306, 2017.
- [254] Zhang X., Jenkins G.J., Hakim C.H., Duan D. and Yao G., “Four-limb wireless IMU sensor system for automatic gait detection in canines,” *Scientific Reports*, vol. 12, no 1, pp. 1-11, 2022.
- [255] Zhao H., Qiu S., Wang Z., Yang N., Li J. and Wang J., “Applications of MEMS Gyroscope for Human Gait Analysis,” In *Gyroscopes-principles and applications*, IntechOpen, 2019.
- [256] Zhou L., Fischer E., Tunca C., Brahms C.M., Ersoy C., Granacher U. and Arnrich B., “How we found our IMU: guidelines to IMU selection and a comparison of seven IMUs for pervasive healthcare applications,” *Sensors*, vol. 20, no. 15, p. 4090, 2020.
- [257] Zijlstra W. and Hof A., “Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking,” *Gait & posture*, vol. 18, no. 2, pp. 1-10, 2003.
- [258] Zukowski L., Feld J., Giuliani C. and Plummer P., “Relationships between gait variability and ambulatory activity post stroke,” *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 26, no. 4, pp. 255-260, 2019.

Biografija



Marija Gavrilović (rođena Petrović) je rođena u Beogradu 1990. godine. Dobitnik je Vukove diplome u osnovnoj školi i gimnaziji. Diplomirala je na Beogradskom Elektrotehničkom fakultetu 2013. godine na odseku Biomedicinski i ekološki inženjering, pod rukovodstvom prof. dr Dejana Popovića (prosek 9.09/10). Marija je proglašena najboljim studentom u generaciji na smeru. Master studije je završila 2014. godine, takođe pod rukovodstvom prof. dr Dejana Popovića (prosek 9.83/10). Doktorske studije je upisala u novembru 2014. godine na smeru Upravljanje sistemima i obrada signala. Sve ispite je sa odličnim uspehom položila u julu 2016. godine (prosek 9.9/10).

Bila je na stručnoj praksi u Japanu od avgusta 2014. do februara 2015. godine, u laboratoriji Tohoku Univerziteta.

Marija je objavila 2 rada u međunarodnim časopisima vidljivim na SCI listi i na oba rada je prvi od dva autora. Objavila je 8 radova na međunarodnim konferencijama. Na 6 konferencijskih radova je prvi autor, a na jednom dobitnik nagrade za najbolji rad mladog autora.

Radila je kao inženjer u Kliničkom centru Srbije, u Nacionalnom centru “Gama nož”, na Neurohirurgiji, od 2015. do 2019. godine. U julu 2018., završava praksu u firmi Telesign na poziciji *data scientist*. U avgustu 2019. godine, Marija se zaposlila u Etihad Airways, na poziciji *data scientist*. U julu 2020. godine dobila je nagradu Etihada *Star of the month*, a u maju 2021. je dobila nagradu NGWL od strane McKinsey&Co. Od juna 2022. godine radi na poziciji *data science manager* u Etihadu.

Od 2009. do 2016. godine Marija je bila član reprezentacije Srbije u kjokušin karateu i bila učesnik dva Evropska prvenstva i više međunarodnih turnira. Svoje slobodno vreme u istom periodu je posvetila volontiranju sa decom sa posebnim potrebama u okviru MNRO Zvezdara i decom obolelom od raka u okviru organizacije NURDOR.

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора МАРИЈА ГАВРИЛОВИЋ

Број индекса 5014/2014

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

ОБЈЕКТИВИЗАЦИЈА ЉУДСКОГ ХОДА ПРИМЕНЈУ МЕТОДЕ ГЛАВНИХ
КОМПОНЕНТИ ДОБЧЕНИХ СА СИГНАЛА ДИНАМИКЕ СТОПАЛА

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 9.8.2022.

Марија Гавриловић

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора МАРИЈА ПАВРИЛОВИЋ

Број индекса 5014/2014

Студијски програм УПРАВЉАЊЕ СИСТЕМА И ОБРАДА СИГНАЛА

Наслов рада ОБЈЕКТИВИЗАЦИЈА ЉУДСКОГ ХОДА ПРИМЕНОМ МЕТОДЕ ГЛАВНИХ КОМПОНЕНТИ ДОБИЈЕНИХ СА СИГНАЛА ДИНАМИКЕ СТОПАЛА

Ментор ДР Милица Јанковић, ванредни професор

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, 9.8.2022.

М. Павриловић

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

ОБЈЕКТИВИЗАЦИЈА ЉУДСКОГ ХОДА ПРИМЕНАМ МЕТОДЕ ГЛАВНИХ КОМПОНЕНТИ ДОБИЈЕНИХ СА СИГНАЛА ДИНАМИКЕ СТОПАЛА

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, 9.8.2022.

