

UNIVERZITET U BEOGRADU

FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA



Iva M. Radić

**PRIMENA METODA MODIFIKOVANE FLUKTUACIONE
ANALIZE I VEJVLET TRANSFORMACIJA U ANALIZI
SIGNALA SA SENZORA SILE**

doktorska disertacija

Beograd, 2026

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION



Iva M. Radić

**THE APPLICATION OF DETRENDED FLUCTUATION
ANALYSIS AND WAVELET TRANSFORMATION
METHODS TO THE ANALYSIS OF FORCE-SENSOR
RECORDINGS**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2026

MENTOR:

1. Dr Olivera Knežević, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja

2. Dr Suzana Blesić, viši naučni saradnik, Univerzitet u Beogradu - Fizički fakultet

ČLANOVI KOMISIJE:

1. Dr Dragan Mirkov, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja

2. Dr Radivoj Mandić, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja

3. Dr Slađan Milanović, naučni savetnik, Univerzitet u Beogradu - Institut za medicinska istraživanja

Datum odbrane

Zahvaljujem se

Svojim mentorkama dr Oliveri Knežević i dr Suzani Blesić na ukazanom poverenju, velikom strpljenju i pomoći tokom svih faza izrade disertacije.

Članovima komisije prof. dr Draganu Mirkovu, prof. dr Radivoju Mandiću i dr Slađanu Milovanoviću na podršci, izdvojenom vremenu, stručnim savetima i konstruktivnim sugestijama, zahvaljujući kojima je značajno unapređen kvalitet i konačni oblik ove disertacije.

Kolegama na pomoći pri realizaciji eksperimenata i ispitanicima koji su, uprkos obavezama, izdvojili vreme i učestvovali u istraživanjima.

Svojoj porodici, suprugu Saši, sestri Dunji, tati Marinku i bratu Filipu koji su mi svojom ljubavlju, razumevanjem i bezrezervnom podrškom bili najveći oslonac tokom celokupnog školovanja.

Svojoj mami Jeleni, koja me i danas bodri sa neba. Verujem da je ponosna na mene, kao što je oduvek bila. Njena snaga, nežnost i vera u mene zauvek će ostati moj najdublji oslonac.

Primena metoda modifikovane fluktuacione analize i vejevlet transformacija u analizi signala sa senzora sile

Rezime:

Cilj ove disertacije je bio da doprinese boljem razumevanju adaptivnih promena u mišićnoj funkciji i posturalnoj kontroli povezanoj sa povredama lokomotornog aparata primenom naprednih metoda obrade signala. Radi proširenja dometa klasičnih metoda obrade i analize signala senzora sile, primenjene su vejevlet transformacija (eng. Wavelet Transform, WT) i modifikovana fluktuaciona analiza (eng. Detrended Fluctuation Analysis, DFA).

Sprovedena su tri istraživanja: (I) ispitana je efikasnost DFA i WT u otkrivanju razlika u posturalnoj kontroli između zdravih i ispitanika sa povredom noge, (II) ispitan je uticaj prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake primenom metoda za analizu vremenskih serija, uz procenu povezanosti jačine mišića šake i kvadricepsa, (III) ispitana je mogućnost primene metoda DFA i WT u praćenju promena u mišićnoj funkciji nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena (R-LCA), kroz analizu sile i EMG signala kvadricepsa.

Rezultati su ukazali na veću osetljivost DFA i WT u prepoznavanju razlika u ravnoteži pri mirnom stajanju između dominantne i nedominantne, odnosno povređene i nepovređene strane, kao i adaptivnih promena nakon povrede van neposredno zahvaćenog segmenta tela. Takođe, pokazano je da vejevlet analiza pruža dodatni uvid u obrasce neuromišićne aktivacije, što ukazuje da se oporavak nakon povrede prednjeg ukrštenog ligamenta kolena (lig. cruciatum anterius, LCA) odvija kroz faze regresije, adaptacije i kompenzacije.

Nalazi ukazuju da bi DFA i WT mogle biti osetljivije u otkrivanju suptilnih promena u posturalnoj kontroli i zaostalih deficita u mišićnoj funkciji kod ispitanika sa povredom donjih ekstremiteta, što bi moglo doprineti preciznijem praćenju funkcionalnih odstupanja, uz dodatnu validaciju u budućim istraživanjima.

Ključne reči: DFA, WT, WTS, mišićna funkcija, mišićna jačina, ravnoteža, EMG, povrede

Naučna oblast: Fizičko vaspitanje i sport

Uža naučna oblast: Biomehanika čoveka

UDK broj: 796.012.1:53.08(043.3)

The application of detrended fluctuation analysis and wavelet transformation methods to the analysis of force-sensor recordings

Abstract:

The aim of this dissertation was to contribute to a better understanding of adaptive changes in muscle function and postural control associated with locomotor system injuries through advanced signal processing methods. To extend the scope of conventional force sensor signal analysis, the Wavelet Transform (WT) and a modified Detrended Fluctuation Analysis (DFA) were employed.

Three studies were conducted. First, the effectiveness of DFA and WT was examined in detecting differences in postural control between healthy subjects and those with lower-limb injuries. Second, the impact of previous injury on knee and hand muscle function was investigated using time-series analysis methods, including an assessment of the relationship between handgrip strength and quadriceps muscle strength. Third, the applicability of DFA and WT in monitoring changes in muscle function following anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction was evaluated through the analysis of quadriceps force and EMG signals.

The results indicated potentially greater sensitivity of DFA and WT in identifying balance differences during quiet standing between the dominant and non-dominant side, as well as between the injured and uninjured side, and in detecting adaptive changes beyond the immediately affected body segment. Moreover, wavelet analysis provided additional insights into neuromuscular activation patterns, suggesting that recovery after ACL injury proceeds through phases of regression, adaptation and compensation.

The findings suggest that DFA and WT may be more sensitive in detecting subtle changes in postural control and residual deficits in muscle function in individuals with lower-limb injuries, enabling more precise monitoring of functional alterations, pending further validation.

Key words: detrended fluctuation analysis (DFA), wavelet transform (WT), wavelet spectral analysis (WTS), muscle function, muscle strength, balance, electromyography (EMG), injuries

Scientific field: Physical education and sport

Scientific subfield: Human biomechanics

UDC number: 796.012.1:53.08(043.3)

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. MIŠIĆNA FUNKCIJA.....	3
2.1. Mehanički faktori koji utiču na mišićnu funkciju.....	3
2.2. Morfološki faktori koji utiču na mišićnu funkciju.....	4
2.3. Neuralni faktori	4
2.4. Ostali faktori koji utiču na mišićnu funkciju	4
3. METODE ZA PROCENU MIŠIĆNE FUNKCIJE	5
3.1. Standardni izometrijski test jačine.....	5
3.2. Elektromiografija (EMG)	8
3.3. Ravnoteža	9
3.4. Karakteristike klasičnih i složenih metoda za obradu podataka senzora sile	10
3.4.1. Statističke metode obrade podataka senzora sile.....	11
3.4.2. Autokorelacione funkcije	11
3.4.3. Furijeova transformacija.....	11
3.4.4. Modifikovana fluktuaciona analiza (DFA).....	12
3.4.5. Lokalna i globalna vejevlet spektralna analiza (WTS).....	13
4. PROBLEM, PREDMET, CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA.....	16
4.1. Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija	16
4.2. Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake	16
4.3. Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena	17
5. EKSPERIMENT 1: Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija	18
5.1. Uvod	18
5.2. Metode.....	19
5.2.1. Uzorak ispitanika.....	19
5.2.2. Protokol i procedure eksperimenta	21
5.2.3. Analiza i obrada signala	21
5.3. Rezultati.....	23
5.4. Diskusija	30
5.5. Ograničenja istraživanja	31
5.6. Zaključci istraživanja.....	32
6. EKSPERIMENT 2: Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake	33
6.1. Uvod	33

6.2. Metode.....	34
6.2.1. Uzorak ispitanika.....	34
6.2.2. Uzorak varijabli.....	34
6.2.3. Merni instrumenti i protokoli merenja.....	35
6.2.4. Obrada podataka.....	37
6.3. Rezultati.....	37
6.4. Diskusija.....	41
6.5. Ograničenja istraživanja.....	44
6.6. Zaključci istraživanja.....	44
7. EKSPERIMENT 3: Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta	45
7.1. Uvod.....	45
7.2. Metode.....	46
7.2.1. Uzorak ispitanika.....	46
7.2.2. Uzorak varijabli.....	46
7.2.3. Merni instrumenti i protokoli merenja.....	47
7.2.4. Prikupljanje i obrada podataka	48
7.3. Rezultati.....	50
7.3.1. Klasičan pristup	50
7.3.2. Vejevlet spektralna analiza.....	55
7.4. Diskusija.....	57
7.5. Ograničenja istraživanja.....	60
7.6. Zaključci istraživanja.....	61
8. ZAKLJUČAK I ZNAČAJ ISTRAŽIVANJA	62
8.1. Pravci u budućim istraživanjima	62
LITERATURA	63

1. UVOD

Složeni mehanizmi senzorno-motornog sistema čine osnovu svih radnji koje obavljamo u svakodnevnom aktivnostima, pri čemu je pokret njihov osnovni element. Ljudsko telo se sastoji od više funkcionalnih celina, među kojima ekstremiteti (gornji i donji udovi) imaju posebno značajnu ulogu u izvođenju pokreta i očuvanju ukupne funkcionalne sposobnosti (Enoka, 2015).

Gornji ekstremiteti omogućavaju finu motoriku, hvatanje, nošenje i manipulaciju predmetima, što je od suštinskog značaja za obavljanje preciznih zadataka i interakciju sa okruženjem (Bohannon, 2019). Šaka je jedan od najsloženijih delova ljudskog tela, sa visoko razvijenom motoričkom i senzitivnom funkcijom, što je čini ključnom u svakodnevnom i sportskim aktivnostima koje zahtevaju precizne pokrete i snažan hvat.

Donji ekstremiteti imaju glavnu ulogu u kretanju, održavanju ravnoteže, stajanju i translaciji tela u prostoru. Oni ne samo da obezbeđuju osnovne oblike kretanja, već imaju presudnu ulogu u generisanju sile i apsorpciji opterećenja tokom hodanja, trčanja, skakanja i drugih dinamičkih aktivnosti (Altai et al., 2024; Enoka, 2015). Zajedno, ekstremiteti omogućavaju složene pokrete i prilagođavanje različitim mehaničkim zahtevima, čime doprinose mobilnosti, samostalnosti i kvalitetu života. Njihova funkcionalnost posmatra se u kontekstu savremenog načina života, u kojem sport i rekreacija imaju značajnu ulogu u očuvanju zdravlja i fizičkog kapaciteta. Međutim, iako bavljenje sportom donosi brojne koristi, ono je istovremeno povezano s povećanim rizikom od povreda, naročito kod profesionalnih sportista. Sport se svrstava među vodeće uzroke povreda kod mladih i značajno doprinosi učestalosti povreda u odrasloj populaciji (Emery & Pasanen, 2019).

Povrede u sportu mogu biti mišićne ili skeletne. Osim toga što utiču na meka tkiva, kosti, ligamente i nerve, one uzrokuju smanjenje sportskih performansi, što dovodi do mišićne neravnoteže i asimetrije (Gimigliano et al., 2021; Palmieri-Smith et al., 2015). Iako obim i intenzitet smanjenja mišićnog i motoričkog kapaciteta zavise od vrste i težine povrede, većina povreda utiče na neuromišićne sposobnosti sportista, a posledično i na njihovo svakodnevno funkcionisanje uključujući posturalnu stabilnost.

Stabilnost i pravilno držanje tela pri aktivnostima u kojima mišići deluju protiv sile gravitacije imaju značajnu ulogu u preciznom izvođenju pokreta i motoričkih radnji (Błaszczyk, 2016). Održavanje ravnoteže u stojećem položaju ili pri osloncu na stopala zavisi od pokreta u predelu skočnog zgloba, kolena i kuka, a reguliše se aktivnošću pripadajućih mišića. Povreda ili smanjenje kapaciteta bilo kog od tih mišića može narušiti sposobnost efikasne kontrole ravnoteže (Tecco et al., 2006; Wang et al., 2025a). Poremećaji posturalne kontrole često su povezani sa povredama donjih ekstremiteta i predstavljaju važan faktor u proceni funkcionalnih posledica povrede i oporavka sportista (Gribble et al., 2012). Među najčešće istraživanim povredama u sportu nalaze se povrede skočnog zgloba i kolena (Gimigliano et al., 2021), koje mogu biti praćene promenama funkcionalnih karakteristika donjih ekstremiteta (Wang et al., 2025b). Ove strukture su izložene velikim opterećenjima tokom naglih promena pravca, doskoka, kontakta sa protivnikom ili ponovljenih mehaničkih stresova. Takve povrede ne utiču samo na sportsku karijeru, već se odražavaju i na svakodnevno funkcionisanje; ukoliko se ne leče i adekvatno ne rehabilituju mogu imati dugoročne posledice.

Jedan od mišića donjih ekstremiteta koji je najčešće pogođen povredama je kvadriceps (*m. quadriceps femoris*). Ovaj mišić ima značajnu ulogu u aktivnoj stabilnosti kolena, a njegova slabost predstavlja čest i dugotrajan problem nakon povreda i hirurških intervencija (Bodkin et al., 2025). S obzirom na to da dobra neuromišićna funkcija kvadricepsa direktno utiče na mehaničku stabilnost i funkcionalni kapacitet kolena, razumevanje specifičnih biomehaničkih svojstava ovog mišića presudno je za adekvatnu rehabilitaciju i prevenciju ponovnih povreda.

Proces rehabilitacije i povratka svakodnevnim aktivnostima zahteva precizno praćenje funkcionalnog oporavka, uz istovremeno prepoznavanje suptilnih promena u obrascima neuromišićne kontrole i prilagođavanja organizma različitim opterećenjima (Hollman et al., 2022). Takve promene se mogu odraziti na ravnotežu, koordinaciju, raspodelu sile, simetriju pokreta, kao i na varijabilnost i stabilnost u izvođenju motoričkih zadataka. Za njihovu objektivnu procenu koriste se različiti instrumenti i merne procedure. Među instrumentima se izdvaja platforma sile, a među metodama elektromiografija (EMG), neinvazivna metoda koja omogućava registrovanje električne aktivnosti mišića i doprinosi boljem razumevanju neuromišićne koordinacije (Farina et al., 2025). Pored toga, izometrijski testovi jačine često se primenjuju za procenu sposobnosti generisanja sile i praćenje funkcionalnog oporavka tokom rehabilitacije (Mirkov et al., 2017).

Podaci, tj. signali dobijeni biomehaničkim merenjima, izvor su složenih informacija o motoričkoj funkciji, odnosno o dinamičkoj povezanosti nervnog sistema, mišićne aktivnosti i mehaničkih osobina pokreta. Takvi signali su često vremenski promenljivi i složeni, što otežava njihovu analizu standardnim metodama. U ranijim istraživanjima za analizu ovakvih signala najčešće je korišćena Furijeova transformacija i osnovne statističke metode (na primer, deskriptivna statistika (srednja vrednost, standardna devijacija), korelaciona analiza i analiza varijanse – ANOVA), koje su doprinele razumevanju opšte strukture signala. Međutim, zbog pretpostavke da su analizirani signali stacionarni (nepromenljivi tokom vremena), ove metode imaju ograničenja u opisivanju vremenski promenljivih karakteristika signala (Beck et al., 2005). Zbog toga savremena istraživanja sve više ističu potrebu za preciznijim pristupom analizi mišićne funkcije, koji obuhvata i procenu složenosti promena tokom izvođenja pokreta. Sve češće se u tu svrhu primenjuju napredne analize obrade signala, kao što su modifikovana fluktuaciona analiza (eng. Detrended Fluctuation Analysis, DFA) i vejljet transformacija (eng. Wavelet Transform, WT) (Clark et al., 2014; Hari et al., 2020; Zandiyeh et al., 2022).

Dosadašnja istraživanja pokazuju da klasični pokazatelji biomehaničkih i elektromiografskih merenja pružaju važne, ali nedovoljno sveobuhvatne informacije o funkcionalnom statusu neuromišićnog sistema. Posebno se njihova ograničenja ispoljavaju u situacijama kada je potrebno opisati vremensku organizaciju signala, njihovu nestacionarnost, višeskalnu strukturu i diskretne adaptivne promene koje nastaju nakon povrede ili tokom oporavka. Zbog toga se nameće potreba za primenom analitičkih postupaka koji, pored kvantiteta generisane sile ili frekvencijskih karakteristika EMG signala, omogućavaju i uvid u obrasce njihove vremenske dinamike.

Polazeći od toga, ova disertacija ispituje mogućnost primene modifikovane fluktuacione analize (DFA) i vejljet spektralne analize (WTS) u tri istraživačka konteksta: u proceni posturalne kontrole, u proceni funkcije mišića kolena i šake kod ispitanika sa istorijom povrede i u longitudinalnom praćenju neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena. Na taj način rad povezuje teorijska pitanja analize vremenskih serija sa praktičnim problemima procene funkcionalnog statusa, oporavka i prepoznavanja rezidualnih deficita.

2. MIŠIĆNA FUNKCIJA

Iz biomehaničke perspektive, ljudski pokret nastaje kao rezultat delovanja različitih sila, među kojima je od ključnog značaja mišićna sila, budući da njome upravlja centralni i/ili periferni nervni sistem. Raznovrsni oblici kretanja, prisutni u svakodnevnim, pa i sportskim aktivnostima, karakterišu se specifičnim kinematičkim i kinetičkim obrascima, odnosno različitim načinima aktivacije mišića, u skladu sa zahtevima pokreta. Svaki pokret, a naročito onaj koji uključuje savladavanje spoljašnjeg opterećenja, zavisi od sposobnosti ispoljavanja mišićne jačine. Ta sposobnost ima važnu ulogu kako u svakodnevnim aktivnostima poput hodanja, podizanja tereta i održavanja ravnoteže, tako i u sportskim performansama koje zahtevaju eksplozivnost, stabilnost i preciznu kontrolu pokreta. Analiza i praćenje ovih sposobnosti često predstavljaju sastavni deo trenažnih programa i evaluacionih procedura (Knezevic & Mirkov, 2011), jer praćenje promena u jačini i snazi mišića doprinosi jasnijem razumevanju efekata vežbanja i mehanizama nastanka povreda. Neuromišićna funkcija se najčešće analizira preko pokazatelja mišićne jačine, prvenstveno maksimalne sile i brzine razvoja sile. Jačina se može definisati kao maksimalna sila koju mišić razvija tokom maksimalne voljne kontrakcije delujući protiv zadatog spoljašnjeg opterećenja, u zavisnosti od položaja tela, tipa i brzine pokreta (Knezevic & Mirkov, 2011). Posebno značajan aspekt jačine jeste njena eksplozivna komponenta, koja se odnosi na brzinu njenog razvoja, i najčešće se opisuje pojmom „brzina razvoja sile“ (eng. Rate of Force Development, RFD). RFD se može definisati kao maksimalna vrednost prvog izvoda sile u vremenu, ili kao nagib krive u određenom vremenskom intervalu od početka kontrakcije (Maffiuletti et al., 2016).

Mišićna funkcija ima neprocenjivu vrednost kada su u pitanju zdravlje, sport i rehabilitacija. Njena primarna uloga ogleda se u prevenciji povreda, rehabilitaciji i očuvanju funkcionalne nezavisnosti, čime se obezbeđuje stabilnost zglobova, kontrola pokreta i adaptacija na fizičke zahteve i uticaj okoline. Ovo je posebno važno kod sportista, starijih osoba i kliničke populacije, kod kojih očuvanje mišićne funkcije direktno doprinosi kvalitetu života i dugoročnom zdravlju (Penichet-Tomas, 2024).

Sposobnost ispoljavanja mišićne jačine zavisi od mehaničkih, morfoloških i neuralnih karakteristika mišića. Kao zaseban faktor koji utiče na ispoljavanje maksimalne jačine mišića navode se i uslovi u kojima mišić deluje.

2.1. Mehanički faktori koji utiču na mišićnu funkciju

Odnos sile i brzine skraćenja mišića

Jedan od osnovnih odnosa u biomehanici mišićnog sistema jeste onaj između sile koju mišić razvija i brzine njegovog skraćenja, poznat kao relacija sila-brzina. Prema Enoki (2015), što je veća sila (opterećenje) koju mišić mora da savlada, to je brzina njegovog skraćenja manja, i obrnuto. Ova relacija predstavlja osnovu za razumevanje mehanizama mišićne kontrakcije, a njen značaj se ogleda u mogućnosti primene u različitim sportovima i fizičkim aktivnostima.

Odnos sile i dužine mišića

Druga važna biomehanička zakonitost odnosi se na povezanost sile koju mišić može da generiše i njegove dužine, i poznata je kao relacija sila-dužina (F-L relacija, iz engleskih naziva force (F) i length (L)). Većina pokreta u ljudskom telu nastaje promenom dužine mišića, koja dovodi do promene zglobnih uglova. Tokom izvođenja pokreta, mišići sa jedne strane zgloba (agonisti) se kontrahuju i pokreću deo tela, dok se mišići sa suprotne strane (antagonisti) istovremeno izdužuju, delujući u suprotnom pravcu. Ova koordinisana mišićna dinamika omogućava prelazak iz jednog ravnotežnog položaja u drugi. Cormie i saradnici (2011) navode da promene u dužini mišića imaju direktan uticaj na sposobnost generisanja sile.

2.2. Morfološki faktori koji utiču na mišićnu funkciju

Sposobnost mišića da generiše silu zavisi od njegovih morfoloških karakteristika, pre svega od veličine mišića, odnosno *površine njegovog fiziološkog preseka*. Veći fiziološki presek omogućava veći potencijal za generisanje sile, jer uključuje veći broj paralelno raspoređenih mišićnih vlakana (Cormie et al., 2011; Enoka, 2015). Drugi važan morfološki faktor je *arhitektura mišića*, pri čemu ugao pripajanja mišićnih vlakana na tetivu utiče na efikasnost prenosa sile ka tetivi i određuje kapacitet generisanja napetosti u odnosu na dužinu mišića i njegovu funkcionalnu ulogu (Suchomel et al., 2018). Pored veličine i arhitekture, mišićnu funkciju određuje i *tip mišićnih vlakana*. Brza mišićna vlakna (tip II) karakteriše veća brzina kontrakcije i veći energetske potencijal, ali manja izdržljivost. Nasuprot tome, spora vlakna (tip I) imaju manju brzinu kontrakcije, ali su metabolički ekonomičnija i otpornija na zamor (Cormie et al., 2011; Enoka, 2015; Suchomel et al., 2018). Uz to, *dužina mišićnih vlakana* direktno određuje opseg pokreta i brzinu kontrakcije, pri čemu duža vlakna omogućavaju veću brzinu skraćivanja (Cormie et al., 2011). Pored toga, *osobine tetiva*, uključujući elastičnost, rigidnost i sposobnost skladištenja energije, značajno utiču na efikasnost prenosa sile i energetske ekonomiju pokreta (Suchomel et al., 2018).

2.3. Neuralni faktori

Efikasnost generisanja mišićne sile ne zavisi isključivo od morfoloških karakteristika mišića, već i od kvaliteta nervne aktivacije (Suchomel et al., 2018). Maffiuletti (2010) navodi da neuralna kontrola mišića uključuje nekoliko osnovnih elemenata. Ti elementi obuhvataju *regrutaciju motornih jedinica* koja se odvija po principu veličine; prvo se aktiviraju manje motorne jedinice (mišićna vlakna tipa I), a zatim veće (tip II), u skladu sa zahtevima sile. Drugi važan mehanizam predstavlja *frekvencija pražnjenja* akcionih potencijala koja određuje stepen razvijene sile, pri čemu viša frekvencija omogućava snažniju kontrakciju. Treći element odnosi se na *sinhronizaciju aktivacije motornih jedinica*; istovremeno uključivanje većeg broja motornih jedinica povećava ukupnu silu i poboljšava koordinaciju pokreta. Konačno, *šema aktivacije* zavisi od tipa kontrakcije; eksplozivne kontrakcije zahtevaju brzu regrutaciju i visoku frekvenciju pražnjenja, dok spore kontrakcije koriste stabilniji i energetske ekonomičniji obrazac aktivacije. Neuromišićna efikasnost određuje se zajedničkim delovanjem ovih faktora, odnosno sposobnošću tela da odgovori na različite biomehaničke zahteve (Maffiuletti, 2010).

2.4. Ostali faktori koji utiču na mišićnu funkciju

Pored neuralnih faktora, na mišićnu funkciju i pouzdanost biomehaničkih merenja značajno utiču i drugi faktori poput stepena zamora mišića, hormonskog statusa, temperature mišića i dr. U kontekstu procene mišićne funkcije, važno je uključivanje informacija o iskustvu ispitanika i poznavanju eksperimentalnih procedura. Svi ovi faktori mogu značajno uticati na pouzdanost merenja i tumačenje rezultata (Cormie et al., 2011; Enoka, 2015; Suchomel et al., 2018).

3. METODE ZA PROCENU MIŠIĆNE FUNKCIJE

Procena mišićne funkcije predstavlja važan deo savremenih pristupa sportu, kliničkoj praksi i istraživačkom radu, obuhvatajući različite biomehaničke i neurofiziološke procedure. Njena primena u sportu, između ostalog, omogućava praćenje efekata fizičkog vežbanja i trenažnih programa (Dopsaj et al., 2009; Lee et al., 2022). U medicinskoj praksi, koristi se za procenu funkcionalnog stanja mišića (Meessen et al., 2020), za utvrđivanje referentnih vrednosti kod zdrave populacije (Sayadizadeh et al., 2025), za procenu uspešnosti terapijskih i hirurških intervencija (Di Giminiani et al., 2023; Lepley et al., 2015a, 2015b), kao i za procenu rizika od povreda i zdravstvenih komplikacija (Velarde-Sotres et al., 2025).

Procena mišićne funkcije sprovodi se direktnim i indirektnim metodama. Direktne metode uključuju primenu različitih tipova dinamometrije, pri čemu se u definisanom režimu kontrakcije (izometrijskom, izokinetičkom ili izoinercijalnom) meri sposobnost mišića da deluje silom protiv spoljašnjeg opterećenja. U indirektnim metodama se, pored ostalih, ubraja i površinska elektromiografija (EMG), koja se koristi za kvantitativnu analizu mišićne aktivacije, naročito u sklopu izometrijskih testiranja (Di Giminiani et al., 2023).

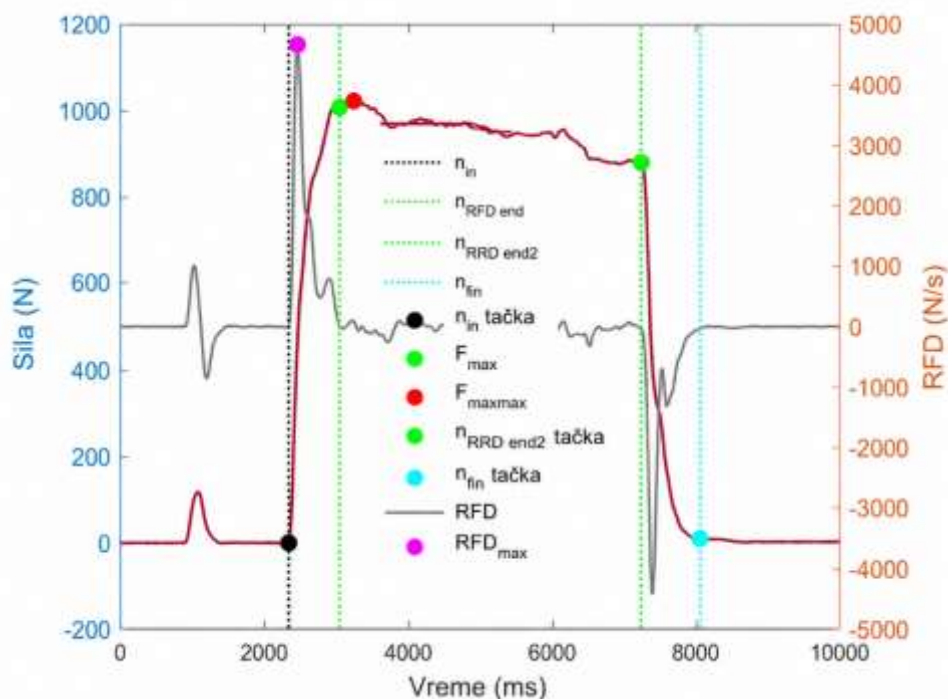
U procesu rehabilitacije nakon povrede ili rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta koriste se brojni testovi za procenu funkcije zgloba kolena, njegove stabilnosti i oporavka neuromišićne funkcije. Uz subjektivne testove i manuelne procene stabilnosti kolena i čvrstine grafta (transplantata tkiva kojim se rekonstruiše ligament), koriste se i objektivna merenja neuromišićne funkcije (Angelozzi et al., 2012; Knežević, 2013). Potreba za ovim merenjima proizlazi iz uloge mišićnih sila u održavanju aktivne stabilnosti zgloba kolena i u zaštiti rekonstruisanog ligamenta (Baumgart et al., 2018). Nakon povrede ili rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta, procena jačine mišića koristi se za utvrđivanje porekla i stepena mišićne slabosti, kako bi se identifikovali razlozi smanjene funkcionalnosti koji se mogu ublažiti programima treninga jačine (Buckthorpe et al., 2019; Vélez-Gutiérrez et al., 2025). Istovremeno, testovi imaju važnu ulogu u određivanju funkcionalnog kapaciteta povređene noge tokom ranih faza rehabilitacije, kada izvođenje složenijih zadataka još nije moguće (Buckthorpe et al., 2019). Procena jačine mišića se zasniva na merenju sile koju mišić razvija pri delovanju protiv spoljašnjeg opterećenja u kontrolisanim uslovima (Knezevic & Mirkov, 2011; Knežević, 2013). U praksi se za ova merenja najčešće koriste izometrijski testovi.

3.1. Standardni izometrijski test jačine

Izometrijski test jačine mišića jedan je od najčešće korišćenih i najpouzdanijih testova (Maffiuletti et al., 2016; Mirkov et al., 2004). Tokom standardnog izometrijskog testa ispitanik deluje silom protiv nepokretnog oslonca povezanog sa mernom sondom (zvanom senzor ili pretvarač sile) koja registruje ispoljenu silu u određenom vremenskom intervalu. Pored maksimalne sile (F_{max}), ostvarene tokom maksimalne voljne kontrakcije (eng. Maximum Voluntary Contraction, MVC) protiv spoljašnjeg opterećenja pri definisanom uglu zgloba, moguće je analizirati i brzinu razvoja sile (RFD), definisanu kao maksimalna vrednost prvog izvoda sile u odnosu na vreme (Mirkov & Nedeljković, 2002). Pouzdanost testa u velikoj meri zavisi od standardizacije uslova testiranja, položaja tela, ugla zgloba, stabilizacije trupa, kao i preciznih instrukcija ispitaniku. Zbog toga je neophodno primeniti jasno definisane protokole kako bi se obezbedila validnost i ponovljivost merenja (Šarabon et al., 2021).

Među parametrima koji se dobijaju standardnim izometrijskim testom, RFD se zbog visoke osetljivosti merenja sve češće koristi za procenu eksplozivne jačine kod sportista, starijih osoba i kliničke populacije jer pokazuje jaču povezanost sa sportskim i funkcionalnim performansama u poređenju sa maksimalnom voljnom kontrakcijom (MVC). Takođe, RFD se pokazao kao pouzdan pokazatelj akutnih i hroničnih promena u neuromišićnoj funkciji, jer prikazuje delovanje različitih fizioloških mehanizama, a naročito efikasnost nervnog sistema u brzom regrutovanju motornih

jedinica (Maffiuletti et al., 2016). Dinamika sile i brzine razvoja sile kod izometrijske kontrakcije prikazana je grafički na **Slici 1**.



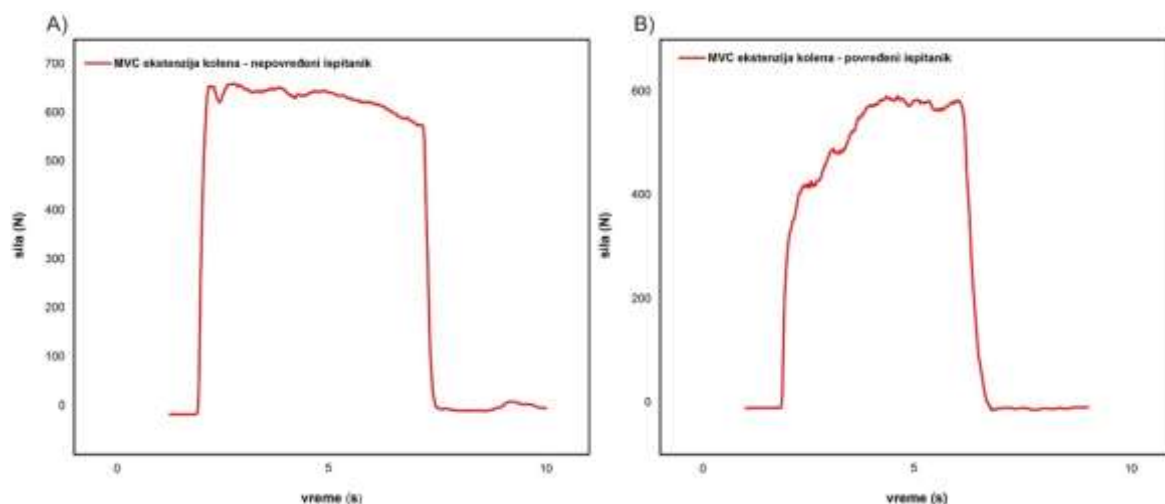
Slika 1. Dinamika sile i brzine razvoja sile. Isprekidane linije označavaju ključne trenutke na vremenskoj osi: crna isprekidana linija označava početak kontrakcije (n_{in}), prva zelena isprekidana linija kraj faze brzog razvoja sile i početak platoa (n_{RFD_end}), druga zelena isprekidana linija kraj platoa i početak relaksacije (n_{RRD_end2}), dok tirkizna isprekidana linija označava kraj kontrakcije (n_{fin}). Tačke označavaju specifične vrednosti na krivama: crne tačke označavaju početak kontrakcije, crvene tačke maksimalnu silu, zelene tačke kraj faze ubrzanja, tirkizna tačka završetak kontrakcije, dok ciklama tačka označava maksimalnu brzinu razvoja sile.

Tokom izometrijske kontrakcije, RFD se može podeliti na ranu fazu (<100 ms), u kojoj u razvoju sile dominiraju neuralni mehanizmi, kao što su frekvencija pražnjenja motornog neurona, regrutacija i sinhronizacija motornih jedinica, i kasnu fazu (>100 ms), u kojoj veći uticaj imaju morfološki faktori (maksimalna mišićna sila i poprečni presek mišića) (Maffiuletti et al., 2016; Mirkov et al., 2017). Maksimalna sila prvenstveno zavisi od fiziološkog poprečnog preseka mišića, dok RFD pre svega zavisi od neuralnih faktora kao što su frekvencija pražnjenja aktiviranih vlakana i obrazac regrutacije, ali i od morfoloških karakteristika mišića, među kojima su tip vlakana, sastav miozinskih lanaca, maksimalna jačina mišića, visko-elastična svojstva mišićno-tetivnog kompleksa i aktivnost alfa-motoneurona (D'Emanuele et al., 2021; Mirkov et al., 2004). U poređenju sa maksimalnom silom (F_{max}), RFD pokazuje veću osetljivost na adaptacije neuromišićnog sistema (D'Emanuele et al., 2021).

Funkcija mišića kvadricepsa je direktno ugrožena kod povreda kolena, posebno pri oštećenju prednjeg ukrštenog ligamenta (lig. cruciatum anterus; LCA), budući da ovaj mišić aktivno učestvuje u kontroli ekstenzije i stabilizaciji zgloba kolena. Ovakve povrede često dovode do značajnog pada mišićne jačine, pri čemu se kvadriceps ističe kao mišić podložan dugotrajnom deficitu (Angelozzi et al., 2012; Mirkov et al., 2017). Prethodna istraživanja dosledno pokazuju da se kod osoba sa povredom kolena uočavaju izraženi deficiti u brzini razvoja sile (RFD), naročito u ranim fazama kontrakcije (Shi et al., 2025; Turpeinen et al., 2020). Studija Mirkova i saradnika (2017) dodatno potvrđuje ove nalaze, pokazujući da rekonstrukcija prednjeg ukrštenog ligamenta (R-LCA) utiče ne samo na maksimalnu jačinu i eksplozivnu sposobnost operisanog ekstremiteta, već i na neoperisanu nogu. Deficiti u brzini razvoja sile (RFD), zabeleženi i kod profesionalnih sportista, ukazuju na značaj

razmatranja bilateralnih promena tokom procene funkcionalnog oporavka. Isto tako, longitudinalna praćenja ukazuju da se MVC može vratiti na preoperativne vrednosti već šest meseci nakon operacije, dok RFD ostaje narušen i do godinu dana (Angelozzi et al., 2012; Baumgart et al., 2018; Read et al., 2022; Shi et al., 2025), što ga čini važnom veličinom u proceni oporavka i donošenju odluka o povratku sportskim aktivnostima.

Radi ilustracije razlika u generisanju sile tokom maksimalne voljne kontrakcije (MVC) ekstenzije kolena, na **Slici 2** prikazani su signali sile mišića kvadricepsa kod nepovređenog, fizički umereno aktivnog ispitanika (**Slika 2A**) i povređenog ispitanika (**Slika 2B**, šest nedelja od operacije prednjeg ukrštenog ligamenta). Kod povređenog ispitanika se uočava narušena sposobnost održavanja maksimalne kontrakcije, što se manifestuje kroz manje vrednosti sile i izostanak stabilne faze kontrakcije u poređenju sa zdravim ispitanikom.



Slika 2. Signal sile tokom MVC testa ekstenzije kolena. A) nepovređeni ispitanik i B) povređeni ispitanik

Isti način izometrijskog merenja primenjuje se i za gornje ekstremitete, poput analize jačine stiska šake (eng. Hand Grip Strength, HGS). Test predstavlja jednostavan, ali pouzdan pokazatelj mišićne jačine, funkcionalnih performansi i opšteg zdravstvenog statusa (Szaflik et al., 2025). U ovom slučaju ispitanik izvodi stisak šake na dinamometru, pri čemu se aktiviraju mišići šake i podlaktice. Iako ne postoji nepokretni oslonac, sila stiska se direktno registruje preko sonde ugrađene u uređaj. Iako se jačina stiska šake često smatra pokazateljem ukupne mišićne funkcije, njena povezanost sa funkcijom i jačinom donjih ekstremiteta i dalje nije u potpunosti razjašnjena (Langford et al., 2024; Szaflik et al., 2025); korelacije između jačine gornjih i donjih ekstremiteta mogu varirati od niskih do visokih, u zavisnosti od vrste ispitivanja i uzorka. Kod zdravih odraslih osoba i sportista, istraživanja pokazuju da jačina stiska šake dominantne ruke ima umerenu povezanost sa jačinom opružača kolena, uz slabije korelacije sa jačinom pregibača i opružača kuka, kao i pregibača kolena (Langford et al., 2024; Naim & Hamid, 2024). U starijoj populaciji nalazi ukazuju da niže vrednosti jačine stiska šake značajno koreliraju sa jačinom mišića donjih ekstremiteta, uključujući ekstenziju i abdukciju kuka, fleksiju i ekstenziju kolena i dorzalnu i plantarnu fleksiju skočnog zgloba (Alonso et al., 2018; Fragala et al., 2016; Strandkvist et al., 2021). Kod starijih pacijenata sa povredama i degenerativnim oboljenjima kuka i kolena, jačina stiska šake se pokazala kao značajan prediktor preoperativnog statusa i postoperativnih funkcionalnih ishoda. Niže vrednosti testa bile su povezane sa sporijim oporavkom, lošijom mobilnošću i povećanim rizikom od postoperativnih komplikacija (Lee et al., 2026; Meessen et al., 2020). Uprkos metodološkoj jednostavnosti i praktičnoj dostupnosti testa jačine stiska šake, istraživanja sugerišu da se on ne može smatrati adekvatnom zamenom za analizu mišićne jačine konkretnog mišića, naročito u donjim ekstremitetima. Prema sistematskoj analizi Szaflika i saradnika (2025), HGS pre svega odražava sistemske neuromišićne adaptacije koje nastaju kao odgovor na fiziološki stres, rehabilitaciju ili progresivne promene u mišićnoj funkciji. Zbog toga se njegova primena kao pokazatelja ukupne jačine, ili pak kao prediktora mišićne jačine

donjih ekstremiteta, mora tumačiti sa oprezom kako bi se izbegli potencijalno pogrešni zaključci, ili se dodatno ispitati primenom naprednijih metodoloških pristupa.

3.2. Elektromiografija (EMG)

Elektromiografija (EMG) predstavlja važnu metodu u analizi neuromišićne funkcije jer omogućava procenu obrazaca mišićne aktivacije i pruža uvid u neuralne strategije koje učestvuju u generisanju sile i kontroli pokreta (Farina et al., 2025). Kao dijagnostički metod doprinosi preciznijem razgraničavanju neurogenih i miopatskih oboljenja (Paganoni & Amato, 2013), čime olakšava izbor terapijskih strategija i praćenje njihove efikasnosti. Dodatno, EMG omogućava uvid u obrasce aktivacije motornih jedinica, naročito kroz analizu njihovog regrutovanja tokom voljnih kontrakcija (Rubin, 2019). U sportu i rehabilitaciji se koristi za evaluaciju neuromišićne funkcije tokom specifičnih pokreta i složenih motoričkih zadataka, sa ciljem unapređenja performansi i korekcije mišićnih disbalansa (Al-Ayyad et al., 2023). Analizom intenziteta, trajanja i koordinacije kontrakcije, kao i parametara zamora i adaptacije na opterećenje, EMG omogućava preciznu procenu neuromišićne funkcije u zdravim i patološkim stanjima (Cui et al., 2023; Flaxman et al., 2019; Hollman et al., 2022; Murphy et al., 2023). Posebno je značajan odnos između amplitude EMG signala i generisane sile (EMG-sila), koji predstavlja meru stepena neuromišićne aktivacije (Di Giminiani et al., 2023). Ovaj odnos zavisi od specifičnih svojstava konkretnog mišića; na primer, različiti delovi kvadricepsa pokazuju različite obrasce aktivacije tokom izometrijske ekstenzije kolena (Kukić et al., 2022). Iako mišići kvadricepsa (*m. rectus femoris*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis* i *m. vastus intermedius*) zajedno ostvaruju primarnu funkciju ekstenzije kolena i doprinose stabilizaciji patele (Abulhasan & Grey, 2017), svaki od njih poseduje specifična neuromišićna svojstva. Ta svojstva imaju značajan uticaj na biomehaničke analize, rehabilitaciju i optimizaciju sportskih performansi.

Kod ispitanika sa povredom kolena, uz pomoć elektromiografije utvrđene su razlike u mišićnoj aktivaciji u poređenju sa kontrolnim, zdravim ispitanicima (Behnke et al., 2021). Iako se ređe koristi za longitudinalno praćenje neuromišićne funkcije tokom različitih faza rehabilitacije, rezultati analiza sprovedenih 3, 6 i 12 meseci, kao i 10 do 15 godina nakon R-LCA ukazuju na značajno izmenjenu strategiju aktivacije mišića donjih ekstremiteta (Czaplicki et al., 2017; Zandiyeh et al., 2022). Ovi deficiti se često zadržavaju i nakon završetka rehabilitacionog procesa (Cui et al., 2023). Smanjena entropija i determinisanost, kao pokazatelji složenosti neuromišićne aktivnosti u EMG signalu tokom submaksimalnih kontrakcija, ukazuju na oslabljenu neuromišićnu kontrolu (Hollman et al., 2021, 2022). Istovremeno, ranija istraživanja su pokazala da povećane visokofrekventne komponente u momentu sile opružača kolena mogu biti povezane sa poboljšanim funkcionalnim sposobnostima. Ovi nalazi sugerišu da uočene promene ne moraju nužno odražavati patološke obrasce, već mogu predstavljati adaptivni odgovor usmeren ka stabilizaciji zgloba i optimizaciji funkcionalnih performansi (Bryant et al., 2009). Nasuprot tome, novije analize ukazuju da povećan visokofrekventni sadržaj signala momenta sile opružača kolena u povređenom ekstremitetu može biti pokazatelj smanjene sposobnosti preciznog generisanja sile i prisustva senzomotornog deficita, tj. poremećaja u propioceptivnom odgovoru (Schwartz et al., 2025). Proučavanje elektromiografskih karakteristika kvadricepsa tokom izometrijske kontrakcije pri različitim intenzitetima sile pokazalo je da se frekvencijski sadržaj EMG signala razlikuje u zavisnosti od nivoa opterećenja, pri čemu su tokom kontrakcija većeg intenziteta uočene izraženije promene ka nižim frekvencijama usled razvoja zamora (Murphy et al., 2023). Promene frekvencijskih obrazaca EMG signala tokom razvoja zamora ukazuju na prilagođavanje neuromišićnog sistema povećanim zahtevima zadatka (Murphy et al., 2023).

Uopšteno, postoje dva osnovna pristupa u obradi EMG signala: obrada u vremenskoj i frekvencijskoj oblasti. S obzirom na to da sirovi EMG signal sadrži različite izvore šuma, kao što su pokretni artefakti, visokofrekventni električni šum i mrežne smetnje (npr., na 50 Hz), obrada signala zahteva primenu odgovarajućih digitalnih filtera (De Luca et al., 2010). U savremenoj obradi EMG

signala se najčešće primenjuje kombinacija filtera koja uključuje visokopropusni (>20 Hz) za uklanjanje niskofrekventnih komponenti uzrokovanih pokretima tela i instrumentalnim šumom; niskopropusni (450-500 Hz) za smanjenje visokofrekventnog šuma, kao i tzv. notch filter (50 Hz) za smanjenje mrežnih smetnji. Na ovaj način se definiše propusni frekvencijski opseg (eng. pass-band), u kojem dominira bioelektrična aktivnost mišića, dok su frekvencije izvan tog opsega svedene na minimum (eng. stop-band) (De Luca et al., 2010). Ovakav pristup značajno doprinosi povećanju pouzdanosti i tačnosti analize EMG podataka, čime se unapređuje njihova primena u različitim istraživačkim i kliničkim oblastima (De Luca et al., 2010; Flaxman et al., 2019).

Nakon što se signal adekvatno očisti od šuma i definiše propusni frekvencijski opseg, moguće je pristupiti njegovoj analizi primenom odgovarajućih statističkih metoda, koje pružaju detaljniji uvid u neuromišićnu aktivnost. Najčešće korišćeni parametri za procenu karakteristika EMG signala u frekvencijskom domenu su medijana frekvencija (MDF), njene mere disperzije poput varijanse i standardne devijacije (SD), kao i nagib, tj. stopa njenog smanjenja. Ipak, istraživanja ukazuju da ovakav pristup može zanemariti diskretne fluktuacije, zbog čega pomenute veličine ne pružaju dovoljno precizan opis složenosti bioloških signala, što je naročito izraženo kod varijabilnosti mišićne sile (Stergiou & Decker, 2011). Upravo iz tih razloga, istraživanja se sve više usmeravaju na analizu složenosti EMG signala, koja se prepoznaje kao važan pokazatelj fleksibilnosti i adaptivne sposobnosti neuromišićnog sistema (Stergiou & Decker, 2011; Hollman et al., 2022).

3.3. Ravnoteža

U nauci o sportu ravnoteži se posvećuje značajna pažnja, budući da ona predstavlja jednu od osnovnih sposobnosti ljudskog tela. Ona je nezaobilazan preduslov za pravilno izvođenje gotovo svih funkcionalnih i sportskih pokreta. Ravnoteža predstavlja sposobnost tela da postigne i održi stabilnost u odnosu na tačku oslonca. U biomehanici se može posmatrati kao sposobnost antagonističkih mišića da kontrolišu stabilnost pojedinačnih zglobova, ali se definiše i kao koordinisana sposobnost tela da reaguje na unutrašnje i spoljašnje poremećaje (Panjan & Sarabon, 2010). Ravnoteža može biti statička, kada je njen cilj održavanje centra mase tela (eng. Center of Gravity, CoG) unutar tačke oslonca uz minimalno kretanje i dinamička, kada je njen zadatak održavanje stabilnog položaja tokom izvođenja određenih zadataka (Luo et al., 2025; Ricotti, 2011).

Na ravnotežu utiče više međusobno povezanih faktora, pri čemu ključnu ulogu u njenom održavanju imaju senzorni sistemi (vizuelni, proprioceptivni i vestibularni), koji obezbeđuju informacije o položaju tela u prostoru (Assländer & Peterka, 2014). Mišićno-koštani sistem doprinosi ravnoteži kroz jačinu, fleksibilnost i stabilnost zglobova, dok centralni nervni sistem povezuje sve informacije i generiše adekvatne motoričke odgovore (Luo et al., 2025; Panjan & Sarabon, 2010; Ricotti, 2011). Ravnoteža je takođe podložna uticaju psiholoških faktora kao što su pažnja i strah od pada i spoljašnjih uslova poput vrste podloge, obuće, količine svetlosti, umora, starosti i povreda (Wang et al., 2025a).

Značaj ravnoteže ogleda se u njenoj ulozi kako u svakodnevnim aktivnostima, tako i u sportu, rehabilitaciji i očuvanju zdravlja (Hrysomallis, 2011). Ona omogućava stabilno kretanje, sprečava padove i doprinosi efikasnosti pokreta. U sportu je neophodna za tehničku preciznost i prevenciju povreda, dok je u rehabilitaciji ključna za povratak funkcionalnosti nakon povreda ili neuroloških oboljenja.

Procena ravnoteže se sprovodi u terenskim i laboratorijskim uslovima, a izbor testa zavisi od uzrasta ispitanika, karakteristika populacije i svrhe testiranja, bilo da je reč o dijagnostici, prevenciji povreda, rehabilitaciji ili selekciji sportista (Clark et al., 2014; Gribble et al., 2012; Panjan & Sarabon, 2010; Ricotti, 2011). Kod dece se koriste jednostavniji testovi, poput Flamingo testa i stajanja na jednoj nozi, koji su prilagođeni proceni motoričkog razvoja (Tomas et al., 2012). Za sportiste se primenjuju složeniji zadaci, koji zahtevaju da se održava oslonac na jednoj nozi dok se drugom nogom izvode pokreti maksimalne amplitude u različitim pravcima (npr. Y-test ili SEBT), a

omogućavaju procenu dinamičke stabilnosti, simetrije i rizika od povreda donjih ekstremiteta (Gribble et al., 2012). U oblasti sporta i u naučnim istraživanjima analiza ravnoteže se sve češće zasniva na primeni naprednih mernih tehnologija, među kojima se ističu platforme sile (eng. force plates), koje omogućavaju objektivnu i kvantitativnu procenu posturalne kontrole. Ovi sistemi omogućavaju precizno praćenje sile reakcije podloge u sva tri pravca (x, y, z), centra pritiska (CoP, od eng. naziva Center of Pressure) i momenata sila u zglobovima, otkrivajući kako telo održava stabilnost i reaguje na spoljne sile (Clark et al., 2014; Luo et al., 2025; Panjan & Sarabon, 2010; Ricotti, 2011). U biomehaničkim analizama stabilnost tela se najčešće procenjuje praćenjem putanje centra mase (CoG) ili centra pritiska (CoP), čija varijabilnost ukazuje na sposobnost održavanja ravnoteže (Błaszczyk, 2016). Eksperimentalni testovi se obično zasnivaju na zadacima kontrole CoG ili CoP tokom mirnog stajanja na jednoj ili obe noge, pri čemu efikasno delovanje mišića predstavlja osnovu za stabilnost i sportski učinak (Hrysomallis, 2011).

Smanjena posturalna stabilnost je povezana sa povredama zgloba kolena, naročito tokom zahtevnijih zadataka (Fernandes et al., 2016; Howells et al., 2011). Povreda LCA dovodi do oštećenja mehanoreceptora unutar samog ligamenta, što smanjuje ili potpuno prekida sposobnost prenosa aferentnih impulsa (nervnih signala iz mehanoreceptora u mišićima, ligamentima i zglobovima) ka centralnom nervnom sistemu (Maze et al., 2017). Promene u propiocepciji mogu nastati i u mišićima, pa je procena posturalne stabilnosti, uz mišićnu jačinu i pokretljivost, značajna za sagledavanje funkcionalnog statusa zgloba kolena (Fernandes et al., 2016; Gribble et al., 2012). Studija Fernandes i saradnika (2016) pokazala je da sportisti sa povredom LCA ostvaruju lošije rezultate prilikom izvođenja testa ravnoteže na jednoj nozi sa zatvorenim očima, dok dinamički zadaci poput čučnja dodatno podstiču neuromišićnu destabilizaciju kod ovako povređenih ispitanika. Autori ove studije takve rezultate objašnjavaju kombinacijom propioceptivnog gubitka i odsustva vizuelnih informacija. Međutim, Howells i saradnici (2011) ističu da propioceptivni deficit ne mora nužno da naruši kontrolu, jer druge strukture i senzomotorni sistemi mogu da kompenzuju taj nedostatak. Deficiti u propiocepciji nakon povrede kolena se prate kroz promene u parametrima posturalne kontrole, među kojima se najčešće analizira centar pritiska (CoP). Još nije jasno da li smanjenje oscilacija centra pritiska u anteroposteriornoj i/ili mediolateralnoj osi nužno ukazuje na poboljšanje funkcije nakon R-LCA; dok pojedini autori manje oscilacije tumače kao pokazatelj veće posturalne stabilnosti, drugi smatraju da veće oscilacije mogu predstavljati adaptivnu promenu kojom se telo prilagođava nastalim promenama i obezbeđuje očuvanje funkcionalnosti. Tecco i saradnici (2006) su pokazali da pacijenti sa povredom LCA, u poređenju sa zdravim sportistima, imaju veća anteriorna i medijalna pomeranja centra pritiska (CoP) tokom dinamičkih zadataka sa zatvorenim očima. Takođe su naglasili da osobe sa povredom kolena imaju izraženije mediolateralne oscilacije tela, naročito tokom stajanja na jednoj nozi sa zatvorenim očima, dok vizuelna kontrola ublažava razlike između povređene i nepovređene strane (Fernandes et al., 2016). Novija istraživanja Felixa i saradnika (2022) ukazuju na postojanje dugotrajnih deficita u posturalnoj kontroli, ističući da ona može ostati narušena i do dve godine nakon R-LCA.

Razlike u rezultatima istraživanja mogu se objasniti različitim karakteristikama ispitanika, primenjenim testovima i kompenzatornim strategijama koje se razvijaju tokom rehabilitacije. Na osnovu toga, uz postojeće metode procene ravnoteže, postoji prostor za primenu naprednijih analiza koje bi mogle doprineti detaljnijem sagledavanju posturalne kontrole kod povređenih ispitanika.

3.4. Karakteristike klasičnih i složenih metoda za obradu podataka senzora sile

Zapisi sa platforme sile predstavljaju složene signale koji nastaju pod uticajem različitih spoljašnjih (van tela) i unutrašnjih faktora, koji deluju na različitim vremenskim skalama. U literaturi je pokazano da su takvi signali stohastički i vremenski dugodometno autokorelisani, što je karakteristika koja se uočava i kod mnogih drugih fizioloških zapisa (Blesić et al., 1999, 2011;

Milošević et al., 2002; Wayne et al., 2013). Zbog nestacionarnog karaktera ovih signala, klasične metode obrade, poput Furijeove analize (eng. Fourier Transform, FT), pokazuju značajna ograničenja (Beck et al., 2005). Zbog toga se u savremenim sportskim i kliničkim istraživanjima sve češće primenjuju nelinearne metode kao što su aproksimativna entropija (eng. Approximate Entropy, ApEn), entropija uzoraka (eng. Sample Entropy, SampEn), modifikovana fluktuaciona analiza (DFA) i vejvlet spektralna analiza (WTS). Ove metode pružaju detaljniju i jasniju sliku dinamičnosti, složenosti i stabilnosti posturalne i neuromišićne kontrole (Clark et al., 2014; Panjan & Sarabon, 2010).

3.4.1. Statističke metode obrade podataka senzora sile

Statistička analiza predstavlja alat koji omogućava sistematsko prikupljanje, obradu i tumačenje podataka. Statistički pristup omogućava da se podaci sagledaju kritički i sa razumevanjem, kako bi se dobili jasni odgovori na relevantna pitanja i doneli pouzdani zaključci zasnovani na dokazima. Takođe, statistička analiza podataka može da pomogne u preciznom definisanju problema (Peng & Parker, 2022) i u proceni pouzdanosti prikupljenih informacija (Blesić et al., 1999, 2011, 2019). Njena metodologija pomaže u razumevanju stepena neizvesnosti u rezultatima, kao i potencijalnog uticaja te neizvesnosti na planiranje, sprovođenje i evaluaciju eksperimentalnih ili posmatračkih postupaka (Flores et al., 2012).

Statističke analize mogu se podeliti na: klasične statističke analize (npr., izračunavanje srednje vrednosti, varijanse, različitih viših momenata distribucije signala, itd.; (Richmond et al., 2023)); analize u vremenskom domenu (npr., autokorelacije ili korelacije; (Flores et al., 2012)); analize u frekvencijskom domenu (npr., Furijeov niz, Furijeov integral, diskretna Furijeova transformacija – DFT, brza Furijeova transformacija – FFT; (Beck et al., 2005)); analize u vremensko-frekvencijskom domenu koja se koristi za nestacionarne signale (npr., vejvlet transformacija – WT ili modifikovana fluktuaciona analiza – DFA, Wigner-Villeova distribucija, Huang-Hilbertova transformacija, složeni vejvleti itd.; (Blesić et al., 1999, 2011, 2019)).

3.4.2. Autokorelacione funkcije

Autokorelacione funkcije su jedan od osnovnih statističkih postupaka u analizi vremenskih serija. U statističkoj analizi definiše se kao međusobna korelacija signala sa samim sobom, posmatrana u različitim vremenskim ili prostornim intervalima. Ova analiza koristi se za otkrivanje ponavljajućih obrazaca, poput prisustva periodičnog signala prikrivenog šumom, kao i za identifikaciju osnovnih harmonijskih frekvencija u signalu.

Autokorelaciona funkcija serije $I(t)$ definiše se kao $C(\tau) = \langle (I(t_0) - \bar{I})(I(t_0 + \tau) - \bar{I}) \rangle$, pri čemu $\langle \dots \rangle$ označava usrednjavanje po vremenu (u ovom slučaju po t_0), a $\bar{I}$ srednju vrednost posmatrane serije. Ova funkcija kvantifikuje (po vremenu) verovatnoću da se dve realizacije posmatranog procesa nađu na određenom vremenskom odstojanju τ , bez obzira na broj događaja koji se između njih nalaze. Primena autokorelacione funkcije opravdana je samo kod stacionarnih procesa, gde postoji dobro definisana srednja vrednost $\bar{I}$, a $C(\tau)$ ne zavisi od vremena posmatranja t_0 .

Kod nestacionarnih vremenskih serija, koje su karakteristične za većinu bioloških sistema, primena autokorelacione funkcije je ograničena. Analiza se tada uglavnom može sprovesti na kraćim segmentima, dok takav pristup ne pruža potpunu sliku korelacionih osobina cele serije, pa rezultati mogu biti teži za interpretaciju i izvođenje pouzdanih zaključaka (Blesić, 2004).

3.4.3. Furijeova transformacija

Furijeova analiza je bazirana na primeni Furijeovih transformacija (FT), koja polazi od ideje da se svaka složena funkcija može predstaviti kao beskonačne sume periodičnih trigonometrijskih funkcija (Beck et al., 2005). Na taj način omogućava se razlaganje složenih funkcija na njihove

osnovne frekvencijske komponente. Frekvencija, kao mera brzine promene neke pojave, omogućava razlikovanje brzih (visokofrekventnih) i sporih (niskofrekventnih) procesa.

Analiza vremenskih serija često se sprovodi kroz proučavanje njihovih osobina u Furije-ovom prostoru. Generalno gledano, svaki slučajni proces $\{I(t) \mid t = t_1 \dots t_N\}$ može se predstaviti u Furijeovom prostoru bez gubitka osnovnih informacija o signalu. Tada se spektar snage može sagledati u odnosu na rezultate dobijene za poznate klase slučajnih procesa. Za vremensku seriju $I(t)$ dovoljno velike dužine spektar snage se definiše kao kvadrat amplituda Furijeove transformacije, tačnije kao

$$S(\omega) = |\tilde{I}(\omega)|^2$$

gde $\tilde{I}(\omega) \equiv \int_{-\infty}^{+\infty} I(t) e^{-i\omega t} dt$ predstavlja koeficijent Furijeove transformacije originalne serije (Blesić, 2004).

Ukoliko vremenska serija poseduje korelacije stepenog tipa i spektar snage poprima stepeni oblik. U tom slučaju važi $S(\omega) \sim \frac{1}{\omega^\beta}$, sa $-1 < \beta < 1$, pri čemu vrednost stepena β predstavlja osnovnu karakteristiku spektra snage. Kada je $1 > \beta > 0$, uzastopne varijable u originalnoj vremenskoj seriji $I(t)$ imaju sklonost da budu istog znaka (uz pretpostavku da je vremenska srednja vrednost $\bar{I} = 0$), jer tada dominiraju amplitude sporih oscilacija stanja. Suprotno tome, za $-1 < \beta < 0$, uzastopne varijable biće najčešće suprotnog znaka, što ukazuje da dominiraju brze oscilacije stanja. Za $\beta = 0$ serija je potpuno nekorelisana, odnosno odgovara tzv. belom šumu. Na kraju, kada je $\beta > 1$, serija je nestacionarna i tada, integral spektra snage, računat u konačnoj oblasti vrednosti ω , divergira, što ukazuje na nepostojanje dobro definisane (konačne) srednje vrednosti date vremenske serije. Vrednost $\beta = 1$, odnosno takozvani 1/f šum, odgovara "marginalnoj" stacionarnosti, budući da je porast vrednosti integrala spektra snage po frekvencijama tada logaritamskog oblika.

Veza između autokorelacione funkcije $C(\tau)$ i spektra snage $S(\omega)$ može se uspostaviti preko Wiener-Khintchineovog teorema (Blesić, 2004), prema kojem za stacionarnu vremensku seriju $I(t)$ važi

$$C(\tau) \equiv \langle I(t)I(t + \tau) \rangle \propto \int_{-\infty}^{+\infty} S(\omega) e^{-i\omega\tau} d\omega$$

U prisustvu dugodometnih korelacija stepenog tipa, navedena relacija daje $C(\tau) \sim \frac{1}{\tau^\gamma} \sim \frac{1}{\tau^{1-\beta}}$, iz čega proizilazi relacija koja povezuje (kritične) eksponente autokorelacione funkcije γ i spektra snage β

$$\gamma = 1 - \beta$$

Iako je Furijeova analiza pristup koji se trenutno najčešće primenjuje u obradi signala, dinamička priroda mišićne aktivnosti ograničava primenu ove tehnike jer ona ne može dovoljno precizno da obradi komponente pokreta niti da eliminiše prisustvo šuma (Beck et al., 2005). Zbog ovih ograničenja, u ovoj disertaciji primenjene su metode DFA i WT, koje omogućavaju analizu vremensko-frekvencijskih i skalirajućih svojstava signala.

3.4.4. Modifikovana fluktuaciona analiza (DFA)

Vremenske serije koje opisuju fiziološke procese često pokazuju nestacionarno ponašanje, odnosno njihove statističke karakteristike se menjaju tokom vremena. Zbog toga primena standardnih statističkih metoda može biti ograničena, jer one uglavnom polaze od pretpostavke da su osobine analiziranog signala konstantne duž cele serije. Kod fizioloških signala ova pretpostavka često nije ispunjena, pošto se statističke karakteristike mogu menjati u različitim vremenskim intervalima.

Pored prirodnih fluktuacija koje nastaju usled ograničene dužine posmatrane sekvence, na nestacionarnost utiču i promenljivi spoljašnji faktori. Takvi uticaji mogu prikriti stvarne korelacione osobine signala i otežati njihovu pouzdanu analizu. Zbog toga je razvijena Modifikovana fluktuaciona analiza (DFA) koja omogućava eliminisanje negativnih uticaja spoljašnje sredine i otkrivanje korelacija koje su karakteristika samog sistema (Stanley, 2000). Osnovna ideja metoda predstavlja izračunavanje zavisnosti fluktuacija, u odnosu na linearno interpolirane segmente slučajne šetnje $F_d(l)$ od dužine segmenta l . DFA uzima u obzir lokalne promene duž ispitivane serije, otklanja uticaje spoljašnje sredine tretirajući ih kao lokalne trendove (linearna interpolacija na datoj dužini podsegmenta niza) čime se izdvajaju fluktuacije povezane sa unutrašnjom dinamikom sistema i omogućava analiza njegovih korelacionih osobina. Procedura izračunavanja fluktuacione funkcije $F_d(l)$ sastoji se od određivanja segmenata dužine l , pomeranja početne tačke segmenta $n = 1$ do $n = 2, \dots, n = N - l$ duž niza koga čine vrednosti parcijalne sume (ukupnog pomeranja) $y(n) = \sum_{k=1}^n I(k)$, određivanja lokalnog trenda u svakom segmentu kao ordinate linearne metode najmanjih kvadrata, primenjene na vrednosti $y(n)$ unutar segmenta, izračunavanja vrednosti $y_l(n)$ koja je dobijena oduzimanjem lokalnog trenda od originalnog niza u datom segmentu l , i na kraju, izračunavanja fluktuacione funkcije kao standardne devijacije vrednosti $y_l(n)$ (fluktuacije originalne funkcije $y(n)$ oko lokalnog trenda) za dati segment dužine l (Blesić, 2004).

Modifikovana fluktuaciona funkcija glasi:

$$F_d(l) = \sqrt{\frac{1}{(N-l+1)l} \sum_{i=1}^{N-l+1} \sum_{n=1}^l (y_{l,i}(n))^2}$$

Vrednost funkcije $F_d(l)$ raste sa dužinom segmenta l (jer rastu varijacije oko linearnog trenda), te ova zavisnost daje informacije o osobinama skaliranja koje se interpretiraju na isti način kao i kod funkcije $F(l)$ u originalnoj verziji fluktuacione analize. Vrednosti kritičnog eksponenta α i dalje se mogu upoređivati sa odgovarajućim eksponentima stepenih funkcija spektra snage i autokorelacione funkcije.

U slučaju stepene zavisnosti $F_d(l) \propto l^\alpha$, modifikovana fluktuaciona funkcija pokazuje linearan porast na log-log prikazu u zavisnosti od dužine segmenta l , sve do karakteristične dužine određene korelacionim svojstvima niza. Za vrednosti l koje su bliske karakterističnoj korelacionoj dužini, funkcija $F_d(l)$ trpi naglu promenu nagiba, što ukazuje na promenu u osobinama skaliranja (eng. crossover). Položaj tačke prelaza (eng. crossover point), u kojoj nastaje promena u osobinama skaliranja, tada služi za određivanje vrednosti karakteristične korelacione dužine l_c (odnosno karakterističnog vremena τ_c). Korelaciona dužina predstavlja karakterističnu vremensku skalu tokom koje se ponašanje ispitivane serije može predvideti na osnovu informacija o njenom prethodnom stanju. Jedna od ključnih prednosti DFA metode u odnosu na standardnu fluktuacionu analizu jeste njena sposobnost da smanji mogućnost identifikovanja kritičnih tačaka za vrednosti dužina l koje se razlikuju od karakteristične dužine l_c , odnosno da eliminiše detekciju karakterističnih vremena pojave spoljnih faktora („šuma“)(Blesić, 2004).

3.4.5. Lokalna i globalna vejvlet spektralna analiza (WTS)

Vejvlet transformacija (WT) razvijena je kao odgovor na ograničenja klasične Furijeove analize, koja pretpostavlja da se frekvencijski sadržaj signala ne menja tokom vremena, što je problematično kod fizioloških procesa koji su po prirodi dinamični. Da bi se omogućila vremensko-frekvencijska lokalizacija, Dennis Gabor je predložio koncept kratkotrajne Furijeove transformacije (STFT, eng. Short-Time Fourier Transform), gde se signal analizira u prozorima fiksne širine. Međutim, fiksna širina prozora ograničava rezoluciju i analitičku fleksibilnost.

Upravo to ograničenje motivisalo je Jean Morlet da razvije vejjvlet pristup, u saradnji sa fizičarem Alexom Grossmann. Ova metoda koristi funkcije koje se skaliraju i transliraju duž vremenske ose, čime se omogućava analiza signala sa promenljivom rezolucijom (širi prozori za niske frekvencije, uža za visoke). Kasniji doprinosi Stephane Mallat i Yves Meyer omogućili su razvoj algoritama za digitalnu obradu signala i široku primenu u oblastima kao što su seizmologija, biomedicina, meteorologija i biomehanika (Wayne et al., 2013). Autori su svoj rad usmerili na istraživanje odnosa između pojma filtera i piramidalnog algoritma. Mallat je razvio algoritme multirezolucione analize i digitalnu implementaciju vejjvlet transformacije, dok je Meyer dao matematičku osnovu teoriji vejjvleta kroz razvoj ortogonalnih baza.

Suštinski, vejjvlet spektralna analiza (eng. Wavelet Transform Spectral Analysis, WTS) predstavlja dvodimenzionalnu dekompoziciju signala po vremenskoj i frekvencijskoj skali, za šta se koristi skup baznih funkcija koje se šire i sužavaju u vremenskoj ravni, uz pomeranje duž vremenske ose. Pokazano je da ova metoda poseduje veoma dobru vremensko-frekvencijsku lokalizaciju (Torrence & Compo, 1998), te se može efikasno koristiti za otkrivanje lokacija (vremenskih trenutaka) i vremenske raspodele singulariteta u vremenskim serijama (Mallat & Hwang, 1992).

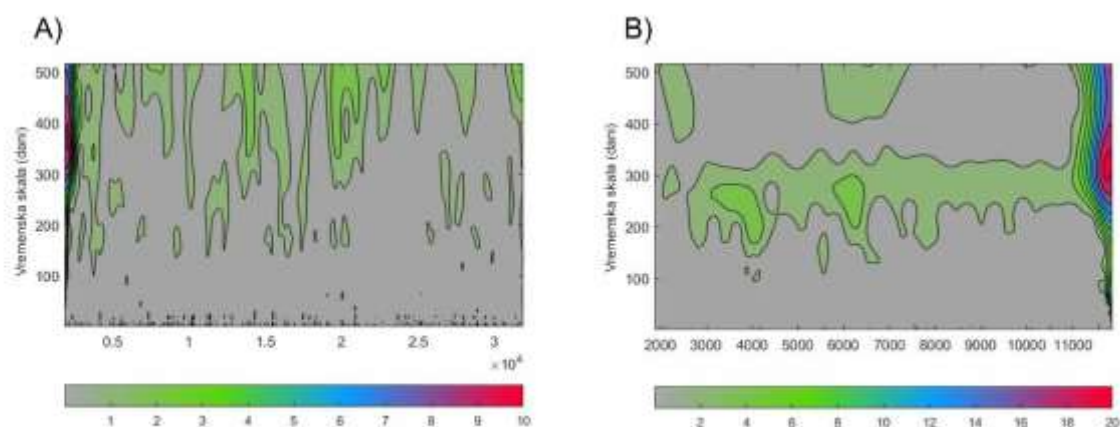
Kontinuirana vejjvlet transformacija diskretne vremenske serije X_n definiše se kao konvolucija signala X_n sa skaliranom i transliranom vejjvlet funkcijom na sledeći način:

$$W_n(s) = \sum_{n'=0}^{N-1} x_{n'} \psi^* \left[\frac{(n' - n)\delta t}{s} \right],$$

gde je s skala, n vremenski indeks, δt vremenski korak uzorkovanja, ψ osnovni (eng. mother) vejjvlet, i ψ^* kompleksno konjugovana funkcija talasa.

Osnovna vejjvlet funkcija mora zadovoljavati definisane matematičke uslove, tj. mora imati nultu srednju vrednost i biti lokalizovana u vremenu i frekvenciji (Torrence & Compo, 1998). Dekompozicija duž realnog vremena, uz vremensku skalu (analogno frekvenciji u Furijeovoj analizi), omogućava prikaz lokalnih vremenskih komponenti signala (Torrence & Compo, 1998; Addison, 2018). Spektar snage vejjvlet transformacije se definiše kao kvadrat modula koeficijenata kontinuirane vejjvlet transformacije $|W_n(s)|^2$ (Torrence & Compo, 1998). Na osnovu toga se izračunavaju lokalni vejjvlet spektri snage (IWTS), koji su, po definiciji, lokalizovani energetske doprinosi analizirane vremenske serije u određenoj vremenskoj skali i tački u vremenu (**Slika 10**). IWTS se obično predstavlja kao mapa u boji (eng. colormap) intenziteta vejjvlet koeficijenata, sa realnim vremenom na x-osi i vremenskom skalom na y-osi. Takva prikaz omogućava otkrivanje trenutaka kada se određena svojstva razvijaju ili menjaju, kao i praćenje promene dominantnih modova periodičnog ponašanja duž vremenske skale. Vremenskim usrednjavanjem lokalnih vejjvlet spektara snage dobija se globalni vejjvlet spektar snage $E_W(n)$ (WTS; (Torrence & Compo, 1998; Addison, 2018)). Za praktičnu primenu i tumačenje rezultata vejjvlet analize u ovoj disertaciji korišćen je detaljan metodološki pristup opisan u radu (Torrence & Compo, 1998), koji obuhvata izbor tipa vejjvleta, procenu značajnosti spektralnog sadržaja i rekonstrukciju signala.

Na **Slici 3** je prikazan primer lokalnog vejjvlet spektra za ispitanika sa povredom kolena (**Slika 3A**) i ispitanika bez povrede (**Slika 3B**). Na x-osi prikazano je vreme, dok je na y-osi prikazana skala/frekvencija. Intenzitet boje označava amplitudu koeficijenta, odnosno lokalnu energiju signala. Kod ispitanika sa povredom uočavaju se izraženije promene raspodele energije u višim vremenskim skalama, što ukazuje na lokalne oscilacije i nestabilnosti u signalu. Nasuprot tome, kod ispitanika bez povrede raspodela energije je ravnomernija, sa dominantnim niskofrekventnim komponentama i stabilnom distribucijom kroz vreme. Poređenjem ova dva prikaza uočavaju se razlike u obrascima složenosti i raspodeli energije signala.



Slika 3. Primer lokalnog vejevlet spektra za A) ispitanika sa povredom kolena i B) ispitanika bez povrede.

Pored teorijskog dela, važno je istaći da su obe prethodno opisane metode (DFA i WT) već primenjivane u različitim sportskim i kliničkim istraživanjima. Ove metode su korišćene u analizi nestacionarnih procesa, a značajan doprinos u proučavanju neuronske električne aktivnosti dali su i naši naučnici (Blesić et al., 1999; Milošević et al., 2002). Pored toga, primenjivane su i u analizi EMG signala, za analizu karakteristika mišićne aktivacije kod zdravih ispitanika tokom aktivnosti kao što su trčanje (Koenig et al., 2018), hodanje (Koenig et al., 2018), penjanje uz stepenice (Kuntze et al., 2015), stisak šake (Hari et al., 2020) i čučanj na jednoj nozi (Bishop et al., 2020). Kod povređenih ispitanika DFA i WT otkrivaju obrasce ponašanja koji se razlikuju od onih dobijenih klasičnim metodama (Hollman et al., 2021; Radić et al., 2025; Zandiyeh et al., 2022). DFA metoda omogućava procenu složenosti signala i njegove vremenske organizacije kroz analizu dugoročnih vremenskih korelacija (Hollman et al., 2021). Nagib DFA funkcije odražava prisustvo dugoročnih vremenskih korelacija u oscilatornoj aktivnosti (Hardstone et al., 2012), a kada njegova vrednost pređe prag od 1.0, to se tumači kao prelazak ka manje fleksibilnom i redukovanom obrascu neuromišićne aktivnosti. U kontekstu izometrijskog testa, porast DFA koeficijenta iznad 1,0 ukazuje na smanjenu sposobnost adaptacije u regrutaciji motornih jedinica, što predstavlja pouzdan pokazatelj mišićnog zamora (Pethick et al., 2015). Vejevlet spektralna analiza (WTS), sa druge strane, omogućava otkrivanje promena u spektralnom sadržaju signala tokom celog trajanja zadatka, obezbeđujući visoku frekvencijsku rezoluciju pri niskim frekvencijama (duži vremenski interval) i visoku vremensku rezoluciju pri visokim frekvencijama (kratki vremenski interval) (Addison, 2018). Pokazala se značajnom u otkrivanju dugoročnih neuromišićnih promena kod pacijenata nakon R-LCA, pri čemu se i posle 10–15 godina od operacije uočavaju izmenjeni obrasci mišićne aktivacije (Zandiyeh et al., 2022).

Ove metode su primenjene i u obradi podataka sa platforme sile za procenu ravnoteže (Radić et al., 2025) i u ispitivanju efekata proprioceptivnog treninga na posturalnu kontrolu (Maze et al., 2017). Fluktuacije CoP prenose važne informacije o posturalnoj kontroli, pri čemu se dinamika CoP odlikuje višeskalnim fluktuacijama u vremenskoj i prostornoj ravni (Błaszczczyk, 2016). Parametri koji opisuju ovu složenost pokazali su se kao osetljivi pokazatelji promena u vezi sa uzrastom (Hrysomallis, 2011), rizikom od pada (Zemková, 2014) i prisustvom neuromišićnih poremećaja (Collins & De Luca, 1994; Emery & Pasanen, 2019; Ricotti, 2011). Zbog toga metode poput WTS i DFA mogu doprineti detaljnijem sagledavanju posturalne kontrole u odnosu na klasične pokazatelje ravnoteže.

Na osnovu prethodno iznetih saznanja jasno se ističe potreba za dodatnim istraživanjem metoda obrade i analize signala prikupljenih sa različitih senzora sile kako bi se ispitala mogućnosti njihove primene u proceni kvaliteta mišićne funkcije u različitim motoričkim zadacima. Shodno tome, formulisani su problem, predmet, cilj i zadaci ove doktorske disertacije.

4. PROBLEM, PREDMET, CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Problem istraživanja predstavlja primenu metoda statističke fizike u analizi biomehaničkih signala sile i elektromiografskih (EMG) signala, radi sagledavanja posturalne kontrole i neuromišićne funkcije kod ispitanika sa i bez povreda.

Predmet istraživanja obuhvata primenu modifikovane fluktuacione analize (DFA) i vejevlet spektralne analize (WTS) na signale sile i EMG signale, radi identifikacije obrazaca neuromišićne aktivacije i adaptacije tokom različitih motoričkih zadataka.

Cilj istraživanja jeste da se ispita sposobnost DFA i WTS da precizno karakterišu varijabilnost i stabilnost neuromišićne funkcije, kao i njihova primenjivost u proceni posturalne kontrole, funkcije mišića kolena i šake i praćenju rehabilitacionih procesa.

Na osnovu opšteg cilja istraživanja planirani su i sprovedeni sledeći eksperimenti:

1. Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija – Eksperiment 1.
2. Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake – Eksperiment 2.
3. Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena – Eksperiment 3.

4.1. Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija

U eksperimentu „Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija” postavljeni su sledeći ciljevi i hipoteze:

Cilj 1: Ispitati mogućnost primene DFA i WTS metode u cilju opisivanja vremenske dinamike posturalne kontrole povezane sa zadatkom i istorijom povrede.

Hipoteza 1.1: DFA2 i WTS parametri razlikovaće zapise stajanja kod ispitanika sa istorijom povrede u odnosu na ispitanike bez povrede.

Cilj 2: Uporediti karakteristične parametre između zdravih i povređenih ispitanika u zavisnosti od vrste i složenosti motoričkog zadatka.

Hipoteza 2.1: Karakteristični parametri DFA i WTS analize razlikuju se između zdravih i povređenih ispitanika u zavisnosti od tipa povrede i složenosti zadatka.

4.2. Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake

U eksperimentu „Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake” postavljeni su sledeći ciljevi i hipoteze:

Cilj 1: Ispitati razlike u maksimalnoj sili i obrascima WTS analize između zdravih ispitanika i ispitanika sa istorijom povrede kolena, kao i između odgovarajućih strana tela unutar svake grupe.

Hipoteza 1.1: Ispitanici sa istorijom povrede kolena pokazaće niže vrednosti maksimalne sile i izmenjene WTS obrasce u odnosu na zdrave ispitanike.

Hipoteza 1.2: Kod ispitanika sa istorijom povrede kolena, povređena noga pokazaće niže vrednosti maksimalne sile i izmenjen WTS obrazac u odnosu na nepovređenu nogu.

Cilj 2: Ispitati povezanost između jačine stiska šake i funkcije mišića kolena kod ispitanika sa istorijom povrede kolena.

Hipoteza 2.1: Jačina stiska šake biće pozitivno povezana sa maksimalnom silom mišića kolena, ali neće predstavljati potpunu zamenu za direktnu procenu funkcije opružača u zglobu kolena.

4.3. Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena

U eksperimentu „Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena” postavljeni su sledeći ciljevi i hipoteze:

Cilj 1: Ispitati mogućnost primene vremensko-frekvencijske analize zasnovane na vejevlet metodi za opis promena u signalima sile tokom maksimalne izometrijske kontrakcije opružača kolena tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena, u okviru longitudinalne studije slučaja.

Hipoteza 1.1: U okviru longitudinalne studije slučaja očekuje se da će operisana noga, naročito u ranim fazama rehabilitacije, pokazati odstupanja u vremensko-frekvencijskoj organizaciji signala sile tokom maksimalne izometrijske kontrakcije u odnosu na neoperisanu nogu i kontrolnu grupu, uz postepeno smanjenje tih odstupanja u kasnijim fazama praćenja.

Cilj 2: Ispitati električnu aktivnost mišića kvadricepsa: *m. vastus lateralis (VL)*, *m. vastus medialis (VM)* i *m. rectus femoris (RF)* putem površinske elektromiografije (sEMG) i njene promene kroz vreme tokom rehabilitacije.

Hipoteza 2.1: U ranim fazama rehabilitacije očekuje se smanjena i vremensko-frekvencijski izmenjena površinska elektromiografska aktivnost mišića kvadricepsa operisane noge u odnosu na neoperisanu nogu i kontrolnu grupu. Ove promene očekuju se kroz promene MDF vrednosti, WTS amplituda i dominantnih vremenskofrekvencijskih komponenti mišića *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis* i *m. rectus femoris*, uz delimično približavanje referentnim obrascima u kasnijim fazama praćenja.

Za realizaciju postavljenih ciljeva istraživanja definisani su *zadaci* kojima je predviđeno:

- formiranje grupe ispitanika,
- upoznavanje ispitanika sa protokolom i procedurama testiranja,
- procena morfološkog statusa ispitanika (telesna visina, telesna masa),
- upoznavanje ispitanika sa testovima,
- realizacija testova po odgovarajućoj eksperimentalnoj proceduri,
- prikupljanje i obrada podataka i
- analiza dobijenih rezultata.

5. EKSPERIMENT 1: Kvantifikacija promena u kontroli ravnoteže, uslovljenih različitim zadacima i povredama donjih ekstremiteta, primenom metoda za analizu vremenskih serija

5.1. Uvod

Ravnoteža tela predstavlja složen proces koji zavisi od koordinisanog delovanja više fizioloških sistema, uključujući mišićno-koštani, vestibularni i centralni nervni sistem. Smatra se da je dobra ravnoteža jedan od glavnih preduslova za efikasan sportski i rekreativni učinak. Osim spoljašnjih faktora, uspešnost održavanja ravnoteže zavisi i od efikasne sinergije aktiviranih mišića (Hrysomallis, 2011; Zemková, 2014). Smanjena posturalna stabilnost često je prisutna nakon povreda donjih ekstremiteta kao što su uganuća i istegnuća mišića, tetiva ili ligamenata, zbog čega je procena ravnoteže od suštinskog značaja u kliničkom i sportskom okruženju, posebno kod osoba koje se oporavljaju od povreda donjih ekstremiteta (Fernandes et al., 2016).

Pokreti tela, odnosno centra mase (CoG), najčešće se mere pomoću platformi sile. Tradicionalne metode analize mera procene ravnoteže oslanjaju se na statičke mere, dok savremeni pristupi obuhvataju analize vremenskih serija, poput DFA i WTS, koje pružaju dublji uvid u dinamičke karakteristike posturalne kontrole. Ove metode omogućavaju procenu vremenske strukture posturalnog ljuľanja i otkrivanje složenih obrazaca koji ostaju nevidljivi konvencionalnim analizama zasnovanim na jednostavnim statičkim merama (Clark et al., 2014; Panjan & Sarabon, 2010; Wayne et al., 2014).

Pregled literature ukazuje na prisustvo nekoliko važnih teorijskih i metodoloških nedostataka procene posturalne stabilnosti i kontrole ravnoteže. Prvo, postoji relativno mali broj studija koje na sistematski način uvode analitički okvir zasnovan na analizi skaliranja ili dugodometnih autokorelacija u kontekstu kontrole ravnoteže (Ricotti, 2011). Takođe je ustanovljeno da još uvek ne postoje jasno definisani parametri i/ili pokazatelji koji bi omogućili pouzdanu procenu položaja ljudskog tela i karakteristika neuromišićne funkcije ili drugih funkcionalnih sposobnosti, koji su važni kako u kliničkim tako i u istraživačkim uslovima (Gimigliano et al., 2021; Panjan & Sarabon, 2010). Uprkos dosadašnjim istraživanjima, precizni mehanizmi promene kontrole ravnoteže nakon povreda, kao i tokom zahtevnih zadataka održavanja ravnoteže, ostaju nedovoljno razjašnjeni, posebno kada je reč o vremenskoj strukturi posturalnog ljuľanja i njenim dinamičkim karakteristikama (Smoliga et al., 2010).

S obzirom na prethodno navedeno, stohastične promene u mirnom stajanju, kao i u zadacima i sa poremećajima povezanim sa ravnotežom, već su bile predmet analize prethodnih istraživanja (Kirchner et al., 2012; Maze et al., 2017). Procene tzv. monofraktalnih karakteristika posturalnog ljuľanja (eng. sway), uključujući i primenu DFA analize CoP signala, pokazale su da snimci sa platforme sile tokom mirnog stajanja sadrže obrasce skaliranja (dugodometne vremenske autokorelacije), sa naglom promenom u skaliranju (eng. crossover). Ova promena se manifestuje kao promena u režimu autokorelacija na fluktuacionoj funkciji, uz prelazak na nestacionarnu dinamiku, sa eksponentom skaliranja većim od 1 na vremenskim skalama dužim od 1 s (Collins & De Luca, 1994; Duarte & Zatsiorsky, 2001). DFA i WTS analize pokazale su da se promena u CoP skaliranju javlja u vremenskom opsegu između 10 ms i 1 s (Collins & De Luca, 1994; Duarte & Zatsiorsky, 2001; Kirchner et al., 2012). Utvrđeno je da se tačka prelaza (eng. crossover point) menja u zavisnosti od eksperimentalnih uslova (npr. stajanje sa zatvorenim ili otvorenim očima) i uzrasta ispitanika (Kirchner et al., 2012). Takođe je pokazano da se monofraktalne i multifraktalne karakteristike mirnog stajanja menjaju pod uticajem treninga (Wayne et al., 2014), prisustva poremećaja ravnoteže i patologija (Maze et al., 2010), kao i zadatka i uzrasta (Chagdes et al., 2009). Konačno, sistematske analize podataka potvrdile su da uočeni obrasci nisu rezultat karakteristika korišćenih metoda: DFA

eksponenti izmešanih sekvenci bili su oko 0,5 za sve ispitanike i uslove, što odgovara vrednostima za potpuno slučajni signal – beli šum (Blesić et al., 1999; Kirchner et al., 2012).

Polazeći od prethodno zabeleženih metodoloških i teorijskih nedostataka, sprovedeno je istraživanje sa ciljem boljeg razumevanja uticaja povreda i izmenjenih zadataka stajanja na vremensku dinamiku kontrole ravnoteže kod fizički aktivnih osoba i onih sa istorijom povreda donjih ekstremiteta. Posebna pažnja bila je usmerena na primenu DFA i WTS metoda, preuzetih iz statističke fizike, u analizi signala relevantnih za posturalnu kontrolu. Pretpostavlja se da ove metode mogu predstavljati osetljivije alate za kliničku procenu, jer omogućavaju otkrivanje diskretnih lokalnih promena u mehanizmima kontrole ravnoteže, što konvencionalne analize često ne prepoznaju.

5.2. Metode

U radu je primenjen eksperimentalni metod transverznog tipa, a istraživanje je realizovano na uzorku koji su činili studenti Univerziteta u Beogradu – Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja. Sva merenja sprovedena su u Metodičko-istraživačkoj laboratoriji (MIL) istog fakulteta. Deo podataka preuzet je iz prethodne studije Anicic i saradnika (2023), sprovedene uz odobrenje Etičkog komiteta Univerziteta u Beogradu – Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja (odobrenje broj 02-273/21-1). Pored toga, novi podaci prikupljeni u okviru doktorske disertacije realizovani su na osnovu saglasnosti Etičkog komiteta iste institucije (odobrenje broj 02-2432/22-1, Prilog 2).

5.2.1. Uzorak ispitanika

U studiji je učestvovalo 89 fizički aktivnih ispitanika, 45 žena (masa tela $64 \text{ kg} \pm 7 \text{ kg}$; visina tela $174 \text{ cm} \pm 8 \text{ cm}$; godine 22 ± 5) i 44 muškarca (masa tela $81 \text{ kg} \pm 8 \text{ kg}$; visina tela $185 \text{ cm} \pm 7 \text{ cm}$; godine 24 ± 4). Svi su bili fizički aktivni kroz akademski nastavni plan i program, sa približno šest do osam časova fizičke aktivnosti nedeljno. U trenutku testiranja nijedan ispitanik nije imao dijagnostikovane mišićno-skeletne ili neurološke poremećaje, niti je uzimao lekove najmanje šest meseci pre učešća u studiji. Ispitanici su dalje klasifikovani prema istoriji povreda donjih ekstremiteta (koleno, skočni zglob i drugo), a te karakteristike su prikazane u **Tabeli 1**. Grupu nepovređenih činio je 41 ispitanik bez prijavljene istorije povreda. Od 48 ispitanika sa prijavljenom istorijom povreda, izdvojena je podgrupa od 26 osoba koje su imale nedavnu povredu jedne noge i njihovi podaci korišćeni su za analizu. Svi učesnici su dobili uputstva da izbegavaju naporene fizičke aktivnosti dva dana pre testiranja. Pre početka testiranja, učesnici su bili informisani o ciljevima i procedurama studije, te su dali pismeni pristanak u skladu sa Helsinškom deklaracijom (World Medical Association, 2013).

Tabela 1. Karakteristike ispitanika i njihovi zadaci.

Varijable		10 s mirno stajanje		10 s stajanje sa zatvorenim očima i samo na jednoj nozi	1,5 s mirno stajanje pre skoka			
		Nepovređeni	Povređeni		Nepovređeni	Povreda kolena	Povreda skočnog zgloba	Ostalo
N		8	5	8	40	22	10	4
Starost		20 ± 2	20 ± 2	20 ± 2	20 ± 5	20 ± 4	23 ± 5	22 ± 4
Pol	Muškarci	2	1	2	21	9	6	2
	Žene	6	4	6	19	13	4	2
Povređena strana	Leva	--	2	--	--	10	3	2
	Desna	--	3	--	--	12	7	2
Visina (cm)	Muškarci	187 ± 1	178	187 ± 1	182 ± 6	185 ± 8	187 ± 1	185 ± 1
	Žene	167 ± 11	169 ± 7	167 ± 11	171 ± 10	174 ± 10	173 ± 9	173 ± 2
Težina (kg)	Muškarci	81 ± 1	80	81 ± 1	78 ± 9	85 ± 9	81 ± 8	80 ± 12
	Žene	71 ± 7	70 ± 4	71 ± 7	61 ± 7	67 ± 8	62 ± 8	61 ± 0.4
Fizička aktivnost (broj sati u nedelji)		8 – 10	8 – 10	8 – 10	8 – 10	8 – 10	8 – 10	8 – 10

5.2.2. Protokol i procedure eksperimenta

U okviru eksperimentalne postavke, zadatak ispitanika bio je da mirno stoje na dve platforme sile (AMTI BP600400, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA 02472-4800 SAD), sa kojih su registrovani podaci o horizontalnim komponentama (x i y) i vertikalnoj (z) komponenti rezultujuće sile reakcije podloge (**Slika 4**), pri frekvenciji uzorkovanja od 1000 Hz, za svaku nogu posebno. U prvom eksperimentalnom okruženju, 13 učesnika izvodilo je tri zadatka: mirno stajanje sa otvorenim očima, mirno stajanje sa zatvorenim očima i stajanje na jednoj nozi sa rukama opuštenim uz telo (**Tabela 1**). Nakon zauzimanja zadate pozicije, zadatak je trajao 10 sekundi. Između pokušaja dat je jedan minut odmora, dok su odmori između različitih zadataka bili 2 minuta.



Slika 4. Prikaz platforme sile prilikom mirnog stajanja.

U drugom delu eksperimenta prikupljeni su podaci tokom testa vertikalnog skoka (eng. countermovement jump). Ukupno 76 učesnika dobilo je instrukcije da mirno stoje na dve platforme sile tokom 2 sekunde kao uvod u vežbu vertikalnog skoka, u sklopu standardizovanog protokola (Anicic et al., 2023). Za analizu vremenskih serija korišćeni su podaci iz početnih 1,5 sekundi mirnog stajanja.

5.2.3. Analiza i obrada signala

Za analizu i obradu podataka primenjene su dve metode: modifikovana fluktuaciona analiza (DFA) i vejevlet transformacija (WT), sa ciljem ispitivanja vremenske dinamike posmatranih signala. Kratke serije ograničavaju procenu skaliranja na manje skale, dok su zaključci na većim skalama ograničeni na deskriptivni nivo.

Modifikovana fluktuaciona analiza

Modifikovana fluktuaciona analiza predstavlja varijantu konvencionalne analize fluktuacija, prilagođenu za obradu nestacionarnih i nelinearnih podataka (Peng et al., 1994). Za razliku od klasičnog pristupa, DFA izračunava fluktuacionu funkciju $F(n)$ kao srednje kvadratno odstupanje od lokalnog trenda unutar prozora dužine n , primenjujući prethodno integrisani signal umesto originalnog zapisa (Peng et al., 1994).

Metoda DFA se pokazala stabilnijom od konvencionalnih pristupa, poput autokorelacionih funkcija (ACF) i Furijeove analize spektra snage (PwS), zahvaljujući manjoj osetljivosti na šum i smanjenim efektima krajeva (Bunde & Lennartz, 2012). U brojnim primenama, uključujući fiziološke i motoričke podatke, fluktuaciona funkcija (n) ponaša se kao $F(n) \sim n^\alpha$, odnosno kao prava linija na log-log dijagramima (Blesic et al., 2011). U takvim slučajevima, nagib α ove funkcije, koji u ovom

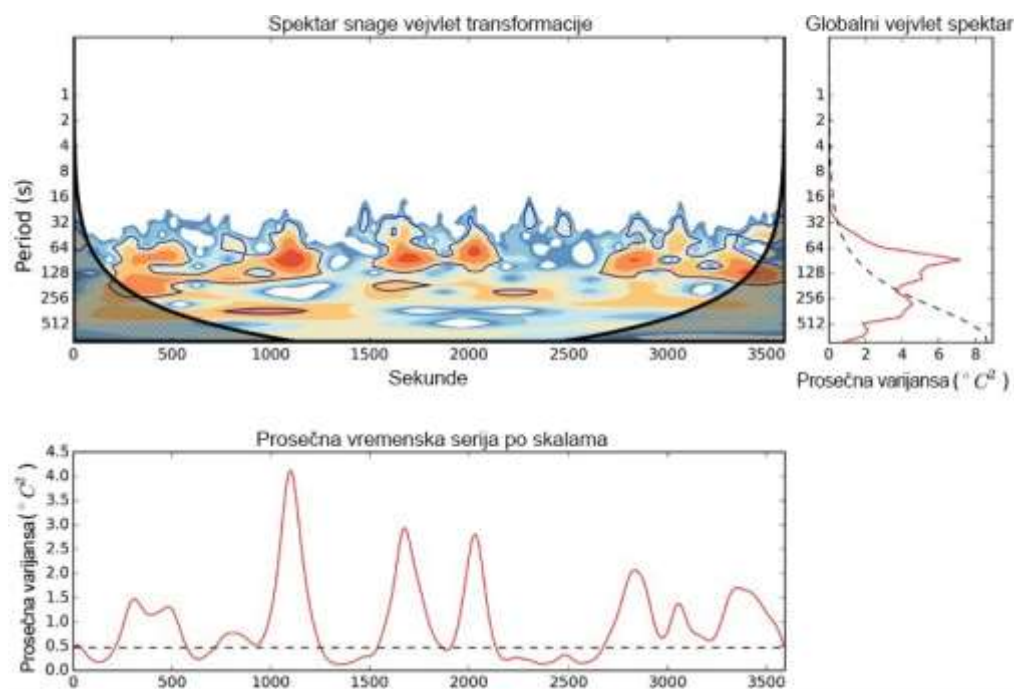
radu predstavlja eksponent DFA skaliranja, se koristi za procenu analizirane serije. Pokazalo se da je za stacionarne serije $0,5 < \alpha \leq 1$ (Peng et al., 1994). Vrednosti $\alpha \geq 1$, koje su relevantne za deo zapisa u ovoj studiji, ukazuju na postojanje unutrašnjih nestacionarnosti (Höll et al., 2016). U tom slučaju, funkcija $F(n)$ ukazuje na naglu promenu nagiba, dok $\alpha \geq 1$ može značiti da je osnovni proces kompozitne prirode (Höll & Kantz, 2015). Takva struktura može nastati usled nezavisnog uticaja različitih unutrašnjih režima na brzim i sporim vremenskim skalama (Kantelhardt, 2015), interakcije sa dugodometno autokorelisanim procesima (Livina et al., 2003) ili uticaja periodičnih i kvaziperiodičnih komponenti na specifičnim vremenskim skalama (Blesić et al., 1999). U tim slučajevima, pomenuti procesi se tretiraju kao trendovi koje je potrebno ukloniti pre analize (Kantelhardt, 2015). Konačno, izražena nestacionarnost podataka može biti znak postojanja unutrašnje multifraktalne dinamike (Kantelhardt, 2015).

Prednosti DFA i WTS metoda u analizi složenih prirodnih sistema, uključujući karakterizaciju efekata povreda, zasnivaju se na sposobnosti da očuvaju vremensku strukturu signala uz redukciju šuma (Blesić et al., 2019). DFA, putem uklanjanja trenda kao koraka predobrade, obezbeđuje vremenske serije sa smanjenim oscilacijama, uz očuvanje njihovih statističkih karakteristika (Stanley, 2000). Na taj način se delimično rešava problem direktnog izračunavanja Furijeovog spektra snage, koji je otežan prisustvom šuma u prirodnim zapisima (videti **Sliku 6B** u poglavlju Rezultati). DFA omogućava jasniju i manje šumom opterećenu prezentaciju rezultata na log-log graficima.

Čisto dugoročno autokorelisan ponašanje retko se javlja u prirodnim zapisima. DFA2 funkcije, koje se koriste u ovom radu, često pokazuju prelazne promene u skaliranju, koje potiču od prisustva različitih unutrašnjih pokretača analiziranog ponašanja na različitim skalama (Blesić et al., 2019). Kada ti efekti nisu dovoljno izraženi da promene globalni obrazac DFA2 funkcije, koristi se WTS analiza koja je osetljiva na ove promene DFA.

Lokalna i globalna vejvlet spektralna analiza

Vejvlet transformacija (WT) uvedena je da bi se postigla istovremena lokalizacija signala u vremenu i u frekvenciji, čime se prevazilaze ograničenja Furijeove analize (Beck et al., 2005). WT predstavlja dvodimenzionalnu dekompoziciju signala po realnom vremenu (ili prostoru; u ovoj disertaciji ćemo koristiti vreme kao osnovnu varijablu) i vremenskoj (ili prostornoj) skali, za šta se koristi proširivanje i pomeranje osnovne funkcije (eng. mother wavelet) duž vremenske ose. Osnovna vejvlet funkcija mora zadovoljavati definisane matematičke uslove, tj. mora imati nultu srednju vrednost i biti lokalizovana u vremenu i frekvenciji (Torrence & Compo, 1998). Dekompozicija duž realnog vremena, uz vremensku skalu (analogno frekvenciji u Furijeovoj analizi), omogućava prikaz lokalnih vremenskih komponenti signala (Addison, 2018; Torrence & Compo, 1998). Na osnovu toga se izračunavaju lokalni vejvlet spektri snage (IWTS), koji su, po definiciji, lokalizovani energetske doprinosi analizirane vremenske serije u određenoj vremenskoj skali i tački u vremenu (**Slika 5**). IWTS se obično predstavlja kao mapa u boji (eng. colormap) intenziteta vejvlet koeficijenata, sa realnim vremenom na x-osi i vremenskom skalom na y-osi. Takva prezentacija omogućava otkrivanje trenutaka kada se određena svojstva razvijaju ili menjaju, kao i praćenje promene dominantnih modova periodičnog ponašanja duž vremenske skale. Integracijom lokalnih spektara snage u vremenu dobija se globalni vejvlet spektar snage $E_W(n)$ (WTS; Addison, 2018; Torrence & Compo, 1998)).



Slika 5. Primer vejvlet spektra snage temperaturnog signala, prevedeno i prilagođeno prema standardnoj metodologiji vejvlet analize (Torrence & Compo, 1998).

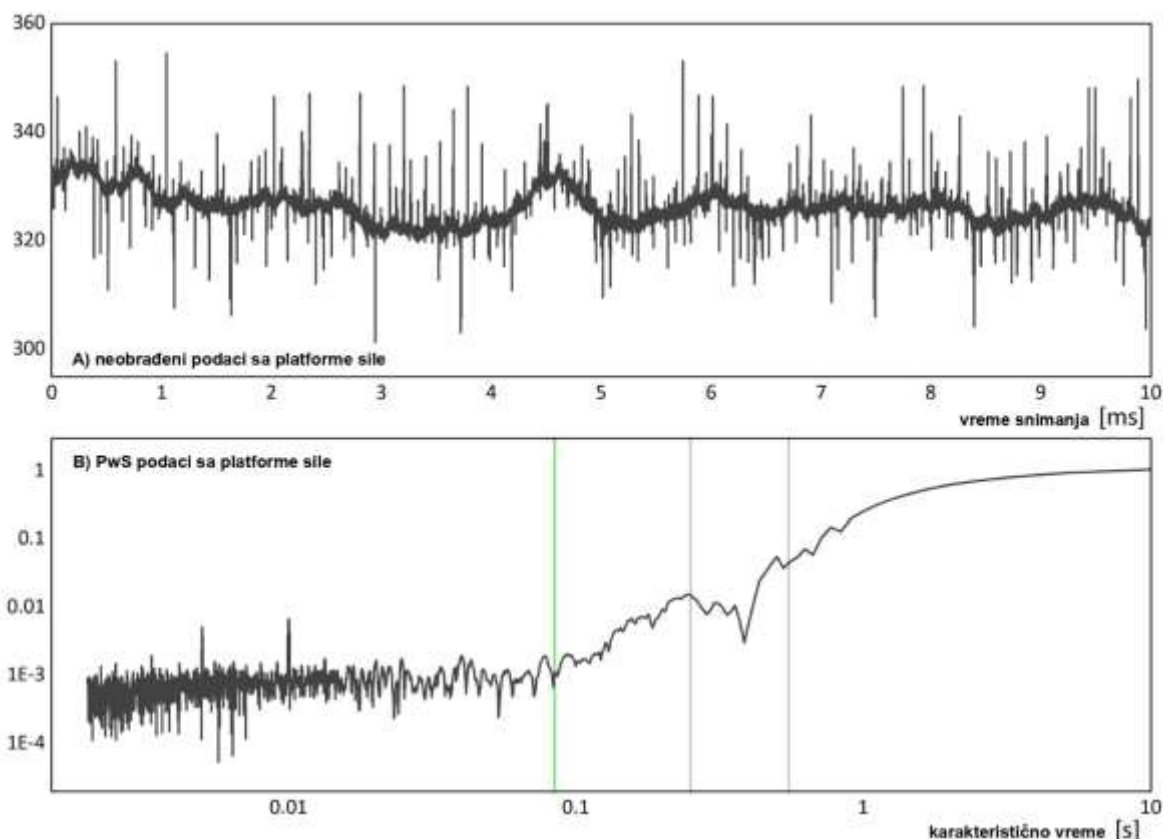
WTS je matematički uporediv sa Furijeovim spektrom snage (PwS) (Perrier et al., 1995), a za podatke sa dinamikom koja prati stepene zakone, i WTS i PwS funkcije karakteriše isti eksponent β koji se povezuje sa DFA2 eksponentom α preko relacije skaliranja $\alpha = (\beta + 1)/2$ (Peng et al., 1993). Time se DFA2 i WTS metode mogu direktno upoređivati, dok IWTS pruža dodatnu analizu lokalnih promena i karakterističnih pikova u ponašanju DFA2 i WTS funkcijama (Blesić, 2020).

Radi izbegavanja efekata konačne veličine zapisa na statistiku, DFA2 i WTS funkcije su izračunate u opsegu vremenskih skala od $n = 1$ za WTS i $n = 5$ za DFA2, do $n = N/5$. Na primer, za serije dužine $N = 10\,000$ tačaka (10 s merenja) ili $N = 1500$ (1,5 s snimanja), vremenski opseg istraživanja je bio ograničen na $t_{max} = 2$ s, odnosno $t_{max} = 0,3$ s. Za izvođenje zaključaka korišćen je strože definisan opseg do $n_{max} = N/10$, u skladu sa preporukama iz literature (Bashan et al., 2008).

Greška izračunavanja DFA2 eksponenta, koja zavisi od dužine serije N , procenjena je na 0,05 za serije do 10 000 tačaka (Winter et al., 1998), i korišćena je za procenu značajnosti promena DFA2 parametara. Za procenu značajnosti WTS rezultata primenjeni su testovi za prepoznavanje pikova u WTS (Torrence & Compo, 1998). Konačno, za poređenje zapisa platforme sile sa standardnim statističkim metodama primenjeni su nezavisni i zavisni t-testovi (IBM Corp., Armonk, NY, USA), uz alfa nivo od $p = 0,05$.

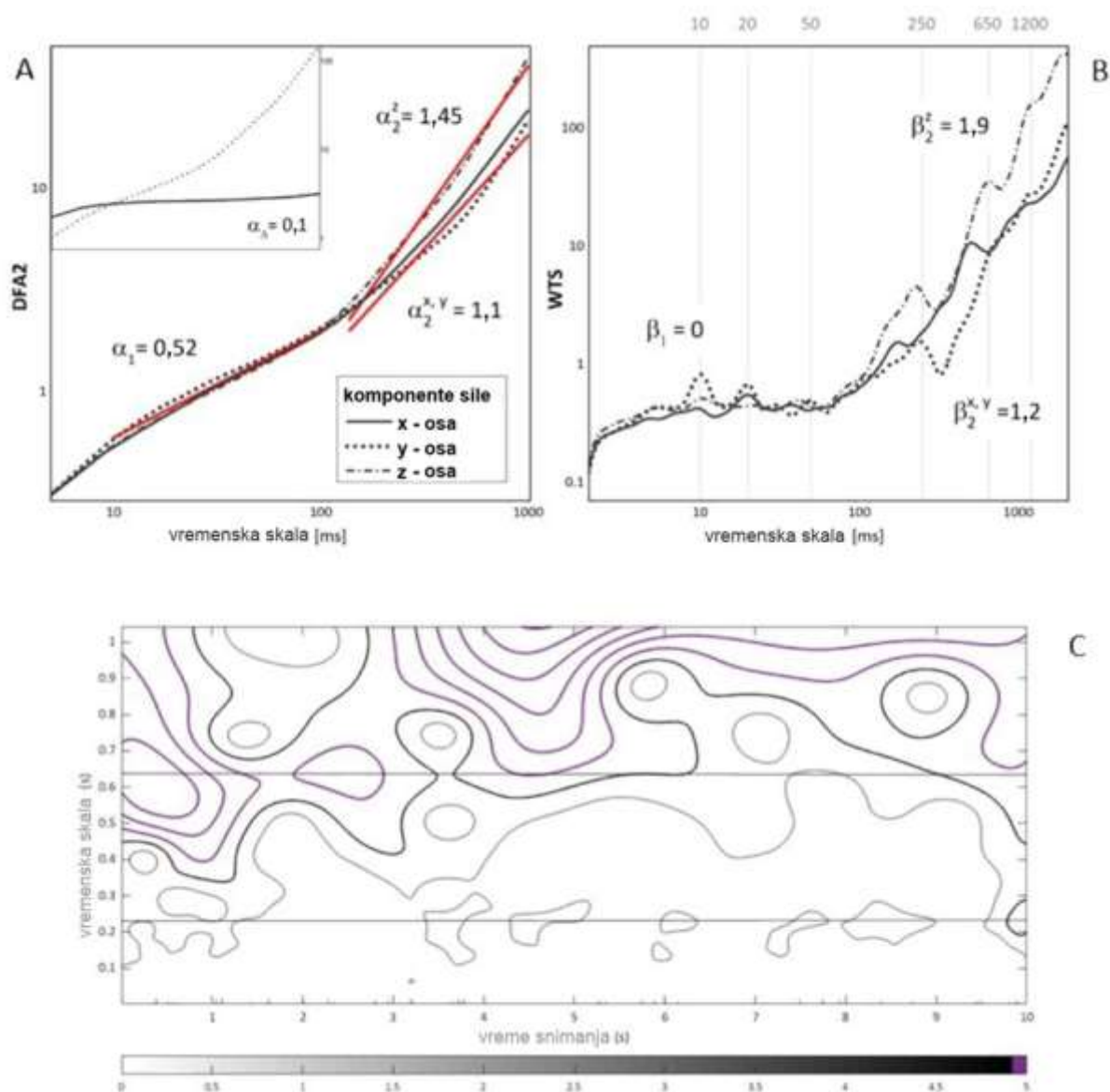
5.3. Rezultati

Na **Slici 6** prikazan je primer signala registrovanog na platformi sile tokom stajanja u mirnom položaju. Prikaz obuhvata neobrađene podatke (**Slika 6A**) i pripadajući spektar snage (PwS) predstavljen kao log-log grafik u funkciji vremenske skale, umesto frekvencije (**Slika 6B**), radi lakšeg poređenja sa WTS analizom. Registrovani neobrađeni podaci pokazuju šumovito ponašanje sa multimodalnom varijabilnošću, uključujući kvaziharmonično ponašanje signala koje je prisutno u svim zapisima iz analiziranog skupa. Spektar snage ovog zapisa ukazuje na mogući prelaz u obrascu skaliranja na vremenskim skalama oko 100 ms, uz prisustvo najmanje dva izražena pika na višim vremenskim skalama.



Slika 6. Prikaz zapisa sa platforme sile prilikom stajanja. A) Neobrađeni signal z-komponente sile desne noge. B) Log-log dijagram Furijeovog spektra snage (PwS) istog zapisa, prikazan kao funkcija vremenske skale radi poređenja sa WTS spektrom. Na PwS grafiku uočena je moguća tačka prelaza (označena vertikalnom zelenom linijom), kao i dva pika na 250 i oko 550 ms (označena sivim linijama).

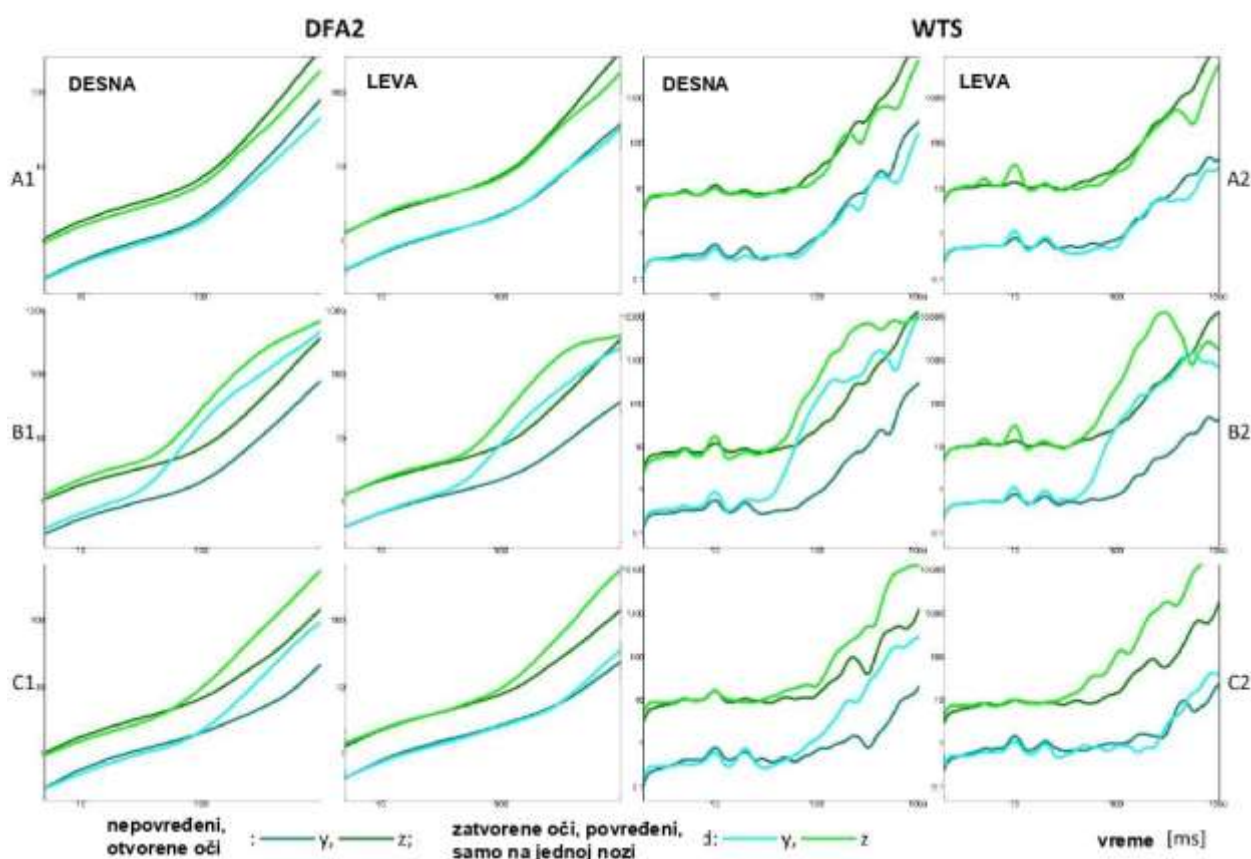
Slika 7 prikazuje tipične rezultate DFA2 i WTS analize podataka o mirovanju na platformi sile, za ispitanicu iz grupe nepovređenih (bez prijavljene nedavne istorije povrede). U svim analiziranim zapisima, DFA2 krive, kao što je prikazano na **Slici 7A**, bile su približno linearne na log-log dijagramima. Uočeno stepeno ponašanje uvek je pokazivalo promene u skaliranju na vremenskim skalama između 50 i 100 ms. EkspONENT skaliranja ispod tačke prelaza bio je $\alpha_1 = 0,5$, odnosno $\beta_1 \approx 0$, za odgovarajuće WTS funkcije, što ukazuje na potpuno slučajno ponašanje u oblasti kratkih vremenskih skala. Na višim (dužim) vremenskim skalama, iznad iznad tačke prelaza, zapisi nepovređenih ispitanika pokazali su povećanje nagiba DFA2 krive do vrednosti α_2 između 1,1 i 1,7 (odnosno $1,2 \leq \beta_2 \leq 2,1$). S obzirom na to da su dobijene vrednosti $\alpha_2 > 1$, primenjena je DFA2 analiza na seriji razlika $\Delta x_i = x_{i+1} - x_i$ ($i = 1 \dots N - 1$). Prema Biering-Sørensen (1984), ako originalni zapis ima eksponent $\alpha > 1$, eksponent serije Δx_i treba da bude $\alpha_\Delta = 1 - \alpha$. Rezultati ove analize, prikazani na **Slici 7A**, pokazali su da su dobijene vrednosti α_Δ smanjene za više od 1, što može ukazivati na prisustvo visoko autokorelisanog nestacionarnog režima u delu iznad tačke prelaza. Rezultati globalne WTS analize (**Slika 7B**) pokazali su prisustvo nekoliko karakterističnih pikova, na 10, 20 i 50 ms u vremenskim rasponima ispod tačke prelaza, i na oko 250, 650 i 1200 ms, u oblasti viših vremenskih skala. Lokalni WTS spektri (**Slika 7C**) sugerišu da su ovi režimi ponašanja prisutni (ili da su aktivirani) tokom celog trajanja snimanja i da su oni ispod i iznad tačke prelaza verovatno međusobno nezavisni. Moguće je da ovi odvojeni režimi predstavljaju različite obrasce aktivacije mišića i (ili) posturalnih korekcija tokom stajanja. Vrednosti WTS koeficijenata bile su dosledno veće na z-osi u poređenju sa x-osom i y-osom. Pored toga, skaliranje (nagibi DFA2 i WTS funkcija) na x i y osi bilo je identično unutar granica greške, što je usmerilo dalju analizu na ponašanje duž y-ose i z-ose.



Slika 7. Prikaz rezultata DFA2 i WTS analize tipičnog zapisa bez prisustva povrede, tokom stajanja na desnoj nozi, za sve tri ose. A) Nagibi DFA2 funkcije prikazani su crvenim linijama, sa naznačenim vrednostima odgovarajućih eksponenata skaliranja. Unutar grafika prikazani su rezultati DFA2 analize serije razlika (puna linija) za z-osu, u poređenju sa rezultatima originalne serije (isprekidana linija), zajedno sa eksponentom α_Δ . B) WTS funkcije sa prikazanim vrednostima eksponenata za svaku osu. Vertikalne linije služe kao vizuelni vodiči za uočavanje karakterističnih pikova (modova) aktivacije mišića ili pokreta. C) Lokalni vejlvet spektar z-ose, prikazan u nijansama sive boje. Vidljivo je da su modovi ispod i iznad tačke prelaza (oko 100 ms) međusobno odvojeni i moguće nezavisni.

Radi ispitivanja uticaja zadatka održavanja ravnoteže i prethodne istorije povrede na ponašanje signala, analizirani su zapisi ispitanika bez prijavljene povrede koji su stajali 10 sekundi na platformi sile zatvorenih očiju i samo na jednoj nozi, kao i ispitanika sa prijavljenom istorijom povrede. Podaci su razvrstani kao „zatvorene oči“, „samo desna/leva noga“ i „povređeni“. Treba napomenuti da ovi nalazi imaju deskriptivni karakter i mogu se tumačiti samo kvalitativno, jer podgrupe povreda obuhvataju mali broj ispitanika. Rezultati su prikazani na **Slici 8**, gde su DFA2 i WTS funkcije za navedene slučajeve date u poređenju sa referentnim zapisom nepovređenog ispitanika u uslovima stajanja sa otvorenim očima. Tipični rezultati DFA2 analize (**Slika 8A, B1 i C1**) pokazali su izražene promene u ponašanju kod nepovređenih ispitanika koji stoje na jednoj nozi, kao i kod ispitanika sa istorijom povrede jedne od nogu, posebno na višim vremenskim skalama, iznad tačke prelaza. Uočeno je da se nagibi DFA2 funkcija povećavaju za obe ose (y i z) na nozi koja

je aktivna tokom stajanja na jednoj nozi (**Slika 8B1**), kao i za obe ose suprotne, nepovređene noge, a povremeno i za z-osu noge sa prijavljenom povredom (**Slika 8C1**). Ove promene verovatno ukazuju na pojačano angažovanje mišića ili mišićnih grupa ili na promenu u režimima pokreta koji utiču na karakteristična vremena u vremenskim intervalima iznad tačke prelaza, u poređenju sa „normalnim“, stajanjem bez povreda. DFA2 krive za slučaj stajanja sa zatvorenim očima (**Slika 8A1**) nisu pokazale značajnu promenu nagiba u poređenju sa slučajem sa „otvorenim očima“ unutar granica greške. Ipak, odgovarajuće globalne WTS funkcije (**Slika 8A2, B2 i C2**) pokazale su da čak i kada DFA2 dinamika ostaje nepromenjena, karakteristični WTS pikovi postaju izraženiji, kako na nižim, tako i na višim vremenskim skalama. U slučajevima stajanja samo na jednoj nozi i kod ispitanika sa istorijom povrede, pojedini pikovi iznad tačke prelaza postaju dominantni i dovode do uočene promene nagiba DFA2 i WTS funkcija. Posebno je vidljivo na **Slici 8B2** da se promena nagiba (a samim tim i skaliranje) kod stajanja na jednoj nozi može pripisati povećanoj amplitudi pikova na oko 250 i 650 ms. U slučaju postojanja istorije povrede (**Slika 8C2**), promena je uzrokovana aktivacijom svih viših modova, uključujući najverovatnije i one iznad 1200 ms. Konačno, rezultati DFA2 i WTS analiza ukazuju na pomeranje položaja tačke prelaza ka manjim vremenskim skalama u svim navedenim uslovima, što verovatno odražava intenzivniju aktivaciju posturalnih režima.

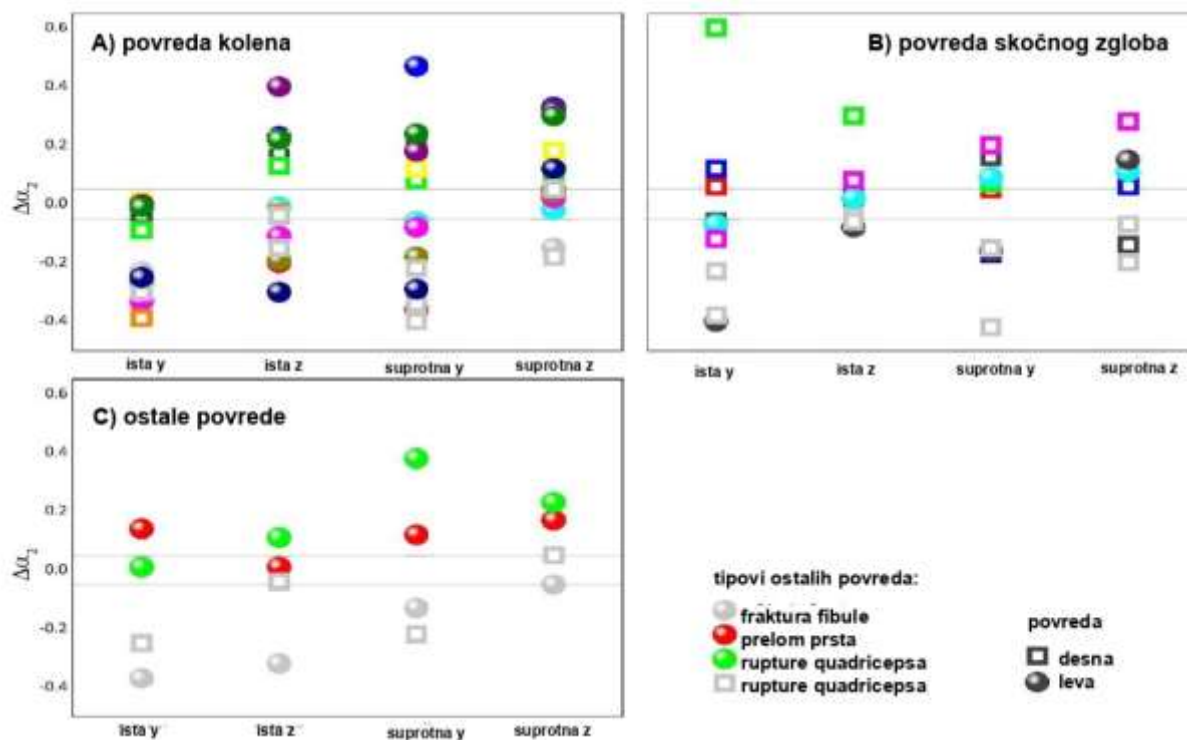


Slika 8. Prikaz DFA2 i globalnih WTS funkcija za tri eksperimentalna uslova: A) nepovređeni ispitanici u uslovima stajanja sa „zatvorenim očima“, B) stajanje „samo na desnoj ili levoj nozi“ bez prisustva povrede i C) ispitanik sa prijavljenom povredom levog kolena. DFA2 funkcije prikazane su u dva reda na levoj strani (označene brojem 1), dok su odgovarajuće WTS funkcije prikazane na desnoj strani (označene brojem 2), za svaku nogu. U slučaju stajanja samo na jednoj nozi (Slika 11B1 i B2), rezultati DFA2 i WTS prikazani su za obe noge.

Na osnovu prikazanih primera sa **Slike 8**, dalje je ispitivan uticaj istorije povrede i različitih tipova povreda na ponašanje DFA2 i WTS funkcija. U tu svrhu analizirani su zapisi stajanja u pripremi za skok kod ispitanika koji su prijavili nedavnu povredu jedne noge. Njihovi rezultati upoređeni su sa prosečnim vrednostima DFA2 i WTS (odnosno prosečnim nagibima α_1 i α_2 , ili β_1 i

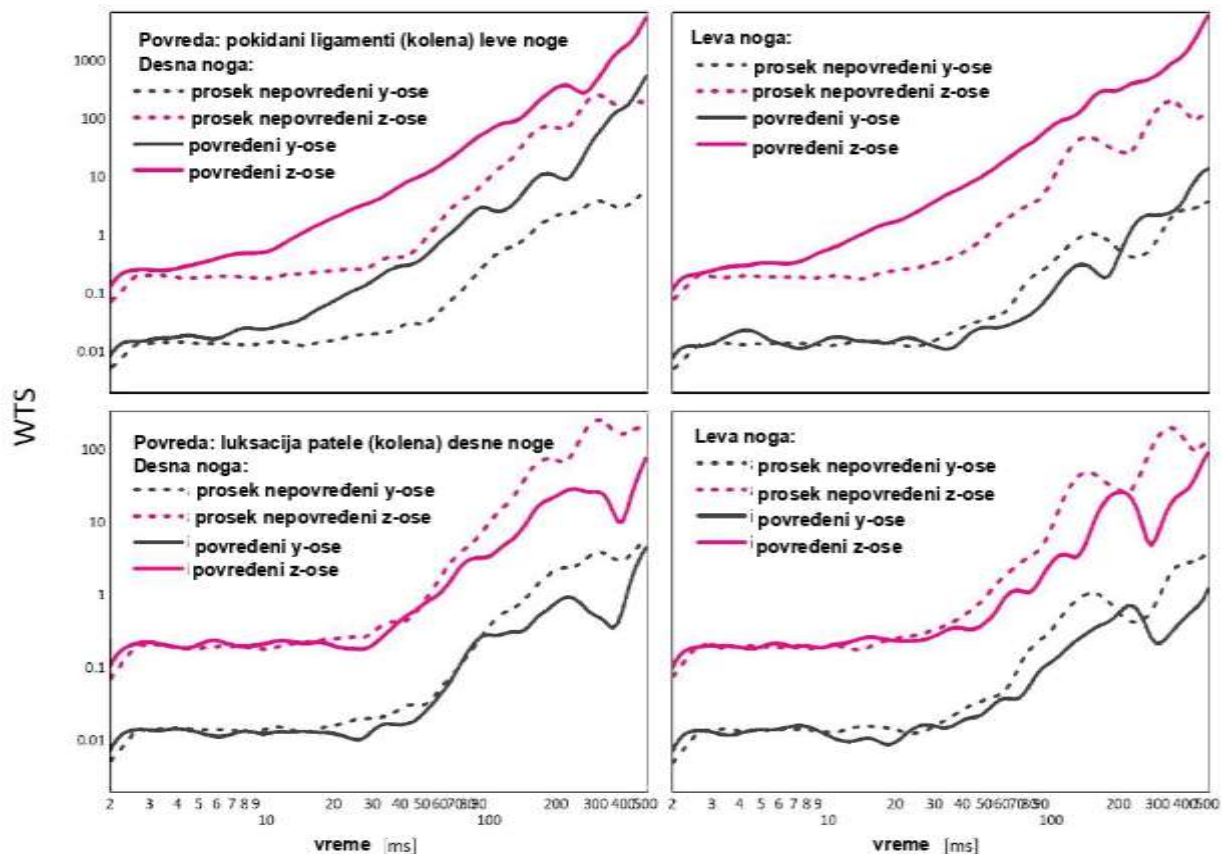
β_2) za grupu nepovređenih ispitanika iz istog skupa podataka. Kao što je prikazano na **Slici 8**, nije uočena razlika između nedavno povređenih i prosečne dinamike nepovređenih u oblasti ispod tačke prelaza. Međutim, na višim vremenskim skalama zabeležene su vidljive razlike.

Slika 9 prikazuje promene u ponašanju tokom stajanja pre skoka, izražene kao razlike u DFA2 eksponentima skaliranja $\Delta\alpha_2 = \alpha_{2,povreda} - \alpha_{2sr,nepovređeni}$, odnosno razliku između izračunate vrednosti α_2 za svaku nedavnu povredu i srednje vrednosti α_2 u grupi nepovređenih ispitanika. Prethodne povrede kolena (**Slika 9A**) pokazale su ponašanje slično onom prikazanom na **Slici 8C2**: istorija povrede jedne noge može dovesti do onoga što smo mi nazvali „kompenzacija“, odnosno izraženo angažovanje mišićnih grupa ili režima kretanja, što rezultira povećanjem vrednosti eksponenta skaliranja α_2 na obe ose suprotne, nepovređene noge, kao i na z-osi povređene noge. Detaljna analiza pokazala je da je ovo ponašanje prisutno kod ispitanika sa istorijom „opštih“ povreda kolena leve noge i povreda LCA desne noge. Za razliku od povreda kolena, nedavne povrede skočnog zgloba (**Slika 9B**) pokazale su drugačiji obrazac kompenzacije, povećanje vrednosti α_2 uočeno je na obe ose iste noge, kao i na vertikalnoj (z) osi suprotne noge, ali samo kod povrede desne noge. Ovaj obrazac ukazuje na specifičnu biomehaničku adaptaciju u kontroli kod povreda skočnog zgloba, koja se razlikuje od odgovora na povrede kolena. Pored ovih obrazaca, **Slika 9** pokazuje da su neke nedavne povrede kolena i skočnog zgloba, kao i istorija povreda drugih delova noge (**Slika 9C**), rezultirale tzv. „podbacivanjem“ ili „nedovoljnim uspehom“, odnosno smanjenjem vrednosti nagiba iznad tačke prelaza. Ovakvo smanjenje skaliranja verovatno je posledica nemogućnosti adekvatnog angažovanja mišića ili mišićnih grupa koje utiču na DFA2 i WTS funkcije na višim vremenskim skalama, što dovodi do nižih vrednosti α_2 u poređenju sa prosečnim nepovređenim ponašanjem. Takvo ponašanje najčešće je uočeno na obe ose, kako kod nedavno povređene, tako i kod nepovređene noge.



Slika 9. Razlike $\Delta\alpha_2$ između DFA2 nagiba α_2 za A) povrede kolena, B) povrede skočnog zgloba i C) druge povrede jedne noge, u poređenju sa srednjom vrednošću nagiba zapisa bez povreda, pri stajanju. Prikaz obuhvata obe ose, za povređenu nogu (označenu kao „isto“) i za suprotnu nogu. Horizontalne linije predstavljaju granice greške; vrednosti koje se nalaze van tih linija mogu se smatrati statistički značajnim. Pojedinačni slučajevi povreda prikazani su u boji kada je uočena kompenzacija na bilo kojoj nozi, dok su slučajevi „nedovoljnog uspeha“, smanjenje nagiba na obe noge i obe ose prikazani sivom bojom. Razlikovanje strane povrede i tipa povrede detaljno je prikazano u legendi grafika.

Da bi se bliže predstavile razlike u obrascima aktivacije tokom stajanja pre skoka, **Slika 10** prikazuje primere WTS funkcija za dva tipa odgovora: „kompenzacije” na suprotnoj nozi i „nedovoljni uspeh” na obe noge. Vidljivo je da je „nedovoljni uspeh” verovatno uzrokovan nemogućnošću angažovanja mišića ili mišićnih grupa odgovornih za karakteristični pik oko 250 ms. Ovakva nemogućnost aktivacije može dovesti do pomeranja tačke prelaza ka višim vremenskim skalama, što je karakteristično za slučajeve smanjenog skaliranja.



Slika 10. Poređenje ponašanja „kompenzacije“ (gornji red) i „nedovoljnog uspeha“ (donji red), prikazano kroz funkcije WTS u odnosu na prosečnu dinamiku kod nepovredjenih ispitanika.

Sumirani rezultati prikazani na **Slici 9 i 10** predstavljeni su i u **Tabeli 2**, gde su date prosečne vrednosti razlika $\Delta\alpha_2$ za grupe ispitanika sa povredama kolena i skočnog zgloba, razvrstanih prema tipu odgovora: kompenzacija i nedovoljan uspeh. Pored eksponenata skaliranja, prikazane su i srednje vrednosti zabeležene sile po istim kategorijama, kao i p-vrednosti dobijene standardnim statističkim analizama koje procenjuju postojanje značajnih razlika u vrednostima parametara između nogu, povredene (označene kao „ista”) i suprotne, nepovredene. Važno je napomenuti da su statističke analize sprovedene na ograničenom broju zapisa (3–9 ispitanika po grupi povreda), te da ovi rezultati imaju samo informativni karakter. Zbog male veličine uzorka i nejednake varijanse, klasične statističke procedure nisu bile primenjive na grupi sa povredama skočnog zgloba.

Tabela 2. Prosečne vrednosti razlika $\Delta\alpha_2$ (DFA2) iznad tačke prelaza, izračunate za grupe podataka diferencirane prema mestu i tipu povreda, prikazane zajedno sa vrednostima $\Delta\beta_2$, odgovarajućih razlika u nagibima WTS analize.

Mesto povrede	Tip povrede	Povređena strana	Odgovor – vrednosti grupa $\Delta\alpha_2$ ($\Delta\beta_2$)			
			(Stajanje)			
			desna y	desna z	leva y	leva z
Povreda kolena	Generalno	D	-0.17 (-0.34)	0.01 (0.02)	-0.09 (-0.18)	-0.05 (-0.10)
		L	0.05 (0.10)	0.19 (0.38)	0.00 (0.00)	0.02 (0.04)
	LCA	D	-0.04 (-0.08)	0.18 (0.36)	0.10 (0.20)	0.13 (0.26)
		L	-0.16 (-0.32)	0.00 (0.00)	-0.27 (-0.54)	-0.14 (-0.28)
	Teška povreda	D	-0.33 (-0.66)	-0.07 (-0.14)	-0.31 (-0.62)	-0.10 (-0.20)
		L	0.21 (0.42)	0.31 (0.62)	0.11 (0.22)	0.20 (0.40)
Povreda skočnog zgloba	Generalno	D	-0.05 (-0.10)	0.03 (0.06)	-0.04 (-0.08)	0.01 (0.02)
		L	--	--	--	--
	Teška povreda	D	0.11 (0.22)	0.12 (0.24)	-0.04 (-0.08)	0.11 (0.22)
		L	-0.04 (-0.08)	0.13 (0.26)	-0.24 (-0.48)	-0.03(-0.06)

Napomena. Vrednosti $\Delta\alpha_2$ ($\Delta\beta_2$) koje izlaze van granica greške označene su podebljano. Odgovori koji ukazuje na kompenzaciju označeni su plavom bojom, u skladu sa klasifikacijom prikazanom u tekstu. Generalno – grupa ispitanika sa povredom (koleno ili skočni zglob). LCA - grupa ispitanika sa povredom prednjeg ukrštenog ligamenta. Teška povreda – grupa ispitanika sa obrascem „nedovoljnog uspeha” tj. smanjenim nagibima iznad tačke prelaza i pomeranjem tačke prelaza ka višim vremenskim skalama.

5.4. Diskusija

U eksperimentu su analizirane vremenske serije snimaka sa platforme sile tokom različitih zadataka mirnog stajanja, kod ispitanika sa i bez istorije povrede jedne noge, primenom DFA2 i WTS analize. Cilj je bio da se proceni dinamika skaliranja u skupu podataka, utvrde karakteristike skaliranja i vremenske spektralne veličine, te ispituju promene u ponašanju signala pod različitim eksperimentalnim uslovima (stajanje sa zatvorenim očima, stajanje na jednoj nozi i prisustvo istorije povrede). U svim analiziranim zapisima uočeno je prisustvo skaliranja, odnosno dugodometnih autokorelacija, sa karakterističnom promenom ponašanja oko tačke prelaza na približno 100 ms. Na vremenskim skalama ispod tačke prelaza dominira ponašanje nalik slučajnom, dok se iznad tačke prelaza javlja izražena nelinearnost u autokorelisanom ponašanju, od vremenskih skala u rasponu od 100 ms do 1 s. Ovi nalazi su u saglasnosti sa prethodnim radovima o skaliranju CoP signala (Collins & De Luca, 1994; Duarte & Zatsiorsky, 2001), u vremenskim opsezima koji se poklapaju sa nalazima ovog istraživanja. Primenom WTS analize izdvojeni su karakteristični pikovi u ponašanju skaliranja: u oblasti ispod tačke prelaza na 10, 20 i 50 ms, i u oblasti iznad tačke prelaza na oko 250, 650 i 1200 ms. Karakteristična vremena uočena na višim vremenskim skalama u skladu su sa frekventnim opsezima ranije utvrđenih skala (3,03, 1,51 i 0,76 Hz) relevantnih za mirno stajanje (Harrison et al., 2021). Eksponenti DFA2 i izdvojeni WTS pikovi definisani su kao skup parametara za dalju analizu.

U uslovima prisustva istorije povrede jedne noge, pokazano je da se skaliranje menja isključivo iznad tačke prelaza, dok ponašanje ispod tačke prelaza ostaje nepromenjeno u poređenju sa nepovređenim ispitanicima. U zadatku stajanja sa zatvorenim očima, uočena je promena amplituda karakterističnih pikova na nižim i višim vremenskim skalama, ali bez promene nagiba DFA2 funkcija. U zadacima stajanja na jednoj nozi i kod ispitanika sa istorijom povrede, zabeleženo je povećanje nagiba iznad tačke prelaza. Ovo povećanje nastaje usled promene amplituda pikova srednjeg nivoa (oko 250 i 650 ms, odnosno oko 4 i 1,5 Hz) kod stajanja na jednoj nozi, ili kontinuiranim povećanjem amplitude svih modova iznad tačke prelaza, uključujući i one izvan vremenskog opsega analize, kod ispitanika sa istorijom povrede. Povećanje eksponenta α_2 u ovim uslovima je u skladu sa ranijim nalazima o porastu energetskog sadržaja na niskim frekvencijama tokom kognitivnog zadatka u mirnom stajanju bez povreda (Kirchner et al., 2012), kao i u intervalu 0,049–100 Hz (koji se delimično preklapa sa opsegom vremenskih skala u ovoj studiji) kod zadatka sa zatvorenim očima (Chagdes et al., 2009). U drugim radovima, efekat je izraženiji kod starijih osoba u zadatku sa zatvorenim očima, a nešto slabiji u istom zadatku u stojećem stavu. Međutim, rezultati zadatka sa „zatvorenim očima“ iz studije Chagdes i saradnika (2009) razlikuju se od nalaza u ovom istraživanju, te ih je potrebno dalje sistematski procenjivati primenom istih vremenskih skala. Konačno, ranije utvrđeno povećanje spektralnog energetskog sadržaja ukazuje na pomeranje tačke prelaza ka nižim vremenskim skalama (Kirchner et al., 2012), što je potvrđeno i u ovom skupu podataka tokom stajanja na jednoj nozi, u okviru obrasca odgovora „kompenzacija“ na povredu.

Verovatno najvažniji nalaz istraživanja jeste da DFA2 i WTS analize mogu razlikovati istoriju povrede čak i u veoma kratkim vremenskim intervalima snimljenim tokom mirnog stajanja, u uslovima u kojima klasične metode procene ravnoteže ne uspevaju da uoče razlike u stanju ispitanika. Dosadašnja primena platformi sile u analizi ravnoteže i posturalne kontrole bila je uglavnom ograničena na CoP metriku (veličinu i brzinu ljuľanja), za koju je pokazano da je osetljiva na prisustvo povrede ili bolesti (Błaszczuk, 2016; Maze et al., 2017; Staples et al., 2019). Nalazi iz ove studije podržavaju pretpostavku da složene analize jednostavnijih zadataka kraćeg trajanja mogu pružiti nove diskriminatorne metrike za procenu ravnoteže.

Uočena su dva glavna tipa odgovora na nedavnu povredu: a) „kompenzacija“, definisana kao povećanje vrednosti α_2 uzrokovano pojačanom aktivacijom svih karakterističnih modova iznad tačke prelaza, što uzrokuje pomeranje tačke prelaza ka manjim vremenskim skalama, i b) „nedovoljan uspeh“, predstavljen kao smanjenje α_2 , verovatno usled smanjenja amplituda karakterističnih modova na oko 250 i 650 ms, što izaziva pomeranje tačke prelaza ka višim vremenskim skalama.

Pokazano je da istorija povrede kolena, kada je kompenzovana, dovodi do pojačane aktivacije na suprotnoj strani (nepovređenoj nozi) i na vertikalnoj osi povređene noge. Suprotno tome, povrede skočnog zgloba dovode do kompenzacije na povređenoj nozi, ponekad u kombinaciji sa aktivacijom z-ose suprotne noge, ako je kompenzacija prisutna. Ovi rezultati zahtevaju dalju sistematsku procenu različitih tipova povreda i poremećaja ravnoteže, iako već ukazuju na potencijal za razumevanje izvora skaliranja i karakterističnih modova u oblasti viših vremenskih skala. S obzirom na utvrđene razlike u obrascima kompenzacije kod povreda skočnog zgloba i kolena, može se zaključiti da dobijeni rezultati odražavaju činjenicu da nedavna povreda skočnog zgloba može biti kompenzovana pojačanom kontrolom ravnoteže u predelu kuka iste (povređene) noge (Panjan & Sarabon, 2010; Staples et al., 2019), dok povreda kolena može dovesti do kompenzacije i sa suprotne strane (noge). Konačno, imajući u vidu utvrđeno povećano angažovanje karakterističnih WTS režima oko 250 i 650 ms kod nepovređenih ispitanika koji stoje na jednoj nozi, i smanjeno angažovanje tih režima u svim slučajevima „nedovoljnog uspeha“, ova WTS promena može se tumačiti kao posledica različitih strategija posturalnih korekcija. Uočeni WTS obrasci ukazuju na promene u vremensko-frekventnoj organizaciji signala sile, ali se bez istovremenog EMG zapisa ne može pouzdano odrediti njihov mišićni izvor. U tom kontekstu potrebno je razmotriti koji mišići odgovorni za stabilan stav ostaju hipoaktivni, uključujući stabilizatore trupa, glutealne mišiće, mišiće kuka i potkolenice (npr. *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae*, *m. quadriceps*, *m. soleus*). Pokazano je da pojedinci koji prolaze rehabilitaciju nakon R-LCA imaju smanjenu globalnu dinamičku posturalnu stabilnost u poređenju sa zdravim ispitanicima (Miko et al., 2021). Ovo može predstavljati direktan efekat povrede LCA, ali i posledicu prethodno postojećih deficita koji su doprineli nastanku same povrede (Miko et al., 2021).

Dodatno, razlike u DFA2 i WTS obrascima između analize perioda od 10 s stajanja i segmenta od 1,5 s stajanja neposredno pre skoka, ukazuju da vremenska organizacija posturalne kontrole nije ista u svim fazama zadatka. Dok su tokom dužeg održavanja ravnoteže promene uglavnom bile povezane sa izmenama skaliranja i dominantnih WTS pikova, analiza segmenta neposredno pre skoka pokazala je drugačije obrasce DFA2 ponašanja, uključujući pojave „kompenzacije“ i „nedovoljan uspeh“. Ovi nalazi sugerišu da DFA i WTS mogu registrovati različite aspekte organizacije posturalne kontrole u zavisnosti od analiziranog vremenskog segmenta zadatka. Dalji rad na povezivanju uočenih DFA2 i WTS obrazaca sa strategijama kontrole ravnoteže, kao i na razumevanju njihovih fizioloških mehanizama, predstavlja važan pravac budućih istraživanja neuromišićne kontrole i posturalne stabilnosti.

5.5. Ograničenja istraživanja

Ova studija ima nekoliko ograničenja koja treba uzeti u obzir pri tumačenju nalaza. Prvo, trajanje pojedinih snimanja na platformi sile bilo je ograničeno na 1,5 sekundi, što može ograničiti mogućnost uočavanja oscilacija u posturalnoj stabilnosti na nižim frekvencijama (dužim vremenskim skalama), kao i uočavanja dugoročnog skaliranja. Prethodne studije ukazuju da kraći vremenski intervali verovatno ne obezbeđuju stabilna i pouzdana merenja kontrole ravnoteže, naročito za parametre osetljive na promene na niskim frekvencijama. Zato se preporučuju duži testovi, obično u rasponu od 60 do 150 sekundi, kako bi se obezbedila stabilnost i pouzdanost posturalnih procena (Richmond et al., 2023).

Drugo, podaci o istoriji povreda su dobijeni po sećanju samih ispitanika, što može dovesti do pristrasnosti u sećanju i klasifikaciji. Iako se ovaj metod često koristi u sportskim i epidemiološkim istraživanjima zbog svoje praktičnosti (Fuller et al., 2006), njegova tačnost u određivanju vremena nastanka, vrste ili težine povrede može biti ograničena. Buduća istraživanja trebalo bi da uključe klinički potvrđene dijagnoze i longitudinalno praćenje, kako bi se poboljšala tačnost klasifikacije povreda i njihova povezanost sa adaptacijama u kontroli ravnoteže (Fuller et al., 2006).

Treće, najznačajnije ograničenje predstavlja mali broj učesnika u podgrupama sa povredama ($n = 2-5$), što je značajno uticalo na mogućnost statističkog poređenja i onemogućilo sprovođenje standardnih analiza statističke značajnosti i procenu veličine efekta. Zbog toga je pažnja bila usmerena na deskriptivne karakteristike i kvalitativne razlike koje su procenjene primenom DFA i WTS metoda. Uprkos ograničenju uzorka, ove metode prepoznale su diskretne promene u kontroli ravnoteže. Važnost statističkih pokazatelja u osnaživanju validnosti zaključaka je jasna, ali njihova primena na ovako malim uzorcima može rezultirati neadekvatnim tumačenjima. Ova ograničenja su jasno istaknuta u radu, uz preporuku da buduća istraživanja uključe veće, klinički potvrđene uzorke ispitanika, čime bi se obezbedila mogućnost temeljnijeg statističkog ispitivanja i šireg tumačenja rezultata i na druge grupe ispitanika.

5.6. Zaključci istraživanja

Cilj ove studije bio je da ispita osetljivost DFA i WTS metoda u analizi podataka sa platforme sile, kao i da proceni efikasnost novog okvira za razlikovanje obrazaca kontrole položaja tela u kliničkim i istraživačkim uslovima. U tom smislu potvrđen je stohastički karakter snimaka, dok su eksponenti DFA2 skaliranja i karakteristični WTS pikovi prepoznati kao ključni parametri za dalju analizu.

Kod ispitanika sa istorijom povrede uočena su dva dominantna obrasca odgovora: „kompenzacija” (compensation) i „nedovoljni uspeh” (underachievement), koji predstavljaju potencijalne pravce za dalja istraživanja u oblasti ravnoteže i posledica povreda.

Uočeni WTS pikovi na oko 250 ms i 650 ms ukazuju na potencijalne izvore promena u vremenskom ponašanju tokom zadatka stajanja na jednoj nozi i u slučajevima „nedovoljnog uspeha” kod ispitanika sa povredom. Ova karakteristična vremena bi se mogla dalje istraživati u vezi sa aktivacijom određenih mišića ili mišićnih grupa. Rezultati pokazuju da su promene skaliranja u horizontalnoj ravni izraženije, i time informativnije za razlikovanje tipa povrede nego promene u vertikalnoj osi. Posturalna dinamika analizirana je odvojeno po osama, jer se pokazalo da proces sabiranja signala (npr. određivanje CoP) može prikriti razlike u skaliranju i modalnim karakteristikama, što dovodi do dominacije signala sa izraženijim autokorelacijama (Bodkin et al., 2018). Već je poznato da posturalna stabilnost može biti značajno narušena usled povrede ili bolesti (Błaszczuk, 2016; Miko et al., 2021). Na primer, osobe sa rekonstruisanim prednjim ukrštenim ligamentom pokazuju veću posturalnu nestabilnost tokom zadatka sa kognitivnim opterećenjem, što može ukazivati na deficit u neuronskoj obradi koji ostaje prisutan i nakon oporavka (Miko et al., 2021). Zanimljivo je da su Bodkin i saradnici (2018) pronašli slične obrasce stabilnosti kod zdravih ispitanika i onih sa povredom LCA-a u zadatku stajanja na jednoj nozi, te zaključili da taj zadatak možda nije dovoljno osetljiv za otkrivanje oštećenja kod sportista. Iako su ispitanici u ovoj studiji imali različite povrede donjih ekstremiteta, rezultati ukazuju da bi promena skaliranja mogla biti dovoljno osetljiva da otkrije izmenjene obrasce posturalne kontrole.

Konačno, dobijeni rezultati ne rešavaju pitanje prirode i porekla nestacionarnosti u podacima platforme sile. Ovo pitanje ostaje otvoreno za dalja istraživanja, posebno uz korišćenje dužih vremenskih serija i dodatnih testova nelinearnosti. Analize dužih vremenskih serija mogle bi otkriti neravnotežu između različitih komponenti šuma u signalu ili obrazaca aktivacije koji takođe mogu doprineti povećanju α_2 . Posebno bi se moglo ispitivati prisustvo dominantnih WTS modova koji proizilaze iz kvaziperiodičnih telesnih procesa (kao što su disanje, rad srca ili metabolički procesi) za koje je već pokazano da utiču na dinamička svojstva kontrole motornih neurona (Blesić et al., 1999). Uklanjanjem tih modova iz podataka moglo bi dovesti do smanjenja vrednosti eksponenta skaliranja iznad tačke prelaza (Bodkin et al., 2018). Rezultati ove studije doprinose sve većem broju istraživanja koja ukazuju da nelinearne metode analize vremenskih serija mogu pružiti osetljiviji i sveobuhvatniji okvir za procenu ljudske ravnoteže i posturalne stabilnosti.

6. EKSPERIMENT 2: Primena metoda za analizu vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake

6.1. Uvod

Nakon analize složenosti posturalne kontrole u prethodnom eksperimentu, drugi deo istraživanja usmeren je na primenu metoda analize vremenskih serija u proceni uticaja prethodne povrede na funkciju mišića kolena i šake. Povrede kolena predstavljaju jedan od najčešćih uzroka dugotrajnih funkcionalnih ograničenja kod fizički aktivne populacije i često su praćene smanjenom sposobnošću generisanja sile i promenama u neuromišićnoj kontroli pokreta (Knežević, 2025; Nagai et al., 2020). Ove promene ne nastaju isključivo kao posledica oštećenja perifernih struktura poput mišića i zglobova, već mogu biti povezane i sa adaptacijama unutar centralnog nervnog sistema (Needle et al., 2017; Stańczak et al., 2025). Dosadašnja istraživanja ukazuju da povrede kolena mogu biti povezane sa promenama u centralnim mehanizmima kontrole pokreta, uključujući artrogenernu mišićnu inhibiciju, promene kortikospinalne ekscitabilnosti i kortikalnu reorganizaciju, što može doprineti dugotrajnim poremećajima neuromišićne funkcije nakon povrede (Grooms et al., 2015; Needle et al., 2017; Stańczak et al., 2025). Zbog toga posledice povrede nisu ograničene samo na povređeni ekstremitet, već se mogu manifestovati i bilateralno (McPherson et al., 2023; Mirkov et al., 2017).

Značaj bilateralnih neuromišićnih adaptacija potvrđuju istraživanja fenomena ukrštenog efekta (eng. cross education), koji podrazumeva prenos neuromišićnih adaptacija sa jednog ekstremiteta na drugi. Ovaj fenomen proučavan je primenom unilateralnog treninga, pri čemu trening zdravog ekstremiteta može doprineti održavanju mišićne jačine i ublažavanju neuromišićnih deficita u povređenom, netreniranom ekstremitetu tokom ranih faza oporavka (Mirto et al., 2025; Vélez-Gutiérrez et al., 2025). Zbog toga je pri proceni posledica povrede neophodno analizirati funkciju i povređenog i nepovređenog ekstremiteta.

Pored efekata na kontralateralni ekstremitet, pojedina istraživanja ukazuju i na povezanost između funkcije mišića donjih ekstremiteta i jačine stiska šake. Kod zdravih odraslih osoba i sportista pokazana je umerena povezanost između jačine stiska šake i opružaća kolena (Naim & Hamid, 2024), dok su kod starijih ispitanika i ispitanika sa povredama kolena niže vrednosti testa bile povezane sa smanjenom funkcijom donjih ekstremiteta, sporijim oporavkom, lošijom mobilnošću i povećanim rizikom od postoperativnih komplikacija (Fragala et al., 2016; Lee et al., 2026; Meessen et al., 2020). Međutim, mehanizmi koji povezuju funkciju šake i donjih ekstremiteta još uvek nisu u potpunosti razjašnjeni, zbog čega njihovo zajedničko ispitivanje može doprineti boljem razumevanju neuromišićnih adaptacija nakon povrede. Pri tome, iako između ekstremiteta mogu postojati određene funkcionalne i biomehaničke razlike povezane sa dominantnošću, dosadašnja istraživanja ne ukazuju na presudan uticaj dominantnosti na funkcionalni oporavak i povratak sportskim aktivnostima nakon povrede (Boo et al., 2020).

Pored klasičnih metoda procene mišićne funkcije, sve veća pažnja usmerena je na primenu naprednih analitičkih metoda koje mogu pružiti dodatne informacije o organizaciji i regulaciji mišićne aktivnosti kod osoba sa oštećenjem zglobnih i vezivnih struktura. Dosadašnja istraživanja pokazuju različite pristupe u proučavanju neuromišićnih odgovora nakon povrede kolena primenom naprednijih metoda, pri čemu se metodološke strategije razlikuju u zavisnosti od ciljeva istraživanja. Na primer, Pethick i saradnici (2015) su primenom aproksimativne entropije (ApEn) i modifikovane fluktuacione analize (DFA) pokazali da zamor dovodi do smanjenja kompleksnosti fluktuacija obrtnog momenta opružaća kolena, što ukazuje na redukovanu fleksibilnost neuromišićnog sistema. Oliveira i saradnici (2025) ističu da regulacija fluktuacija sile zavisi od intenziteta kontrakcije i različitih neurofizioloških mehanizama.

Polazeći od navedenih saznanja, cilj ovog eksperimenta bio je ispitati razlike u maksimalnoj sili i parametrima dobijenim primenom vežvlet transformacije između zdravih ispitanika i ispitanika sa istorijom povrede kolena, kao i povezanost između jačine stiska šake i funkcije mišića kolena. Preciznija procena mišićne funkcije kroz različite vremenske skale može doprineti identifikaciji obrazaca složenosti i raspodele energije signala, čime se dobijaju dodatne informacije o karakteristikama generisanja i kontrole sile koje nisu dostupne primenom isključivo klasičnih metoda procene mišićne funkcije.

6.2. Metode

Ovo istraživanje je imalo transversalni dizajn. Realizovano je na uzorku studenata, a sva merenja sprovedena su u Metodičko-istraživačkoj laboratoriji (MIL) Univerziteta u Beogradu – Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja. Istraživanje je sprovedeno u skladu sa prethodno pribavljenom saglasnošću Etičke komisije istog fakulteta (odobrenje broj 02-2432/22-1, Prilog 2), koja se odnosi na celokupan projekat doktorske disertacije.

6.2.1. Uzorak ispitanika

U studiji je učestvovalo 25 ispitanika, od kojih 9 zdravih, fizički aktivnih osoba, dok je 16 ispitanika imalo dijagnostikovanu povredu kolena. Kriterijumi za uključivanje zdravih ispitanika podrazumevali su odsustvo hroničnih bolesti i povreda u poslednjih 6 meseci, jer bi one mogle uticati na rezultate testiranja. U grupu povređenih uključeni su ispitanici sa dijagnostikovanom povredom kolena. Svi učesnici su prethodno informisani o ciljevima, mogućim rizicima i koristima istraživanja, te su potpisali saglasnost u skladu sa Helsinškom deklaracijom (World Medical Association, 2013).

6.2.2. Uzorak varijabli

U istraživanju su analizirane zavisne i nezavisne varijable.

- Zavisne varijable: varijable za procenu morfološkog statusa i varijable za procenu mehaničkih karakteristika mišića.
- Nezavisne varijable: grupa ispitanika (zdravi i povređeni); kod zdravih ispitanika varijable su procenjivane u odnosu na dominantnu i nedominantnu stranu, dok su kod ispitanika sa povredom donjih ekstremiteta varijable procenjivane u odnosu na povređenu i nepovređenu stranu.

Varijable za procenu morfološkog statusa:

Procena morfološkog statusa obuhvatila je merenje telesne visine (TV), telesne mase (TM), kao i procenta mišićnog (MM%) i masnog tkiva (FT%).

Telesna visina

Telesna visina izmerena je antropometrom po Martinu, sa preciznošću od 0,1 cm. Tokom merenja ispitanik je bio u standardnom stojećem stavu na čvrstoj i ravnoj podlozi. Stopala su bila sastavljena, a pete, sedalna regija i gornji deo leđa dodirivali su antropometar. Glava je bila postavljena u „frankfurtsku ravan“, bez dodirivanja skale antropometra (Norton et al., 1998).

Telesna masa

Telesna masa izmerena je digitalnom vagom sa tačnošću od 0,1 kg. Vaga je prethodno bila kalibrisana u skladu sa tehničkim specifikacijama.

Procenat mišićnog i masnog tkiva

Analiza procenta mišićnog (MM%) i masnog tkiva (FT%) izvršena je korišćenjem multifrekventne bioelektrične impedanse (BIA) putem uređaja InBody 770 (Biospace Co., Ltd., Seoul, Korea). Uređaj je korišćen u skladu sa uputstvima proizvođača, dok su se ispitanici pridržavali standardizovanih preporuka (bez unosa hrane i tečnosti najmanje 2 sata pre merenja). Tokom merenja ispitanici su bili bosi, u laganoj sportskoj odeći (šorts i majica bez rukava), stajali su uspravno na platformi uređaja, dok su im dlanovi obuhvatali ručne elektrode prema uputstvu proizvođača. Rezultati su automatski generisani i korišćeni za dalju analizu.

Varijable za procenu mehaničkih karakteristika mišića:

U okviru eksperimenta analizirane su dve osnovne varijable mišićne funkcije:

1. Maksimalna voljna izometrijska sila mišića ($F_{\max}$): definisana kao najveća vrednost sile tokom maksimalne voljne kontrakcije.

Ova varijabla je procenjivana u različitim regijama tela i na različitim stranama, kako bi se obuhvatile lokalne i sistemske karakteristike neuromišićne funkcije:

- Donji ekstremiteti (opružači kolena): dominantna i nedominantna noga kod zdravih ispitanika i povređena i nepovređena noga kod ispitanika sa povredom.
- Gornji ekstremiteti (stisak šake): dominantna i nedominantna ruka kod zdravih ispitanika i ruka na strani povređene noge i ruka na suprotnoj strani kod ispitanika sa povredom.

6.2.3. Merni instrumenti i protokoli merenja

Procena jačine mišića opružača u zglobu kolena

Primenjen je standardni test jačine, pri čemu je korišćena stolica posebno konstruisana za potrebe procene maksimalne voljne kontrakcije mišića kvadricepsa. Pre testiranja, sprovedena je standardizovana procedura zagrevanja koja je uključivala pet minuta vožnje stacionarnog bicikla i dinamičkog rastezanja mišića. Tokom merenja, ispitanik je sedeo u stolici koja omogućava fiksaciju natkolenice, karlice i trupa, pri čemu je ugao u zglobu kuka bio postavljen na 100° , a ugao u zglobu kolena na 120° . Za stabilizaciju gornjeg dela tela korišćeni su držači za ruke, dok su kolena, kukovi i grudni koš pričvršćeni čičak trakama radi sprečavanja neželjenih pokreta. Merenje jačine mišića opružača kolena, na distalnom delu potkolenice, vršeno je pomoću kalibrisane merne sonde osetljive na istezanje i na sabijanje (Guangdong CZL302, China; opseg ± 10 kN; linearnost bolja od 1%, tenziona/kompresiona osetljivost sile 2 mV/N), koja je krutom vezom bila povezana sa manžetnom postavljenom neposredno iznad zgloba. Merna sonda je bila povezana sa računarom putem pojačavača i AD konvertora, što je omogućilo prikupljanje podataka pomoću softvera *Isometrics* (Sports Medical Solutions, Beograd, Srbija) pri brzini uzorkovanja od 1000 Hz. Signali su filtrirani niskopropusnim Butterworthovim filterom drugog reda, sa graničnom frekvencijom od 5 Hz. Ispitanik i istraživači su na monitoru pratili intenzitet sile i promene u amplitudi signala u realnom vremenu. Prikaz ove eksperimentalne postavke dat je na **Slici 11**.



Slika 11. Standardni izometrijski test jačine (STJ).

Ispitanik je zatim bio upoznat sa protokolom testiranja, koji je obuhvatao izvođenje tri uzastopne maksimalne kontrakcije u trajanju od 4–5 sekundi, sa pauzom od jednog minuta između pokušaja. Test je sproveden za obe noge, koje smo označili kao dominantnu i nedominantnu, a za analizu je korišćen najbolji rezultat od tri pokušaja, kao i njihove srednje vrednosti. Ispitaniku je data instrukcija da silu razvije najjače i najbrže moguće, te da zadrži maksimalni nivo kontrakcije najmanje četiri sekunde.

Procena jačine mišića pregibača šake

Intenzitet sile stiska šake meren je metodom izometrijske dinamometrije, primenom standardizovanog protokola za procenu maksimalne voljne kontrakcije (MVC) šake (Dopsaj et al., 2009). Tokom testa, ispitanik je sedeo u uspravnom položaju, sa testiranom rukom oslonjenom na sto pod uglom od 90° , dok je drugu ruku držao opušteno uz telo ili oslonjenu na butinu. Uređaj sa mernom sondom (Guangdong CZL302, China; opseg ± 10 kN; linearnost bolja od 1%, tenziona/kompresiona osetljivost sile 2 mV/N) ispitanik je držao u šaci ruke koja se testira, pri čemu je ta ruka bila pozicionirana na udaljenosti od oko 10 cm od trupa, bez dodatnog oslonca. Tokom merenja nije bilo dozvoljeno pomeranje iz početnog položaja. Primenjen je tzv. „power grip“ (obuhvat celom šakom), gde su svi prsti savijeni oko sonde. Pre testiranja ispitanici su prošli kroz kratko samostalno zagrevanje u trajanju od nekoliko minuta, nakon čega je sprovedeno merenje prema standardizovanom postupku (Dopsaj et al., 2009). Izvršene su tri uzastopne maksimalne kontrakcije, prvo dominantnom, zatim nedominantnom rukom, sa pauzom od jednog minuta između pokušaja. Za dalju analizu korišćen je najbolji rezultat od tri pokušaja, kao i srednja vrednost za svaku ruku. Merna sonda je bila povezana sa računarom preko pojačavača i AD konvertora, što je omogućilo prikupljanje podataka pomoću softvera *Isometrics* (Sports Medical Solutions, Beograd, Srbija) pri brzini uzorkovanja od 1000 Hz. Signali su filtrirani niskopropusnim Butterworthovim filterom drugog reda, sa frekvencijom od 5 Hz. Tokom testa ispitanik i istraživači su na monitoru pratili intenzitet sile i promene amplitude signala u realnom vremenu. Svi ispitanici su prijavili desnu ruku kao dominantnu, a levu ruku kao nedominantnu. Prikaz ove eksperimentalne postavke dat je na **Slici 12**.



Slika 12. Tipična pozicija ispitanika prilikom izvođenja testa stiska šake (Hand grip).

6.2.4. Obrada podataka

Deskriptivna statistika (srednja vrednost, standardna devijacija, minimum i maksimum), komparativna analiza i korelaciona analiza sprovedene su korišćenjem softverskih paketa *Microsoft Excel* (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) i *SPSS Statistics*, verzija 27.0 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Normalnost raspodele podataka proverena je pomoću Shapiro–Wilk testa. Za poređenje zavisnih uzoraka primenjen je t-test za zavisne uzorke, dok je u slučajevima odstupanja od normalne raspodele korišćen Viloksonov test za zavisne uzorke. Za procenu povezanosti varijabli korišćen je Pirsonov koeficijent korelacije (r), dok je u slučajevima kada podaci nisu imali normalnu raspodelu korišćen Spearmanov koeficijent korelacije (ρ). U rezultatima su prikazane vrednosti odgovarajućih test statistika (t i Z), broj stepeni slobode (df), p -vrednosti (p), 95% intervali poverenja (95% IP), veličina efekta izražena Koenovim koeficijentom (d), kao i koeficijenti korelacije (r i ρ), u zavisnosti od primenjene statističke procedure. Nivo statističke značajnosti postavljen je na $p < 0,05$.

Analiza signala primenom vejvlet transformacije (WT), detaljnije opisane u poglavlju 3, izvršena je u programima *Matlab* i *Origin*. Dodatno je primenjen modifikovani softverski kod zasnovan na radu Torrencea i Compoa (1998), dostupan na adresi <https://paos.colorado.edu/research/wavelets/software.html>.

6.3. Rezultati

Klasičan pristup

Deskriptivna statistika svih varijabli (zdrave i povređene ispitanike, posebno za segmente noge i ruke, uz razlikovanje dominantne, nedominantne, povređene i nepovređene strane tela) prikazana je u **Tabeli 3**. Svaka zavisna varijabla predstavlja srednju vrednost maksimalne sile (F_{max}) izražene u Njutnima (N).

Tabela 3 prikazuje srednje vrednosti maksimalne sile (F_{max}), standardnu devijaciju (SD), kao i minimalne i maksimalne vrednosti za zdrave i povređene ispitanike, posebno za noge i ruke, uz razlikovanje dominantne, nedominantne, povređene i nepovređene strane tela.

Grupa	Segment	Strana	F_{max} (N)	SD	Min	Max	Z
Zdravi ispitanici	Noga	Nedominantna	709	136	512	979	0.2
	Noga	Dominantna	722	124	537	959	0.2
Povređeni ispitanici	Noga	Nepovređena	774	197	450	1065	0.12
	Noga	Povređena	647	212	206	1120	0.2
Zdravi ispitanici	Ruka	Nedominantna	327	69	219	473	0.2
	Ruka	Dominantna	378	65	265	494	0.2
Povređeni ispitanici	Ruka	Nepovređena	416	129	220	592	0.21*
	Ruka	Povređena	398	99	201	525	0.24*

Z = vrednost Kolmogorov–Smirnov testa normalnosti raspodele. * $p < ,05$.

Nakon deskriptivne statistike, sledeći korak bio je da se ispita postojanje razlika u maksimalnoj sili između odgovarajućih strana tela unutar zdravih i povređenih ispitanika. Za varijable koje su pokazale normalnu raspodelu primenjen je t-test za zavisne uzorke. Budući da je za poređenje jačine stiska između ruke na strani povređene noge i ruke na suprotnoj strani povređene noge utvrđeno odstupanje od normalne raspodele, za ovu analizu je primenjen Vilksoksonov test za zavisne uzorke. Utvrđene su dve statistički značajne razlike. Prva je između povređene i nepovređene noge kod ispitanika sa istorijom povrede kolena, pri čemu je povređena noga pokazala niže vrednosti maksimalne sile ($t(15) = -2,57$, $p = ,02$, 95% IP (-231,98, -22,30), $d = -0,62$). Druga značajna razlika je uočena kod zdravih ispitanika između dominantne i nedominantne ruke, pri čemu je dominantna ruka ostvarila više vrednosti maksimalne sile ($t(8) = 5,37$, $p < ,01$, 95% IP (29,69, 72,91), $d = 1,70$). Nasuprot tome, kod zdravih ispitanika nije utvrđena značajna razlika između dominantne i nedominantne noge ($t(8) = 0,37$, $p = ,72$, 95% IP (-65,11, 90,71)), a kod povređenih ispitanika nije bilo značajne razlike između ruke na strani povređene noge i ruke na suprotnoj strani ($Z = -1,24$, $p = ,22$, 95% IP (-49,87, 12,11), $r = -0,25$).

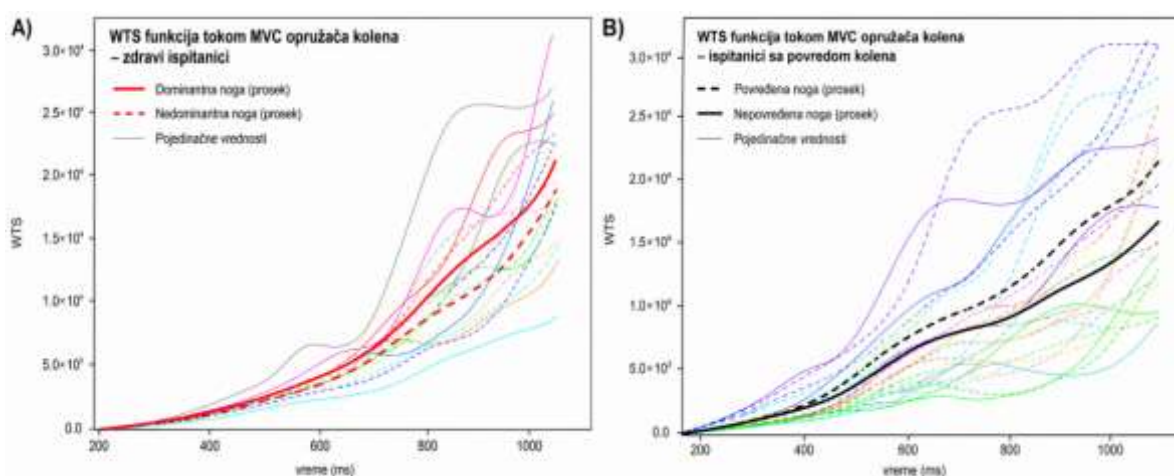
Na kraju je sprovedena korelaciona analiza korišćenjem Pirsonovog koeficijenta korelacije između jačine stiska šake i mišićne funkcije kod ispitanika sa povredom kolena. Analizom je utvrđeno da je korelacija pozitivna i umerenog intenziteta, ali nije statistički značajna, $r(14) \approx 0,43$, $p = ,09$.

Vejvlet spektralna analiza

U ovom radu više vrednosti WTS tumače se kao pokazatelj izraženijih oscilacija signala i složenije vremenske organizacije kontrakcije u posmatranom vremenskom domenu, dok niže

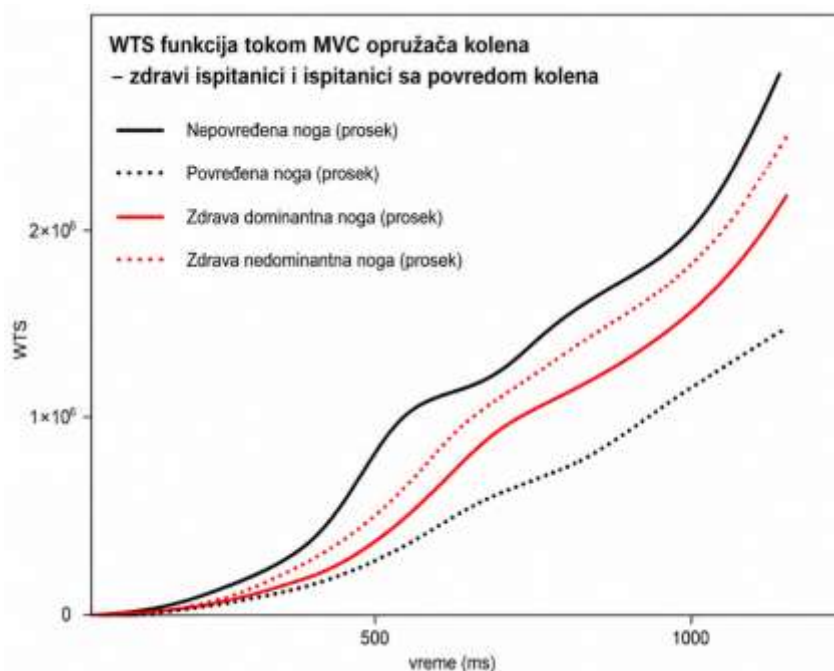
vrednosti ukazuju na manje izražene oscilacije signala. Pri tome, razlike u WTS vrednostima ne treba automatski tumačiti kao pokazatelj bolje ili lošije neuromišićne funkcije, već kao mogući odraz različitih strategija neuromišićne kontrole.

Na **Slici 13** prikazane su WTS funkcije tokom MVC opružača kolena kod zdravih ispitanika (nedominantna i dominantna noga) i njihove prosečne vrednosti (**Slika 13A**), kao i kod ispitanika sa povredom kolena (nepovređena i povređena noga) (**Slika 13B**). Na **Slici 13A** nedominantna noga (puna crvena linija) pokazuje više vrednosti WTS u odnosu na dominantnu, što može da ukaže na izraženiju varijabilnost sile tokom kontrakcije. Niže vrednosti dominantne noge (isprekidana crvena linija) mogu ukazivati na stabilniji obrazac razvoja sile i drugačiju organizaciju neuromišićne kontrole tokom kontrakcije. Ovakav nalaz može biti povezan sa očekivanim funkcionalnim asimetrijama donjih ekstremiteta. Na **Slici 13B** povređena noga (isprekidana crna linija) pokazuje više vrednosti WTS u odnosu na nepovređenu, što može ukazivati na prisustvo kompenzatornih neuromišićnih strategija tokom generisanja sile. Na vremenskim skalama od oko 600 ms vidi se promena u ponašanju, dok se u kasnijim fazama (oko 800–1000 ms) razlika između ekstremiteta dodatno pojačava, što može ukazivati na zamor mišića ili prisustvo neuromišićnih deficita.



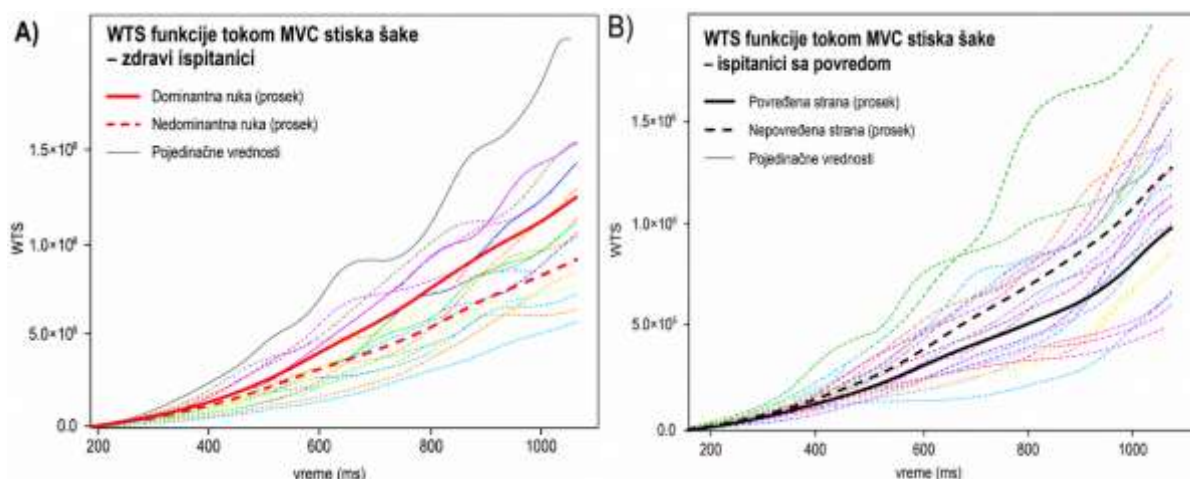
Slika 13. Pojedinačne i prosečne vrednosti WTS funkcije tokom MVC opružača kolena A) nedominantna i dominantna noga kod zdravih ispitanika. B) nepovređena i povređena noga kod ispitanika sa povredom kolena.

Na **Slici 14** prikazane su prosečne vrednosti WTS funkcije tokom MVC opružača kolena kod zdravih ispitanika (nedominantna i dominantna noga) i povređenih ispitanika (nepovređena i povređena noga). Kod zdravih ispitanika dominantna noga (puna crvena linija) pokazuje niže vrednosti WTS, što može ukazivati na stabilniji obrazac kontrakcije. Nedominantna noga (isprekidana crvena linija) ima više vrednosti, što može biti povezano sa funkcionalnim razlikama između ekstremiteta. Kod ispitanika sa povredom kolena, povređena noga (puna crna linija) pokazuje blago povećanje WTS vrednosti u odnosu na nepovređenu, naročito oko 650 ms, što može ukazivati na promene u organizaciji neuromišićne kontrole tokom kontrakcije povezane sa prethodnom povredom.



Slika 14. Prosečne vrednosti WTS funkcije tokom MVC ekstenzije kolena kod zdravih ispitanika (nedominantna i dominantna noga) i povređenih ispitanika (nepovređena i povređena noga).

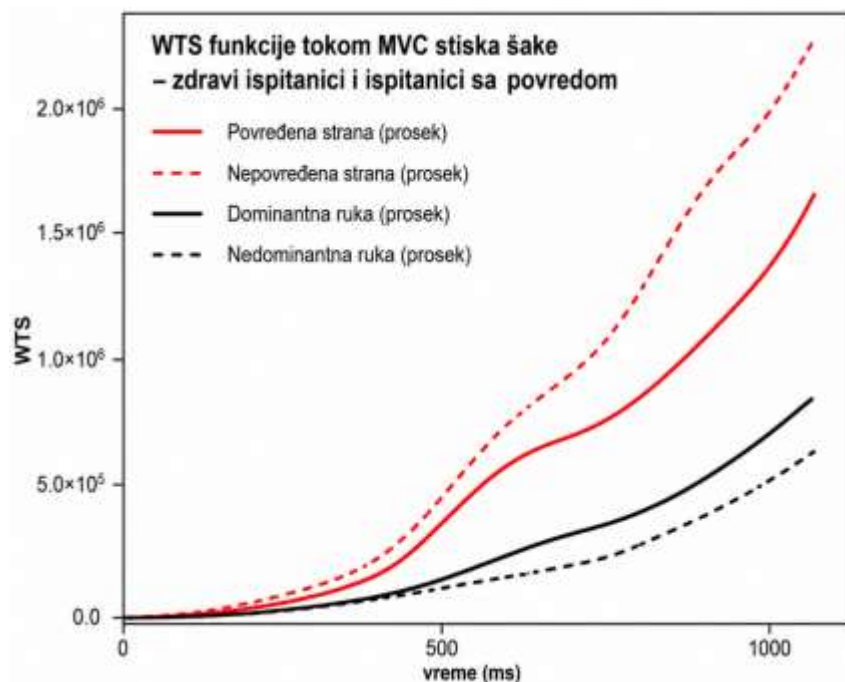
Na **Slici 15** prikazane su vrednosti WTS funkcije tokom MVC stiska šake kod zdravih ispitanika (nedominantna i dominantna ruka) i njihove prosečne vrednosti (**Slika 15A**), i ispitanika sa povredom kolena (ruka na strani povređene noge i ruka na suprotnoj strani) (**Slika 15B**). Na **Slici 15A** dominantna ruka (prikazana punom crvenom linijom) kod zdravih ispitanika pokazuje više vrednosti WTS u odnosu na nedominantnu (isprekidana crvena linija), što se može interpretirati kao veća varijabilnost sile tokom kontrakcije. Na **Slici 15B** kod ispitanika sa povredom kolena, ruka na strani povređene noge (puna crna linija) pokazuje niže vrednosti WTS u odnosu na ruku na suprotnoj strani, što može biti posledica centralne promene u motoričkoj kontroli nakon povrede.



Slika 15. WTS funkcije tokom MVC stiska šake sa pojedinačnim i prosečnim vrednostima A) nedominantna i dominantna ruka zdravih ispitanika B) ruka na strani povređene noge i ruka na suprotnoj strani.

Slika 16 prikazuje prosečne vrednosti WTS funkcije tokom MVC stiska šake kod zdravih ispitanika (nedominantna i dominantna ruka) i ispitanika sa povredom (ruka na strani povređene noge i ruka na suprotnoj strani). Dominantna ruka (puna crna linija) kod zdravih ispitanika pokazuje više vrednosti WTS u odnosu na nedominantnu, što može sugerisati veću varijabilnost sile. Kod ispitanika sa povredom, obe ruke pokazuju više vrednosti WTS u poređenju sa zdravim ispitanicima, što može

ukazivati na sistemske adaptacije u strategiji neuromišićne kontrole usled povrede donjih ekstremiteta.



Slika 16. Prosečne vrednosti WTS funkcije kod MVC stiska šake za zdrave ispitanike (nedominantna i dominantna ruka) i povređene ispitanike (ruka na strani povređene noge i ruka na suprotnoj strani).

6.4. Diskusija

Cilj ovog eksperimenta bio je ispitati razlike u maksimalnoj sili i parametrima dobijenim primenom vejvlet transformacije između zdravih ispitanika i ispitanika sa istorijom povrede kolena, kao i između odgovarajućih strana tela unutar svake grupe. Pored toga, ispitana je povezanost između jačine stiska šake i funkcije mišića kolena kod ispitanika sa istorijom povrede kolena. Rezultate ovog eksperimenta potrebno je tumačiti na tri nivoa. Prvo, klasični pokazatelji sile ukazuju na lokalni deficit funkcije opružača kolena kod ispitanika sa istorijom povrede, jer povređena noga ostvaruje niže vrednosti maksimalne sile u odnosu na nepovređenu. Drugo, nalaz da kod zdravih ispitanika nije utvrđena značajna razlika između dominantne i nedominantne noge, uz istovremeno postojanje razlike između dominantne i nedominantne ruke, ukazuje da lateralnost nije jednako izražena u svim segmentima tela i da se njen značaj mora tumačiti u odnosu na konkretan zadatak. Treće, WTS analiza ukazuje da se između grupa i strana ne razlikuje samo kvantitet ispoljene sile, već i vremenska organizacija kontrakcije, što može da upućuje na različite strategije neuromišićne kontrole i potencijalne sistemske adaptacije koje klasične mere ne registruju.

Kod ispitanika sa istorijom povrede kolena utvrđena je statistički značajno niža vrednost maksimalne sile povređene noge u odnosu na nepovređenu, što je u skladu sa dosadašnjim saznanjima koja pokazuju da slabost kvadricepsa nakon povrede i rekonstrukcije LCA može biti prisutna i dugo nakon završetka rehabilitacije (Bodkin et al., 2025; Nagai et al., 2020; Knežević, 2025). Takav deficit ne može se objasniti isključivo promenama u mišićnom tkivu. Iako atrofija usled smanjene upotrebe ekstremiteta može delimično doprineti smanjenju mišićne sile, brojna istraživanja ukazuju da je dugotrajna slabost kvadricepsa povezana i sa poremećajima neuromišićne aktivacije. Hart i saradnici (2010) navode da je artrogena mišićna inhibicija (AMI) jedna od karakterističnih posledica povrede kolena, pri čemu izmenjeni aferentni input iz oštećenog zgloba refleksno smanjuje eferentni izlaz prema motornim neuronima kvadricepsa i ograničava potpunu voljnu aktivaciju mišića. Pored toga, bol i promenjeni obrasci opterećenja mogu dodatno doprineti održavanju ovih poremećaja. Brojna istraživanja ukazuju na to da posledice povrede nisu ograničene samo na periferni nivo, već uključuju

i promene u ekscitabilnosti kortikalnih motornih područja, kortikospinalnih puteva i spinalnih refleksnih mehanizama (Konishi et al., 2002; Grooms et al., 2015; Mirto et al., 2025). Zbog toga niže vrednosti maksimalne sile verovatno ne odražavaju samo smanjeni kontraktilni kapacitet mišića, već i smanjenu efikasnost neuralne kontrole tokom generisanja sile. Pored smanjene maksimalne sile, povređena noga pokazala je blago povećanje vrednosti WTS u odnosu na nepovređenu, naročito u vremenskom domenu oko 650 ms. Iako fiziološko značenje parametara WTS još uvek nije u potpunosti definisano, ovakav nalaz ukazuje da se posledice povrede ne ispoljavaju samo kroz smanjeni kapacitet generisanja sile, već i kroz promene u vremenskoj organizaciji signala tokom kontrakcije. Povećane vrednosti WTS mogu ukazivati na izmenjenu vremensku organizaciju signala sile tokom kontrakcije, što može biti povezano sa drugačijim strategijama neuromišićne kontrole. Takvo tumačenje podržavaju nalazi Harta i saradnika (2010) i Lepleya i saradnika (2015b), koji ukazuju da nakon povrede kolena i rekonstrukcije LCA mogu biti prisutni dugotrajni deficiti aktivacije i funkcije kvadricepsa, povezani sa promenama neuromišićne kontrole. Sličan zaključak izveli su i Bodkin i saradnici (2023), koji su pokazali da se posledice rekonstrukcije LCA ne ogledaju isključivo u smanjenju maksimalnog momenta, već i u promenama njegove kompleksnosti. Rezultati dobijeni u ovom istraživanju u skladu su i sa nalazima Radić i saradnika (2025), koji su pokazali da je povećanje WTS vrednosti povređene noge najverovatnije posledica povećane amplitude pika na oko 650 ms. Ovakav nalaz može ukazivati na drugačiju vremensku organizaciju razvoja i održavanja sile tokom kontrakcije uprkos prisutnim funkcionalnim ograničenjima. Iako na osnovu primenjene metodologije nije moguće direktno identifikovati mehanizme koji se nalaze u osnovi ovih promena, rezultati ukazuju da WTS analiza može pružiti dodatne informacije o vremenskoj organizaciji procesa generisanja sile koje ostaju neprepoznate pri analizi isključivo maksimalne sile. Kod zdravih ispitanika nije utvrđena statistički značajna razlika u maksimalnoj sili između dominantne i nedominantne noge. Navedeni rezultat je u skladu sa ranijim istraživanjima koja ukazuju da dominacija ekstremiteta ne mora nužno biti povezana sa izraženim razlikama u funkcionalnim karakteristikama donjih ekstremiteta kod fizički aktivnih osoba (Markström et al., 2019; Setuain et al., 2019). Iako je dominantna noga ostvarila nešto više prosečne vrednosti sile, razlika nije bila statistički značajna, što ukazuje da se kod zdravih osoba donji ekstremiteti mogu smatrati funkcionalno uravnoteženim kada se procenjuju klasičnim pokazateljima mišićne jačine. Međutim, rezultati WTS analize pokazali su da dominantna noga ima niže vrednosti WTS u odnosu na nedominantnu. To sugerise da odsustvo razlika u maksimalnoj sili ne mora nužno značiti i odsustvo razlika u strategijama regulacije sile. Niže vrednosti WTS dominantne noge mogu ukazivati na drugačiju vremensku organizaciju signala sile tokom kontrakcije. S obzirom na to da dominantni ekstremitet tokom svakodnevnih aktivnosti i sportskih zadataka često ima vodeću ulogu u izvođenju pokreta, moguće je da dugotrajna funkcionalna specijalizacija dovodi do razvoja drugačijih strategija regulacije sile. U tom slučaju, niže vrednosti WTS dominantne noge ne bi predstavljale pokazatelj veće mišićne jačine, već razlike u vremenskoj organizaciji tokom kontrakcije koje nisu vidljive kroz klasične pokazatelje mišićne funkcije. Ovakvo tumačenje je u skladu sa istraživanjima koja pokazuju da se funkcionalne asimetrije između ekstremiteta češće ispoljavaju u strategijama izvođenja pokreta (Vaisman et al., 2017), dok regulacija fluktuacija sile zavisi od različitih neurofizioloških mehanizama (Oliveira et al., 2025). Dobijeni rezultati ukazuju da funkcionalna lateralnost donjih ekstremiteta kod zdravih osoba ne mora nužno biti izražena kroz maksimalnu silu, već se može ispoljiti kroz razlike u vremenskoj organizaciji signala tokom kontrakcije. U tom smislu, WTS analiza može pružiti dodatne informacije o suptilnim funkcionalnim asimetrijama koje ostaju neprepoznate pri proceni isključivo maksimalne sile.

Drugi deo istraživanja odnosio se na funkciju šake. Kod zdravih ispitanika dominantna ruka ostvarila je statistički značajno veće vrednosti maksimalne sile u odnosu na nedominantnu, što ukazuje na postojanje funkcionalne asimetrije između gornjih ekstremiteta. Ovo je u skladu sa nalazima koji potvrđuju veću jačinu i funkcionalnu prednost dominantne ruke u odnosu na nedominantnu (Agtuahene et al., 2023; Sidarta et al., 2025). Istovremeno, dominantna ruka pokazala je i više vrednosti WTS u odnosu na nedominantnu. Moguće je da ovakav nalaz odražava razlike u

vremenskoj organizaciji signala sile tokom kontrakcije, koje mogu biti povezane sa prilagođavanjem specifičnim funkcionalnim zahtevima. U tom slučaju, povećane vrednosti WTS ne bi predstavljale pokazatelj smanjene kontrole, već drugačiji način generisanja i održavanja sile tokom kontrakcije. Kod ispitanika sa istorijom povrede kolena nisu utvrđene statistički značajne razlike u maksimalnoj sili između ruke na strani povređene noge i ruke na suprotnoj strani. Odsustvo razlika u maksimalnoj sili sugerise da lokalna povreda donjeg ekstremiteta ne mora nužno biti praćena merljivim smanjenjem mišićne jačine gornjih ekstremiteta. U prilog tome, Szaflik i saradnici (2025) navode da jačina stiska šake ne predstavlja dovoljno pouzdan pokazatelj ukupne mišićne jačine i funkcionalnih performansi. Međutim, analiza WTS pokazala je da su kod obe ruke ispitanika sa istorijom povrede kolena registrovane više vrednosti WTS u poređenju sa zdravim ispitanicima. Odsustvo razlika u maksimalnoj sili između ruku, uz istovremeno prisustvo povećanih WTS vrednosti, ukazuje da posledice povrede nisu nužno ograničene na lokalni segment, već da se promene u vremenskoj organizaciji signala sile tokom kontrakcije mogu ispoljiti i u segmentima tela koji nisu direktno zahvaćeni povredom. Takav nalaz ne omogućava zaključak o prirodi mehanizama koji se nalaze u osnovi uočenih promena, ali može ukazivati na postojanje širih adaptacija neuromišićnog sistema (Mirto et al., 2025; McPherson et al., 2023). Jedno od mogućih objašnjenja jeste da smanjenje aferentnog ulaza iz mehanoreceptora ligamenta dovodi do promena u obradi senzornih informacija i organizaciji motorne kontrole, koje se mogu ispoljiti i u segmentima tela koji nisu direktno zahvaćeni povredom (Konishi et al., 2002). Slične promene u voljnoj aktivaciji mišića i neuromišićnoj kontroli opisane su nakon povrede i rekonstrukcije LCA (Buckthorpe et al., 2019), što pruža mogući fiziološki okvir za tumačenje dobijenih rezultata. Opisane promene mogu se povezati i sa fenomenom ukrštenog efekta (cross-education), prema kojem adaptacije izazvane unilateralnim treningom ili povredom mogu dovesti do promena i u netreniranom delu tela. Iako se ovaj fenomen najčešće opisuje između homolognih mišićnih grupa suprotnih strana tela, pojedina istraživanja ukazuju da neuralne adaptacije mogu prevazilaziti lokalni segment i ispoljavati se i u udaljenim segmentima tela (Ben Othman et al., 2018; Magdi et al., 2021).

Korelacija između jačine stiska šake i funkcije mišića kolena bila je pozitivna, ali statistički nije potvrđena. Takav nalaz ne podržava zaključak da se na osnovu stiska šake može pouzdano procenjivati funkcija kolena kod ispitanika sa istorijom povrede, već pre ukazuje na moguću delimičnu povezanost koja zahteva proveru na većem i homogenijem uzorku. Zbog toga jačinu stiska šake u ovom radu treba tumačiti kao dopunski, a ne zamenski pokazatelj neuromišićnog statusa.

Centralne adaptacije nakon povrede i rekonstrukcije LCA u ranijim istraživanjima najčešće su procenjivane primenom transkranijalne magnetne stimulacije (TMS), kojom se ispituju promene u kortikalnoj ekscitabilnosti i kortikospinalnoj provodljivosti, kao i funkcionalne magnetne rezonance (fMRI), koja omogućava uvid u obrasce moždane aktivacije tokom izvođenja motoričkih zadataka (Farthing et al., 2007; Grooms et al., 2015). Iako ove metode omogućavaju direktniji uvid u neuralne mehanizme koji stoje u osnovi motoričke kontrole, njihova primena zahteva specijalizovanu i skupu opremu koja nije rutinski dostupna u većini istraživačkih i kliničkih okruženja. Zbog toga je u ovom istraživanju analiza usmerena na signal sile i njegove vremenske karakteristike. Poseban doprinos ovog istraživanja predstavlja primena vejevlet transformacije, koja je identifikovala obrasce koji mogu ukazivati na potencijalne razlike u procesu generisanja i regulacije sile čak i onda kada klasične mere ne registruju statistički značajne razlike. Iako je primena vejevlet transformacije u proučavanju mišićne funkcije nakon povrede i dalje retka, rezultati istraživanja ukazuju na potencijal ove metode kao korisnog alata za proučavanje funkcionalnih promena povezanih sa povredom. Istovremeno, rezultati otvaraju mogućnost za buduća istraživanja koja bi mogla da objasne mehanizme uočenih promena i provere njihovu stabilnost. Dugoročno posmatrano, takva istraživanja mogla bi doprineti boljem razumevanju posledica povrede i predstavljati osnovu za unapređenje dijagnostičkih i rehabilitacionih pristupa.

6.5. Ograničenja istraživanja

Uprkos jasno definisanom protokolu, eksperiment ima nekoliko metodoloških i praktičnih ograničenja koja treba uzeti u vidu prilikom tumačenja rezultata. Najpre, mali i nehomogen uzorak ispitanika sa istorijom povrede kolena predstavlja značajan faktor koji može uticati na varijabilnost nalaza. Povrede nisu bile iste po tipu (npr. LCA, povreda meniskusa, generalizovana trauma), niti po vremenu nastanka i težini povrede, što otežava razumevanje mišićnih obrazaca i kompenzatornih mehanizama. Zatim, eksperiment nije pružio mogućnost praćenja rehabilitacionih promena tokom vremena. Longitudinalni pristup bi omogućio praćenje toka oporavka i pouzdaniju analizu WTS pokazatelja. Na kraju, klasična analiza mišićne funkcije bila je usmerena prvenstveno na vrednosti F_{max} , dok druge komponente kontrakcije, poput trajanja, stabilnosti, fluktuacija ili zamora nisu detaljno razmatrane. Time se gubi deo informacije o strategiji neuromišićne aktivacije, naročito tokom različitih faza adaptacije nakon povrede. Pored navedenih ograničenja, potrebno je uzeti u obzir i ograničenja u interpretaciji dobijenih nalaza. Iako WTS pruža uvid u vremensku i frekvencijsku organizaciju odgovora tokom kontrakcije, ona sama po sebi ne omogućava identifikaciju fizioloških mehanizama odgovornih za uočene promene. Zbog toga se dobijeni rezultati ne mogu tumačiti kao direktan dokaz određenog mišićnog ili neuralnog mehanizma, već kao pokazatelj promena koje zahtevaju dodatnu proveru.

6.6. Zaključci istraživanja

Rezultati ovog istraživanja pokazuju da osobe sa istorijom povrede kolena ispoljavaju dugotrajne promene u mišićnoj funkciji. Povređena noga ostvarila je niže vrednosti maksimalne sile u odnosu na nepovređenu, što ukazuje na prisustvo funkcionalnog deficita koji može biti prisutan i nakon završetka rehabilitacije. Istovremeno, WTS analiza je pokazala više vrednosti kod povređene noge, što sugerise da povreda nije povezana samo sa smanjenjem sile, već i sa promenama u vremenskoj organizaciji signala sile tokom kontrakcije, koje mogu biti povezane sa izmenjenom strategijom neuromišićne kontrole. Kod zdravih ispitanika nisu utvrđene značajne razlike u maksimalnoj sili između dominantne i nedominantne noge, dok su razlike uočene u parametrima WTS, što može ukazivati da funkcionalne asimetrije mogu biti prisutne i kada klasični pokazatelji sile ne registruju razlike. Istovremeno, dominantna ruka ostvarila je veće vrednosti maksimalne sile i WTS u odnosu na nedominantnu, što potvrđuje da se lateralnost ne ispoljava jednako u svim segmentima tela i da njena procena treba da bude specifična za analizirani segment i zadatak. Kod ispitanika sa istorijom povrede kolena nisu utvrđene razlike u jačini stiska šake između strana, ali su zabeležene povećane vrednosti WTS u obe ruke u poređenju sa zdravim ispitanicima. Ovakav nalaz može ukazivati na promene koje prevazilaze lokalni segment povrede, iako njihovo značenje nije moguće precizno odrediti na osnovu ovog istraživanja. Pored toga, utvrđena je korelacija između stiska šake i funkcije kolena ($r \approx 0,43$). U uzorku ove veličine ona nije bila statistički značajna, pa se može tumačiti samo na deskriptivnom nivou. Zbog toga se stisak šake može posmatrati kao dopunski, ali ne i zamenski pokazatelj funkcije kolena.

Dobijeni rezultati proširuju postojeća saznanja o posledicama povreda kolena i ukazuju na potencijal primene vejevlet transformacije u analizi vremenskih serija tokom istraživanja neuromišićnih adaptacija. Međutim, tumačenje njenih parametara zahteva dodatnu proveru, pa bi buduća istraživanja trebalo da se usmere na longitudinalno praćenje ispitanika, kako bi se stekao detaljniji uvid u mehanizme koji se nalaze u osnovi uočenih promena. Takav pristup bi mogao doprineti boljem razumevanju posledica povrede kolena i preciznoj proceni efekata rehabilitacije. Uključivanje EMG analize u buduće protokole doprinelo bi boljem razumevanju neuralnih mehanizama aktivacije i unapredilo tumačenje WTS obrazaca. Takođe, proširenje analize na dodatne parametre kontrakcije (poput trajanja, stabilnosti i fluktuacija u brzini razvoja sile), uz veće i homogenije uzorke ispitanika i precizniju klasifikaciju povreda, doprinelo bi većoj pouzdanosti nalaza i omogućilo njihovu temeljniju proveru u budućim istraživanjima.

7. EKSPERIMENT 3: Primena vejevlet analize u proceni neuromišićne funkcije tokom rehabilitacije nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta

7.1. Uvod

Zglob kolena ima presudnu ulogu u stabilnosti, amortizaciji i efikasnosti hoda (Nicolini et al., 2014; Hassebrock et al., 2020). Povrede prednjeg ukrštenog ligamenta (LCA) narušavaju neuromišićnu koordinaciju i povećavaju rizik od daljih povreda (Palmieri-Smith et al., 2015). Rekonstrukcija prednjeg ukrštenog ligamenta (R-LCA) predstavlja standardni hirurški pristup radi povratka na prethodni nivo aktivnosti, pri čemu se oštećeni ligament zamenjuje odgovarajućim graftom. Iako rekonstruktivna hirurgija (R-LCA) i rehabilitacija omogućavaju obnovu pasivne mehaničke stabilnosti zgloba i stvaraju preduslove za oporavak neuromišićne funkcije, potpuna normalizacija senzomotorne kontrole često izostaje, zbog čega se značajan broj sportista ne vraća na prethodni nivo takmičarske aktivnosti (Ross et al., 2020).

Praćenje rehabilitacije najčešće se zasniva na biomehaničkim pokazateljima kao što su maksimalna sila ($F_{\max}$) i brzina razvoja sile (RFD). Posebna pažnja se posvećuje mišiću kvadricepsu, čija se funkcija ispituje merenjem maksimalne jačine, odnosno maksimalnog obrtnog momenta tokom ekstenzije kolena u izometrijskim uslovima (Goetschius & Hart, 2016; Read et al., 2022). Iako navedeni pokazatelji pružaju informacije o kvantitetu proizvedene sile, oni ograničeno opisuju kvalitet mišićne kontrakcije. Zbog toga je razumevanje obrazaca razvoja sile značajno za procenu neuromišićne funkcije i načina regrutacije motornih jedinica (Knežević, 2025). Stabilna neuromišićna aktivacija se odlikuje stabilnim i ravnomernim izlaznim momentima sile uz minimalne oscilacije tokom kontrakcije (Goetschius & Hart, 2016). Suprotno tome, kontrakcija lošijeg kvaliteta manifestuje se izraženijim „šumom“ i većim fluktuacijama, što otežava kontrolu sile tokom izvođenja pokreta (Knežević, 2025).

Dosadašnja saznanja upućuju na potrebu za detaljnijom analizom neuromišićne aktivacije i oporavka, naročito kroz pristupe koji prevazilaze okvire klasičnih parametara. Budući da izokinetičke i izometrijske krive sila-vreme često ispoljavaju nestacionarna svojstva, klasične metode mogu imati ograničenu sposobnost prepoznavanja prolaznih i adaptivnih obrazaca ponašanja (Beck et al., 2005). Zbog toga se u proceni složenosti i stabilnosti neuromišićne aktivacije sve češće koriste nelinearne metode poput aproksimativne entropije (ApEn) i entropije uzorka (SampEn), kao i vejevlet spektralne analize, naročito kod ispitanika sa oslabljenim kvadricepsom nakon povrede LCA (Bodkin et al., 2023; Johnson et al., 2023; Zandiyeh et al., 2022). Novija istraživanja neuromišićne funkcije opružaća kolena i motorne kontrole nakon povrede i R-LCA pokazala su da se primenom nelinearnih pristupa mogu uočiti suptilne fluktuacije u mišićnoj sili koje jednostavne linearne metrike (npr. standardna devijacija) ne uspevaju da registruju. Na taj način moguće je dobiti potpuniji uvid u kvantitet i kvalitet mišićne kontrakcije (Knežević, 2025). Pokazano je da, pored kvantiteta, i kvalitet kontrakcije opružaća kolena može ostati na nižem nivou znatno duže, čak i kada pacijent povratu zadovoljavajući nivo mišićne jačine. Ovaj fenomen, poznat kao izmenjena kompleksnost momenta sile, odnosi se na nepredvidive obrasce razvoja sile tokom vremena. Način na koji se promenjena kompleksnost odražava zavisi od primenjene metode analize signala. Bodkin i saradnici (2023) pokazali su da pacijenti nakon R-LCA ostvaruju više vrednosti aproksimativne entropije tokom izometrijske MVC u odnosu na zdrave ispitanike. Slične rezultate naveli su Johnson i saradnici (2023), koji su pokazali da entropija uzorka tokom maksimalne voljne kontrakcije opružaća kolena ostaje povišena i u periodu povratka sportskim aktivnostima, što ukazuje na trajne promene u organizaciji i vremenskoj strukturi generisanja sile nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta.

Vejevlet analiza predstavlja metod pogodan za analizu nepravilnosti u obrascima F-t krive kod pacijenata nakon R-LCA, olakšavajući praćenje funkcionalnog stanja zgloba kolena i napretka

rehabilitacije. Dosadašnja istraživanja ukazuju da operisana noga u proseku pokazuje veću složenost momenta sile u poređenju sa zdravim ekstremitetom i kontrolnom grupom ispitanika, čak i u kasnijim fazama oporavka. Zandiyeh i saradnici (2022) su koristili vejevlet analizu za obradu EMG signala tokom jednonožnog skok testa (eng. one-leg hop test, OLH) i pokazali da i posle 10–15 godina od R-LCA pacijenti i dalje ispoljavaju izmenjene obrasce mišićne aktivacije.

Sve pomenute metode predstavljaju različite pristupe za procenu neuromišićne kontrole, a njihova kombinovana primena može doprineti potpunijem razumevanju procesa oporavka nakon povrede. Polazeći od toga, cilj ove longitudinalne studije slučaja bio je da se ispita mogućnost primene vremensko-frekvencijske analize zasnovane na vejevlet transformaciji za opis promena signala sile tokom maksimalne izometrijske kontrakcije opružaća kolena tokom rehabilitacije nakon R-LCA. Pored toga, cilj istraživanja bio je da se prate promene električne aktivnosti mišića kvadricepsa (m. vastus lateralis, m. vastus medialis i m. rectus femoris) primenom površinske elektromiografije i da se njihovi obrasci sagledaju kroz različite faze rehabilitacionog procesa.

7.2. Metode

U radu je primenjen longitudinalni prikaz studije slučaja, uz kontrolni uzorak radi poređenja eksperimentalnih i referentnih parametara. Merenja su realizovana na uzorku studenata u Metodičko-istraživačkoj laboratoriji (MIL) Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu. Istraživanje je sprovedeno u skladu sa važećim akademskim procedurama i istim etičkim odobrenjem komisije Univerziteta u Beogradu – Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja (odobrenje broj 02-2432/22-1, Prilog 2), koje je važilo i za prethodna istraživanja.

7.2.1. Uzorak ispitanika

Studija prikazuje slučaj ispitanika starog 40 godina (telesna visina 184,5 cm, telesna težina 106,4 kg), koji je zadobio povredu tokom učešća u motociklističkoj aktivnosti (enduro, motociklistička disciplina na zahtevnim prirodnim terenima). Ispitanik poseduje dugogodišnje sportsko iskustvo i bio je fizički aktivan pre povrede. Rekonstrukcija prednjeg ukrštenog ligamenta je izvedena korišćenjem grafta od tetiva mišića *semitendinosus* i *gracilis*. Tokom rehabilitacije nisu zabeležene postoperativne komplikacije. Program oporavka uključivao je ranu pasivnu mobilizaciju, izometrijsko jačanje mišića kvadricepsa i primenu neuromišićne električne stimulacije. Upotreba ortopedskih pomagala (štaka) bila je omogućena odmah nakon intervencije, dok je samostalno hodaње bez štaka započeto četiri nedelje nakon operacije. Proces rehabilitacije ispitanik je beležio na svom ličnom blogu (<https://complementarytraining.com/aclr-post-op-diary-week-4/>).

Radi uporedne analize EMG parametara, posebno medijane frekvencije (MDF), korišćeni su podaci 9 zdravih, umereno fizički aktivnih ispitanika (telesna težina $82 \text{ kg} \pm 10 \text{ kg}$; telesna visina $172 \text{ cm} \pm 12 \text{ cm}$; starost $28 \text{ godina} \pm 8 \text{ godina}$), koji su prethodno testirani u okviru Eksperimenta 2. EMG signali kontrolne grupe prikupljeni su primenom identičnog protokola (pozicioniranje elektroda, frekvencija uzorkovanja, obrada signala), čime je obezbeđena metodološka doslednost. Ovi podaci korišćeni su kao referentni okvir za poređenje vrednosti MDF u različitim fazama izometrijske kontrakcije, sa ciljem prepoznavanja odstupanja u neuromišićnoj aktivaciji povređenog ispitanika.

7.2.2. Uzorak varijabli

U ovom istraživanju analizirane su varijable koje se odnose na morfološki status i mehaničke karakteristike mišića donjih ekstremiteta. Morfološki status ispitanika je procenjen na osnovu osnovnih telesnih mera i sastava tela, dok su mehaničke osobine mišića određene pomoću pokazatelja maksimalne voljne izometrijske sile ($F_{\max}$) i brzine razvoja sile (RFD).

Varijable za procenu morfološkog statusa

Procena morfološkog statusa obuhvatila je merenje telesne visine (TV), telesne mase (TM), procenta mišićnog (MM%) i masnog tkiva (FT%).

Telesna visina

Telesna visina ispitanika izmerena je antropometrom po Martinu, sa preciznošću od 0,1 cm. Tokom merenja ispitanik je bio u standardnom stojećem stavu na čvrstoj i ravnoj podlozi. Stopala su bila sastavljena, a pete, sedalna regija i gornji deo leđa dodirivali su antropometar. Glava je bila postavljena u „frankfurtsku ravan“, bez dodirivanja skale antropometra (Norton et al., 1998).

Telesna masa

Telesna masa određena je digitalnom vagom sa tačnošću od 0,1 kg. Vaga je prethodno kalibrisana u skladu sa tehničkim specifikacijama.

Procenat mišićnog i masnog tkiva

Analiza procenta mišićnog (MM%) i masnog tkiva (FT%) izvršena je korišćenjem multifrekventne bioelektrične impedanse (BIA) putem uređaja *InBody 770* (Biospace Co., Ltd., Seoul, Korea). Uređaj je korišćen u skladu sa uputstvima proizvođača, a ispitanici su se pridržavali standardizovanih preporuka (bez unosa hrane i tečnosti najmanje dva sata pre merenja). Tokom merenja ispitanici su bili bosi, u laganoj sportskoj odeći (šorts i majica bez rukava), stajali su uspravno na platformi uređaja, dok su dlanovima obuhvatali ručne elektrode prema uputstvu proizvođača. Rezultati su automatski generisani putem softverskog sistema i korišćeni za dalju analizu.

Procena mehaničkih karakteristika mišića nogu obuhvatala je sledeće varijable:

Maksimalna sila (F_{max}) definisana je kao najveća vrednost sile ostvarena tokom maksimalne voljne izometrijske kontrakcije. Maksimalna brzina razvoja sile (RFD_{max}) definisana je kao najveća vrednost prvog izvoda sile po vremenu. Pored toga, analizirana je i sila pri završetku faze značajnog priraštaja sile (F_{end}), određena u trenutku kada vrednost RFD padne ispod 5% od RFD_{max} .

7.2.3. Merni instrumenti i protokoli merenja

Primenjen je standardni test jačine, pri čemu je korišćena stolica posebno konstruisana za potrebe procene maksimalne voljne kontrakcije mišića kvadricepsa. Pre testiranja, sprovedena je standardizovana procedura zagrevanja, koja je uključivala pet minuta vožnje stacionarnog bicikla i dinamičkog rastezanja mišića. Tokom merenja, ispitanik je sedeo u stolici sa mogućnošću fiksacije natkolenice, karlice i trupa, pri čemu je ugao u zglobu kuka bio postavljen na 100° , a ugao u zglobu kolena na 120° . Za stabilizaciju gornjeg dela tela korišćeni su držači za ruke, dok su kolena, kukovi i grudni koš pričvršćeni čičak trakama radi sprečavanja neželjenih pokreta. Merenje jačine mišića opružaka kolena na distalnom delu potkolenice vršeno je pomoću kalibrisane merne sonde osetljive na istezanje i na sabijanje (Guangdong CZL302, China; opseg ± 10 kN; linearnost bolja od 1%, tenziona/kompresiona osetljivost sile 2 mV/N), koja je krutom vezom bila povezana sa manžetnom postavljenom neposredno iznad zgloba. Merna sonda je bila povezana sa računarom putem pojačavača i AD konvertora, što je omogućilo prikupljanje podataka pomoću softvera *Isometrics* (Sports Medical Solutions, Beograd, Srbija), pri brzini uzorkovanja od 1000 Hz. Ispitanik i istraživači su na monitoru pratili intenzitet sile i promene u amplitudi signala u realnom vremenu. Prikaz eksperimentalne postavke dat je na **Slici 11** (eksperiment 2).

Ispitanik je bio upoznat sa protokolom testiranja, koji je obuhvatao izvođenje tri uzastopne maksimalne kontrakcije u trajanju od 4–5 sekundi, sa pauzom od jednog minuta između pokušaja. Test je sproveden na obe noge, dominantnoj i nedominantnoj, odnosno nepovređenoj i povređenoj, a za analizu je korišćen najbolji rezultat od tri pokušaja, kao i njihove srednje vrednosti. Ispitaniku je

data instrukcija da generiše silu maksimalnim intenzitetom i najbržom mogućom aktivacijom, te da zadrži maksimalni nivo kontrakcije najmanje četiri sekunde.

Pored merenja sile, tokom izvođenja izometrijskih kontrakcija sprovedeno je i površinsko EMG snimanje mišića kvadricepsa radi procene neuromišićne aktivacije. EMG signali su prikupljeni za tri mišića: *m. vastus lateralis* (VL), *m. vastus medialis* (VM) i *m. rectus femoris* (RF), primenom bežičnog sistema DELSIS Trigno (Boston, MA, SAD), čiji je tehnički opis dostupan na <https://delsis.com/trigno-avanti/>, pri čemu su elektrode postavljene u skladu sa SENIAM preporukama, a postupak površinskog EMG snimanja sproveden prema standardnim smernicama za merenje (De Luca, 1997). Pre postavljanja elektroda, koža je obrijana i očišćena 70% rastvorom alkohola, a zatim su postavljene elektrode dimenzija $27 \times 37 \times 13$ mm. EMG signali su uzorkovani frekvencijom od 2460 Hz, analogno-digitalno konvertovani i sačuvani na računaru, gde je sprovedena dalja obrada i analiza podataka.

7.2.4. Prikupljanje i obrada podataka

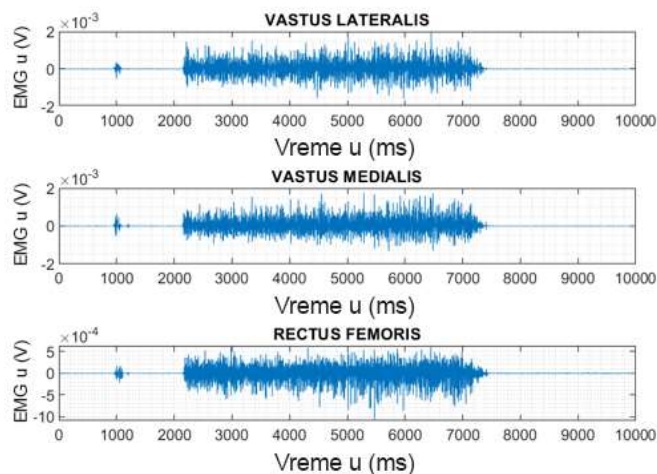
Izometrijska merenja su sprovedena u pet vremenskih tačaka: pre operacije, zatim dve, šest, 12 i 24 nedelje nakon R-LCA. Podaci o sili i vremenu su prikupljeni pri brzini uzorkovanja od 1000 Hz, korišćenjem komercijalno dostupnog softverskog paketa *Isometrics v. 4.0* (Sports Medical Solutions, Beograd, Srbija). Sirovi signali su filtrirani niskopropusnim Butterworthovim filterom drugog reda, sa graničnom frekvencijom od 5 Hz. Softver je automatski izračunao maksimalnu vrednost sile ($F_{\max}$) na krivi sila-vreme, nakon dostizanja platoa. Na osnovu iste krive, dodatno su analizirane sledeće varijable: maksimalna brzina razvoja sile (RFD_{max}), definisana kao najveća vrednost prvog izvoda sile u funkciji vremena, i sila pri završetku faze značajnog priraštaja sile (F_{end}), određena u trenutku kada vrednost RFD padne ispod 5% od RFD_{max}.

Za obradu signala primenom vejtlet transformacije (WT), detaljnije opisane u poglavlju 3, korišćeni su programski paketi *Matlab* i *Origin*. Dodatno je primenjen modifikovani softverski kod zasnovan na radu Torrencea i Compoa (1998), dostupan na adresi <https://paos.colorado.edu/research/wavelets/software.html>.

Obrada EMG signala

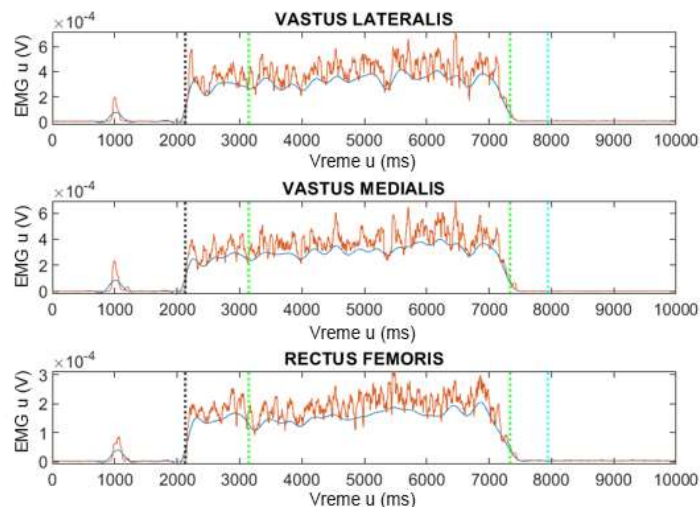
Površinski elektromiografski (sEMG) podaci obrađeni su korišćenjem softvera *MATLAB R2023a*, putem algoritma razvijenog za analizu voljnih izometrijskih kontrakcija mišića kvadricepsa. Analiza je obuhvatila tri mišića kvadricepsa: VL, VM i RF.

Sirovi sEMG signali su ponovo uzorkovani na 1000 Hz radi vremenske sinhronizacije sa krivom sile i standardizovane segmentacije (**Slika 17**).



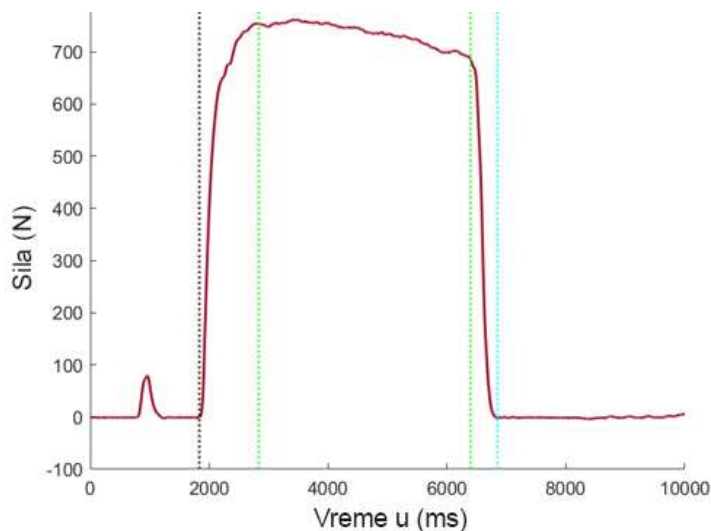
Slika 17. Prikaz sirovog EMG signala u vremenu.

Svaki EMG signal obrađen je Butterworthovim filterom četvrtog reda, u opsegu od 30–300 Hz, čime su uklonjeni niskofrekventni i visokofrekventni šumovi (De Luca, 1997). Nakon filtriranja, signal je podvrgnut potpunoj rektifikaciji, čime je dobijena apsolutna vrednost signala, neophodna za formiranje omotača (envelope) i procenu nivoa aktivacije mišića (**Slika 18**).



Slika 18. Prikaz EMG signala za mišiće VL, VM i RF nakon filtriranja i rektifikacije. Oker linija predstavlja filtrirani EMG signal (RMS envelope računata prozorom od 50 ms), plava linija je linearni omotač (niskopropusni filter sa graničnom frekvencijom od 3 Hz), legenda za vertikalne isprekidane linije opisana je na **Slici 1**.

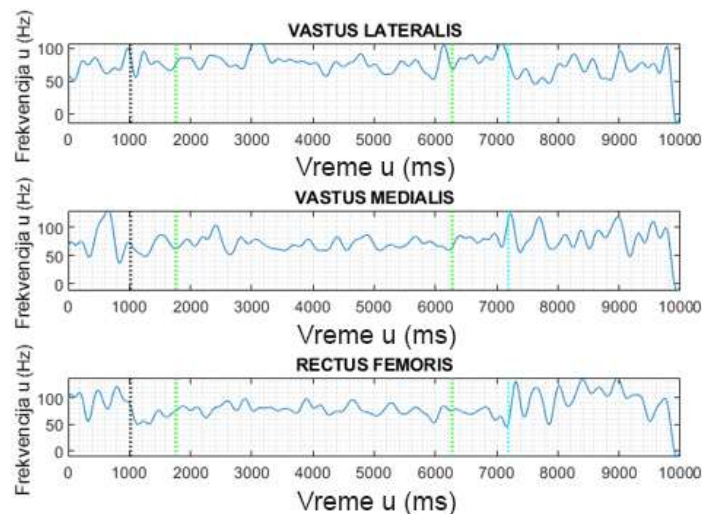
Na osnovu rektifikovanog signala generisane su dve vrste omotača (envelope): linearni omotač signala, dobijen niskopropusnim filterom sa graničnom frekvencijom od 3 Hz, i RMS omotač, izračunat pomoću prozora od 50 ms, koji se koristi kao pokazatelj lokalne jačine EMG signala. Ovakva analiza zasniva se na metodološkim pristupima usmerenim na vremenske karakteristike EMG signala (De Luca, 1997) i omogućava prikaz vremenske dinamike mišićne aktivacije. Promena sile u vremenu prikazana je na **Slici 19**.



Slika 19. Prikaz promene sile u vremenu za mišić RF tokom izometrijske kontrakcije, sa označenim ključnim tačkama segmentacije: crna linija označava početak kontrakcije (n_{in}), prva zelena linija kraj faze brzog razvoja sile i početak platoa (n_{RFD_end}), druga zelena linija kraj platoa i početak relaksacije (n_{RRD_end2}), dok tirkizna linija označava kraj kontrakcije (n_{fin}).

Obrada EMG signala u frekventnom domenu sprovedena je tako što su EMG signali segmentirani u prozore dužine 200 ms sa 50% preklapanja, a za svaki segment izračunata je medijana

frekvencija (MDF) funkcijom *medfreq()*, odnosno frekvencija koja deli energetski spektar signala na dve jednake polovine. Za svaki mišić analizirane su vrednosti MDF u početku, sredini i na kraju stabilne faze (MDF_start, MDF_mid, MDF_end), kao i prosečna vrednost unutar te faze (MDF_AVG) (**Slika 20**).



Slika 20. Prikaz promene MDF EMG signala za mišiće VL, VM i RF, šest nedelja nakon operacije, na povređenoj nozi. Legenda za vertikalne isprekidane linije data na **Slici 1**.

Dodatno, energija EMG signala (Area) izračunata je trapezoidnom metodom numeričke integracije, funkcijom *trapz()* nad omotačem (envelope) EMG signala, pri čemu je kao argument funkcije korišćen segment signala u definisanom vremenskom intervalu. Na osnovu toga su određene vrednosti Area1 (početna faza kontrakcije), Area2 (stabilna faza aktivacije, plato kontrakcije), Area3 (faza relaksacije) i ukupna energija kontrakcije (Area_all). Procentualni doprinos svake faze izražen je u odnosu na ukupnu aktivaciju, čime je omogućeno poređenje raspodele neuromišićne aktivacije i strategija aktivacije između faza. Segmentirani EMG podaci su automatski čuvani u *.xlsx* formatu radi daljih analiza, uz generisanje grafičkih prikaza sile, omotača (envelope) i vrednosti MDF.

7.3. Rezultati

7.3.1. Klasičan pristup

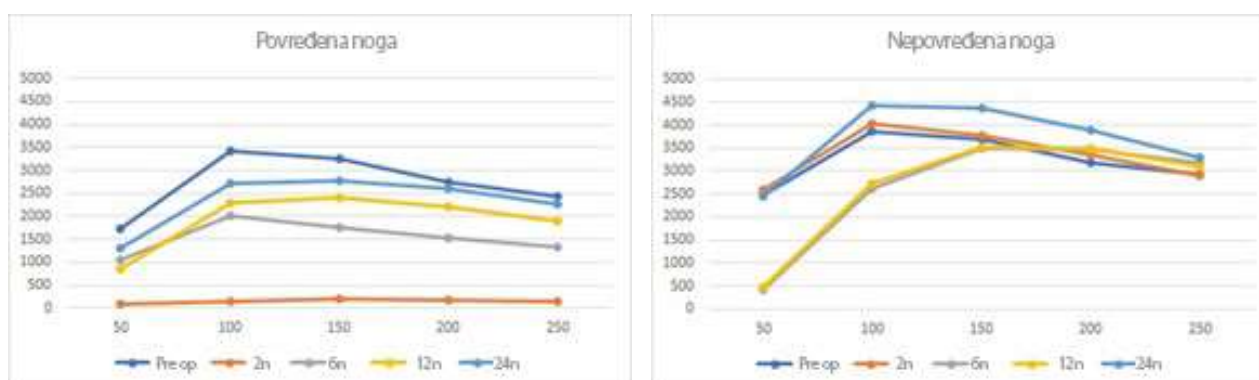
Tipične varijable MVC testiranja su prikazane u **Tabeli 4**. Analiza procentualnih promena povređene noge pokazuje da su u šestoj nedelji sve tri varijable zabeležile pad u odnosu na preoperativne vrednosti: F_{end} -38,5%, F_{max} -22,5% i RFD_{max} -33,3%. Tokom narednih merenja primećen je postepen oporavak. Do 24. nedelje vrednosti F_{end} 16,9% i F_{max} 14,3% prevazilaze početne vrednosti, dok RFD_{max} -4,0% ostaje blago ispod preoperativnog nivoa. Kod nepovređene noge registrovano je izvesno smanjenje vrednosti F_{end} i F_{max} , dok RFD_{max} nije pokazao značajne promene tokom posmatranog perioda.

Tabela 4. MVC vrednosti za povređenu i nepovređenu nogu za svaku vremensku tačku posmatranja.

Varijable	Noga	Pre-op.	2 nedelje	6 nedelja	12 nedelja	24 nedelje
F_{end} (N)	Povređena	691	--	425	451	808
	Nepovređena	860	716	831	803	801
F_{max} (N)	Povređena	774	--	600	666	885
	Nepovređena	1043	923	964	911	1021
RFD_{max} (N/s)	Povređena	3739	--	2493	3236	3590
	Nepovređena	4548	4908	5384	5327	5073

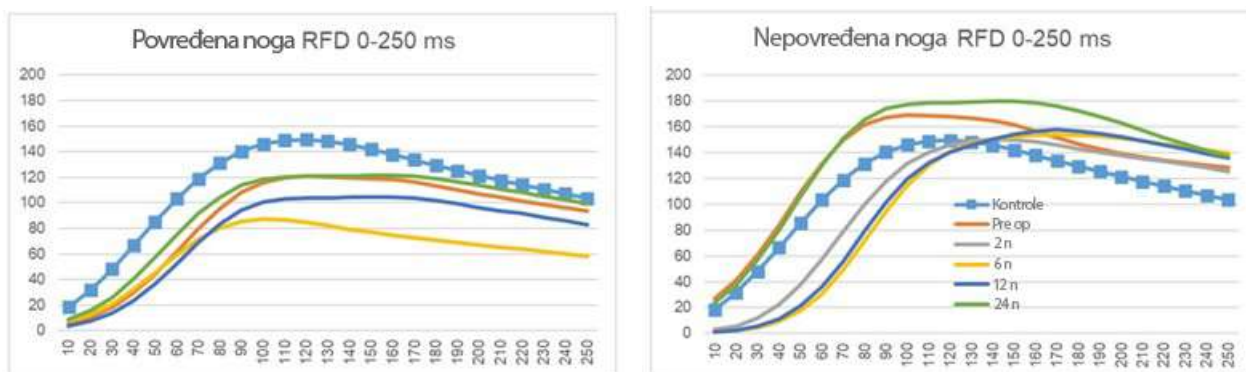
Napomena. „--“ označava da u drugoj nedelji nije bio dostupan validan signal za operisanu nogu ispitanika.

Na **Slici 21** prikazan je razvoj sile tokom prvih 250 ms maksimalne voljne kontrakcije kod povređene i nepovređene noge u svim periodima merenja (pre operacije, 2, 6, 12 i 24 nedelje nakon operacije). Kod povređene noge se uočava značajno smanjenje F_{max} u svim vremenskim tačkama, dok je kod nepovređene noge pad izražen pre svega u ranim fazama kontrakcije (50 i 100 ms), dok se u kasnijim fazama vrednosti održavaju blizu preoperativnog nivoa.



Slika 21. Vrednosti sile u vremenskim tačkama 50, 100, 150, 200 i 250 ms tokom maksimalne voljne kontrakcije kod nepovređene (desne) i povređene (leve) noge u svim analiziranim periodima.

Slika 22 prikazuje vrednosti RFD za povređenu i nepovređenu nogu u različitim vremenskim tačkama od početka kontrakcije. Povređena noga je u ranoj fazi kontrakcije (0–100 ms) pokazala niže vrednosti u odnosu na preoperativni nivo i grupu zdravih ispitanika, a deficit se zadržao i u kasnijim fazama. Kod nepovređene noge pad vrednosti RFD je izražen pre svega u ranoj fazi kontrakcije, ali je blažeg intenziteta u odnosu na povređenu nogu. U kasnijim fazama (150–250 ms) vrednosti se stabilizuju i ostaju blizu preoperativnog nivoa. Dvadeset četiri nedelje nakon operacije obe noge su dostigle vrednosti približne preoperativnom nivou. Na istoj slici prikazani su i podaci zdravih, umereno fizički aktivnih ispitanika, koji su prethodno testirani u istoj laboratoriji i opisani u radu Mirkova i saradnika (2017).



Slika 22. Vrednosti RFD u funkciji vremena tokom 250 ms maksimalne voljne kontrakcije kod povređene (leve) i nepovređene (desne) noge, uz prikaz vrednosti kontrolne grupe.

Vrednosti MDF povređene i nepovređene noge

Kod većine merenja uočeno je opadanje vrednosti MDF od početka ka kraju testa, što se može tumačiti kao pokazatelj razvoja mišićnog zamora (**Tabela 5**). Na primer, iako se kod mišića VL na povređenoj nozi pre operacije beleži porast MDF od 57,24 Hz ka 65,41 Hz, prosečna vrednost MDF (70,99 Hz) ukazuje na oscilacije u okviru umereno snižene frekvencijske aktivnosti. Nasuprot tome, MDF na nepovređenoj nozi pokazuje stabilniji tok, bez naglih promena ka nižim frekvencijama. Preoperativno, prosečne vrednosti MDF za mišiće VL i VM bile su niže na povređenoj nozi u poređenju sa nepovređenom (**Tabela 5**). Prosečna MDF za VL iznosila je 70,99 Hz na povređenoj, odnosno 79,56 Hz na nepovređenoj nozi, dok su odgovarajuće vrednosti za VM bile 74,22 Hz i 83,02 Hz. Za razliku od toga, kod RF zabeležena je viša prosečna vrednost MDF (84,13 Hz) u odnosu na nepovređenu (77,64 Hz). Povišene vrednosti MDF za RF na povređenoj nozi mogu se tumačiti kao rezultat neuobičajenog regrutovanja motornih jedinica, što verovatno predstavlja kompenzatorni mehanizam.

Tokom postoperativnog perioda zabeleženo je poboljšanje vrednosti MDF na povređenoj nozi, naročito između 6. i 12. nedelje (**Tabela 5**). Na primer, prosečna MDF za mišić VL raste sa 78,18 Hz na 81,54 Hz, što može ukazivati na delimičnu reaktivaciju mišića. Mišići VM i RF takođe beleže poboljšanja u tom periodu. Međutim, zanimljivo je primetiti da 24 nedelje nakon operacije prosečne vrednosti MDF ponovo beleže blagi pad (npr. VL: 72,65 Hz), što može ukazivati na zamor usled povećane aktivnosti, regresiju ili neadekvatan balans u opterećenju tokom rehabilitacije. Opadanje vrednosti MDF tokom testa, kao i niže prosečne vrednosti kod povređene noge, sugerišu prisustvo neuromišićne inhibicije ili promenjene strategije regrutacije motornih jedinica. Ovi obrasci su očekivani nakon povrede i operacije, budući da kvadriceps može ostati inhibiran i do nekoliko meseci, uprkos kliničkom napretku.

Vrednosti MDF povređene noge i kontrolne grupe

Kod mišića VL povređena noga pokazuje izraženu neuromišićnu slabost pre operacije, na početku testa vrednost MDF je bila 57,24 Hz (**Tabela 5**). Prosečna vrednost MDF u toku testa iznosila je 70,99 Hz, što ukazuje na smanjenu frekvencijsku komponentu i potencijalnu neuromišićnu inhibiciju. U postoperativnom periodu beleži se progresivno poboljšanje. Najviša prosečna vrednost MDF je zabeležena između 6. i 12. nedelje nakon R-LCA (78–81 Hz), što je približno vrednostima dominantne noge zdravih ispitanika (75,31 Hz) i može se tumačiti kao znak funkcionalnog oporavka i delimične neuromišićne stabilizacije. Kod kontrolne grupe, vrednosti MDF za VL ostaju stabilne tokom celog testa. Dominantna noga pokazuje prosečnu vrednost od 75,31 Hz, dok je kod nedominantne MDF nešto niža (66,02 Hz), što može ukazivati na razlike u neuromišićnoj efikasnosti između ekstremiteta.

Kod mišića VM, povređena noga pre operacije beleži prosečnu vrednost MDF od 74,22 Hz (**Tabela 5**), dok su kod kontrolne grupe prosečne vrednosti MDF više i iznose 77,98 Hz za dominantnu i 85,35 Hz za nedominantnu nogu. Tokom rehabilitacije vrednosti MDF na operisanoj strani rastu do 71,11 Hz u šestoj nedelji i 73,52 Hz u dvanaestoj. Ipak, u 24. nedelji prosečna vrednost MDF opada na 74,72 Hz, što ukazuje na stabilizaciju frekvencijskog odgovora bez potpunog oporavka. Razlika u odnosu na kontrolnu grupu ostaje značajna do kraja perioda posmatranja, naročito u poređenju sa nedominantnom nogom, gde vrednosti MDF ostaju visoke i ujednačene.

Za mišić RF, povređena noga pre operacije beleži prosečnu vrednost MDF od 84,13 Hz (**Tabela 5**), što je niže u poređenju sa kontrolnom grupom (92,03 Hz za dominantnu i 92,70 Hz za nedominantnu nogu). Tokom rehabilitacije beleži se umereni porast vrednosti MDF u šestoj (78,76 Hz) i dvanaestoj nedelji (80,45 Hz) na operisanoj nozi. Međutim, u 24. nedelji prosečna vrednost MDF opada na 66,60 Hz, što je ispod preoperativnog nivoa i može biti pokazatelj progresivne disfunkcije mišića. Vrednosti iz 2. nedelje bile su dostupne samo za neoperisanu nogu (73,18 Hz), budući da EMG signal za operisanu stranu nije bio validan i stoga nije uključen u analizu. U poređenju sa stabilnim vrednostima MDF kontrolne grupe, mišić RF povređene noge pokazuje trajno smanjenu neuromišićnu efikasnost, bez oporavka frekvencijskog odgovora ni nakon 24 nedelje rehabilitacije.

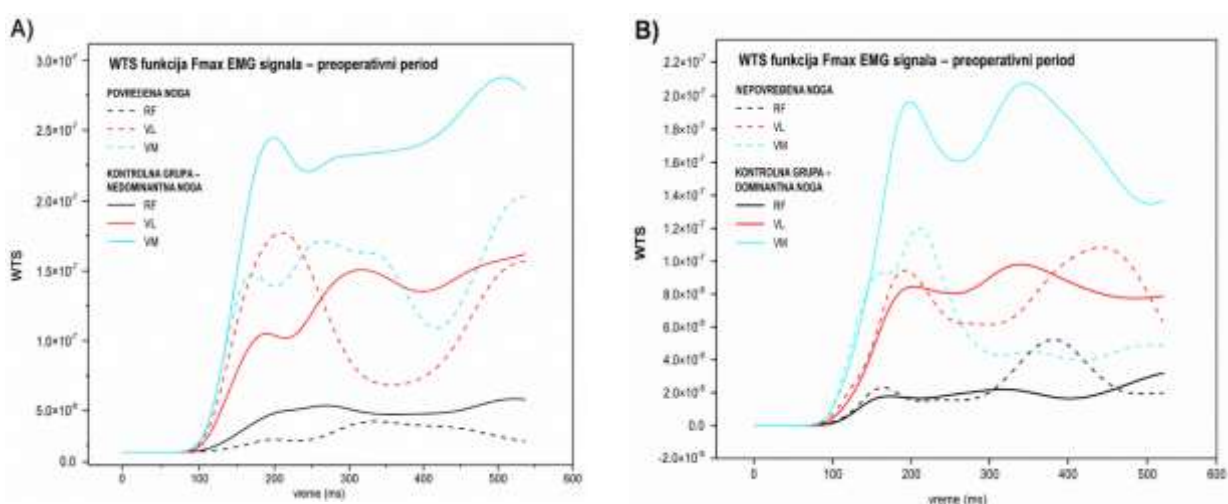
Tabela 5. Promene u srednjoj frekvenciji (MDF) tri mišića kvadricepsa: vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) i rectus femoris (RF) kod povređene (P) i nepovređene (N) noge merene u različitim vremenskim tačkama pre i nakon R-LCA (preoperativno, 2, 6, 12 i 24 nedelje nakon operacije). Za svaki mišić, MDF je izračunat u tri segmenta izometrijske kontrakcije, na početku, u sredini i na kraju testa, kao i kroz prosečnu vrednost. U istoj tabeli prikazani su i podaci o prosečnim vrednostima MDF za VL, VM i RF kod zdravih ispitanika, merenih na dominantnoj (D) i nedominantnoj (N) nozi, u istim vremenskim segmentima.

Mišić	Vremenska tačka	Strana (noga)	pre operacije	2 nedelje	6 nedelja	12 nedelja	24 nedelje	Nepovređeni	
				od operacije	od operacije	od operacije	od operacije	D	N
VL_MDF	Početak	P	57,24	--	75,93	63,06	71,10	75,60	65,59
		N	74,10	55,70	61,55	75,22	59,39		
	Sredina	P	60,38	--	77,57	102,82	70,96	75,83	63,84
		N	83,57	52,05	100,30	64,08	75,67		
	Kraj	P	65,41	--	67,94	70,79	57,18	75,69	65,81
		N	84,77	53,92	80,22	71,05	68,94		
	Prosečna vrednost	P	70,99	--	78,18	81,54	72,65	75,31	66,77
		N	79,56	59,33	95,00	74,36	72,39		
VM_MDF	Početak	P	65,22	--	62,38	80,47	73,32	81,26	75,67
		N	91,23	77,78	83,51	94,80	71,54		
	Sredina	P	76,07	--	66,90	78,90	89,04	80,03	86,33
		N	73,17	91,60	81,69	126,42	80,01		
	Kraj	P	81,83	--	64,60	69,20	69,56	77,38	77,68
		N	85,60	91,37	91,86	88,22	76,68		
	Prosečna vrednost	P	74,22	--	71,11	73,52	74,72	77,98	85,35
		N	83,02	88,55	94,42	100,30	83,28		
RF_MDF	Početak	P	87,42	--	76,17	76,55	69,03	103,19	91,80
		N	81,35	60,42	93,03	75,28	70,31		
	Sredina	P	81,91	--	80,49	79,24	73,59	97,15	93,01
		N	76,17	105,69	88,21	98,14	67,36		
	Kraj	P	95,87	--	76,63	60,85	60,73	88,69	79,02
		N	81,22	68,77	88,87	85,26	82,98		
	Prosečna vrednost	P	84,13	--	78,76	80,45	66,60	92,03	92,70
		N	77,64	81,64	89,28	84,92	69,67		

Napomena. „--“ označava da u drugoj nedelji nije bio dostupan validan EMG signal za operisanu nogu ispitanika.

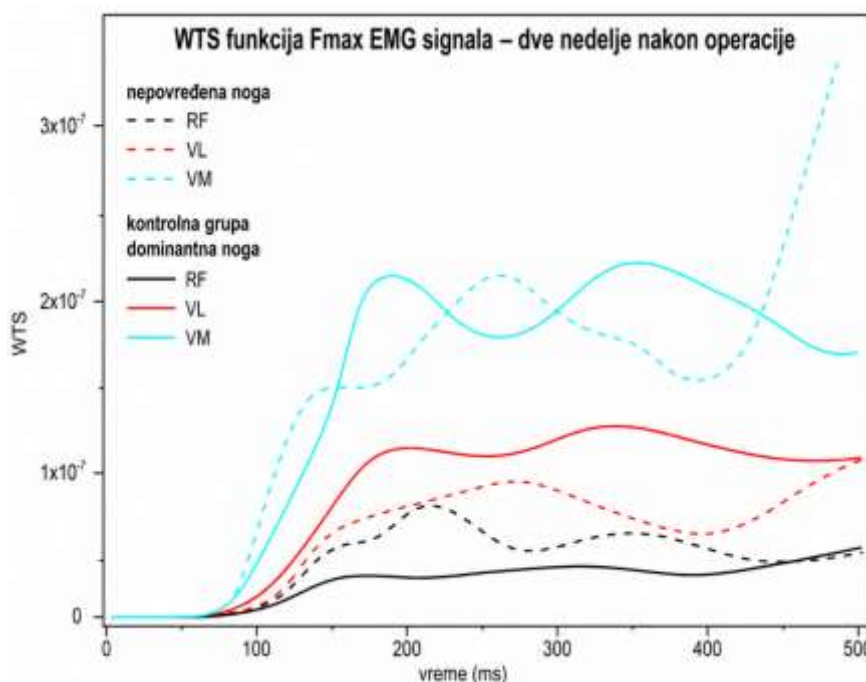
7.3.2. Vejvlet spektralna analiza

Na **Slici 23** prikazane su vrednosti WTS funkcije $F_{\max}$ i EMG signala mišića RF, VL i VM, dobijene iz zabeleženih odgovora u preoperativnoj fazi kod povređenog ispitanika. **Slika 23A** prikazuje povređenu nogu, dok **Slika 23B** prikazuje nepovređenu nogu. Na WTS graphicima ovi odgovori su prikazani u poređenju sa prosečnim WTS vrednostima $F_{\max}$ EMG signala kontrolne grupe. Pošto je u ovom slučaju povređena leva noga, za poređenje kod kontrolne grupe su korišćene prosečne vrednosti za nedominantnu nogu ispitanika. Na **Slici 23A** se vidi da su u preoperativnoj fazi WTS amplitude svih mišića povređene noge niže u odnosu na kontrolnu grupu. Pored toga, WTS spektri pokazuju da je kod sva tri mišića obrazac dominantnih amplituda narušen u poređenju sa kontrolnom grupom. **Slika 23B** pokazuje da u preoperativnoj fazi nepovređena noga zadržava stabilne amplitude EMG WTS za mišiće RF i VL, dok su efekti povrede vidljivi u WTS funkciji mišića VM, kroz značajno smanjenje amplitude. Pored toga, nepovređena noga pokazuje blagu promenu u obrascu dominantnih amplituda kod sva tri mišića, pri čemu se u aktivnosti mišića VL jasno uočava pik na niskim vremenskim skalama.



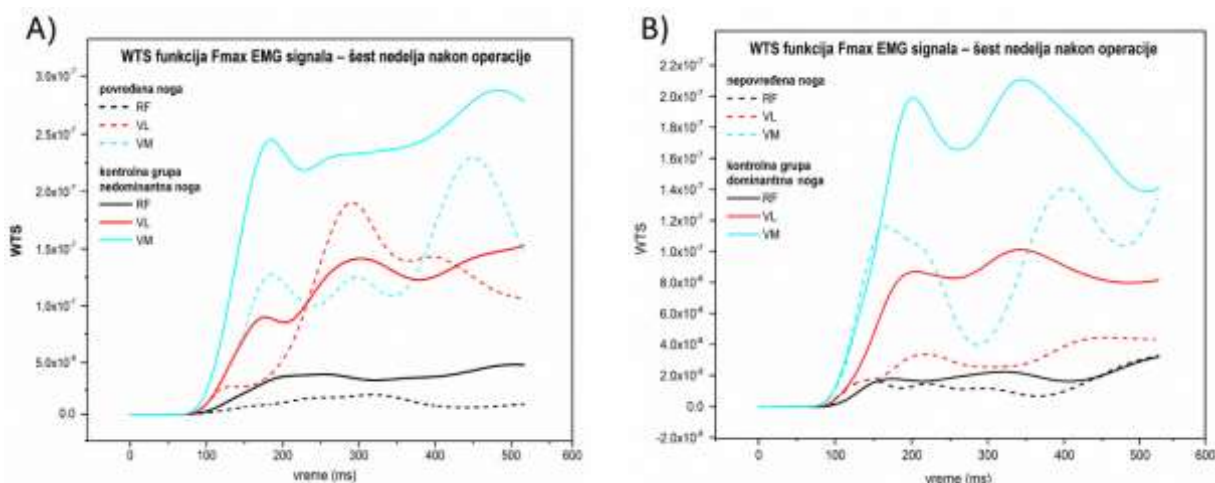
Slika 23. WTS funkcije $F_{\max}$ EMG signala za A) povređenu nogu i B) nepovređenu nogu kod povređenog ispitanika. WTS funkcije su prikazane u poređenju sa prosečnim WTS $F_{\max}$ EMG funkcijama kontrolne grupe i odgovarajuće noge, za preoperativni period.

Na **Slici 24** prikazane su WTS funkcije $F_{\max}$ EMG signala za tri mišića, na isti način kao na **Slici 23**, ali za vremenski period dve nedelje nakon operacije. Kako $F_{\max}$ signal za povređenu nogu nije bio odgovarajućeg kvaliteta, prikazani su rezultati samo za nepovređenu nogu. Nalazi za ovaj period treba posmatrati kao delimične i ne porediti ih sa kasnijim fazama. **Slika 24** pokazuje obrazac odgovora sličan onom sa **Slike 23B**. Jedina uočena razlika u odnosu na odgovor nepovređene noge u preoperativnoj fazi jeste blago povećanje WTS amplitude mišića VM.



Slika 24. WTS funkcije $F_{\max}$ EMG signala za nepovređenu nogu, prikazane u poređenju sa prosečnim WTS $F_{\max}$ EMG funkcijama kontrolne grupe i odgovarajuće noge, za period dve nedelje nakon operacije.

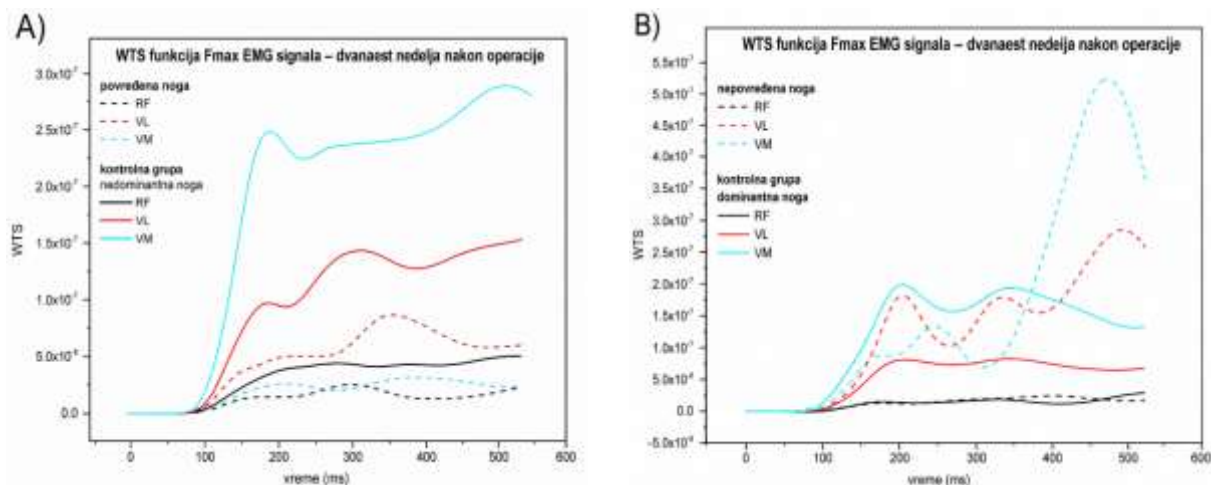
Na **Slici 25** prikazane su WTS funkcije zabeleženih odgovora $F_{\max}$ šest nedelja nakon operacije, na isti način kao na **Slici 23 i 24**. **Slika 25A** pokazuje oporavak WTS amplitude mišića VL povređene noge u poređenju sa kontrolnom grupom. Uočava se i delimična obnova obrazaca dominantnih frekvencija kod svih mišića, naročito kod mišića VM, gde su tri dominantne frekvencije na 200 ms, oko 300 ms i oko 500 ms ponovo prisutne u WTS funkcijama povređene noge. **Slika 25B** pokazuje da su, šest nedelja nakon operacije, amplitude svih mišića kod nepovređene noge niže nego kod kontrolne grupe. Ovo predstavlja promenu u odnosu na preoperativnu fazu, kao i fazu dve nedelje nakon operacije, kada su amplitude mišića RF i posebno VM bile očuvane. Ovaj gubitak „normalne“ funkcije jasno se vidi kroz odsustvo dominantnih pikova u mišiću VM.



Slika 25. WTS funkcije $F_{\max}$ EMG signala za A) povređenu nogu i B) nepovređenu nogu. WTS funkcije su prikazane u poređenju sa prosečnim WTS $F_{\max}$ EMG funkcijama kontrolne grupe i odgovarajuće noge, za period šest nedelja nakon operacije.

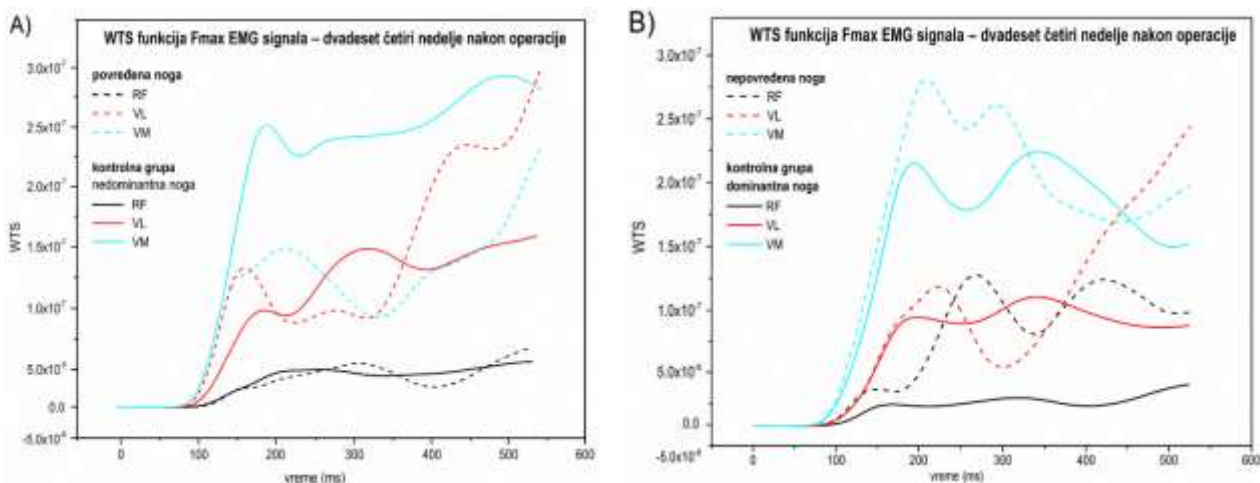
Na **Slici 26** dat je WTS prikaz EMG odgovora $F_{\max}$ za sva tri mišića dvanaest nedelja nakon operacije, u poređenju sa kontrolnom grupom. **Slika 26A** pokazuje dalje pogoršanje WTS amplitude kod sva tri mišića povređene noge u odnosu na kontrolnu grupu. Što se tiče dominantnih frekvencija,

čini se da je obrazac WTS pikova dodatno obnovljen, kao što je prikazano na **Slici 25A**. S druge strane, **Slika 26B** pokazuje oporavak amplitude kod mišića RF i VL, pri čemu su kod mišića VL uočeni i dominantni pikovi sa povećanim amplitudama.



Slika 26. WTS funkcija $F_{\max}$ EMG signala za period dvanaest nedelja nakon operacije, prikazana na isti način kao na slikama 23–25.

Slika 27 prikazuje promene u ponašanju povredene noge dvadeset četiri nedelje nakon operacije. **Slika 27A** prikazuje oporavak amplitude mišića RF i VL na povredenoj nozi, uz pojavu pika na nižim vremenskim skalama kod VL (oko 150 ms), koji je bio prisutan i u preoperativnoj fazi i dve nedelje nakon operacije (tada kod VL i VM). Pored toga, odgovor mišića VL odlikuje se povećanom amplitudom pika na višim vremenskim skalama (oko 500 ms), što može igrati značajnu ulogu u odgovoru ovog mišića u ovoj fazi. **Slika 27B** ukazuje na gotovo potpuno obnovljenu aktivnost nepovredene noge. Ovo je naročito izraženo kod mišića RF na oko 300 ms, kod mišića VL na oko 200 ms (uz povećanu aktivnost na višim vremenskim skalama, slično povredenoj nozi), kao i kod mišića VM na približno 200 i 300 ms.



Slika 27. WTS funkcija $F_{\max}$ EMG signala za period dvadeset četiri nedelje nakon operacije, prikazana na isti način kao na slikama 23–26.

7.4. Diskusija

Cilj ovog istraživanja bio je da se ispita mogućnost primene vremensko-frekvencijske analize zasnovane na vejevlet transformaciji za praćenje promena signala sile tokom maksimalne izometrijske kontrakcije opružača kolena tokom rehabilitacije nakon R-LCA, kao i da se promene u električnoj aktivnosti mišića kvadricepsa sagledaju u odnosu na klasične pokazatelje mišićne funkcije. Dobijeni

rezultati ukazuju na to da oporavak neuromišićne funkcije nije imao linearan tok. Klasični pokazatelji sile pokazali su izražen postoperativni pad, praćen postepenim oporavkom tokom rehabilitacije, dok su promene u RFD, MDF i WTS parametrima ukazivale da se različiti aspekti neuromišićne funkcije ne oporavljaju istovremeno. Posebno je značajno da su WTS obrasci registrovali promene u organizaciji mišićne aktivacije koje nisu bile uvek jasno vidljive kroz standardne biomehaničke pokazatelje. Budući da je reč o longitudinalnoj studiji slučaja, nalazi se prvenstveno odnose na individualni tok oporavka i treba ih tumačiti deskriptivno. Istovremeno, prilikom tumačenja rezultata potrebno je uzeti u obzir da u drugoj nedelji nakon operacije nije bio dostupan validan EMG signal za operisanu nogu. Zbog toga je interpretacija rane postoperativne faze ograničena, a nalaze za taj period treba posmatrati kao delimične i ne porediti ih sa kasnijim fazama istim stepenom sigurnosti.

Prvi važan nalaz odnosi se na promene pokazatelja mišićne funkcije F_{end} i F_{max} . Povređena noga je u ranom postoperativnom periodu pokazala izražen pad vrednosti F_{end} i F_{max} , što je u skladu sa dosadašnjim istraživanjima koja opisuju smanjenu aktivaciju kvadricepsa nakon povrede i rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta (Bodkin et al., 2023, 2025; Knežević, 2025). Takav nalaz može se objasniti kombinovanim dejstvom više faktora, uključujući bol, smanjenu upotrebu ekstremiteta i artrogenernu mišićnu inhibiciju, zbog čega smanjenje mišićne jačine ne odražava isključivo promene u mišićnom tkivu, već i smanjenu sposobnost neuralne aktivacije kvadricepsa (Hart et al., 2010). Tokom vremena uočava se postepen oporavak ovih pokazatelja kod povređene noge, pri čemu se njihove vrednosti u kasnijim fazama približavaju ili prevazilaze preoperativni nivo. S druge strane, prisustvo manjih padova F_{max} i F_{end} kod nepovređene noge ukazuje da efekti povrede i rehabilitacije nisu ograničeni isključivo na operisani ekstremitet. Ovakve promene mogu biti posledica bilateralnih neuromišićnih adaptacija izazvanih povredom LCA, ali i kompenzatornog povećanja opterećenja nepovređene noge tokom perioda oporavka, usled čega se njena funkcija može menjati nezavisno od operisanog ekstremiteta (McPherson et al., 2023; Mirkov et al., 2017). Slični nalazi na nepovređenom ekstremitetu opisani su i u prethodnim istraživanjima iako rezultati nisu potpuno konzistentni. Dok pojedini autori beleže deficite mišićne jačine u nepovređenom ekstremitetu nakon povrede ili rekonstrukcije LCA, druga istraživanja navode jednake ili čak povećane vrednosti jačine u odnosu na zdrave ispitanike. Ove razlike mogu biti posledica heterogenosti uzoraka, vremena proteklog od povrede ili operacije, kao i razlika u primenjenim metodama procene mišićne funkcije (Hartshorne et al., 2024). Dobijeni rezultati ukazuju da posledice povrede i rehabilitacije uključuju bilateralne promene mišićne funkcije, zbog čega poređenje sa kontralateralnom nogom ne mora uvek predstavljati pouzdanu referentnu osnovu za procenu oporavka operisanog ekstremiteta.

Praćenje oporavka mišićne funkcije kroz RFD pružilo je dodatni uvid u tok oporavka sposobnosti brzog generisanja sile. Povređena noga je u ranoj fazi kontrakcije (<100 ms) pokazala značajno niže vrednosti RFD-a u odnosu na preoperativni nivo. Istovremeno, ostvarene vrednosti bile su niže od vrednosti kontrolne grupe zdravih ispitanika prikazanih u studiji Mirkova i saradnika (2017), a ovakav obrazac zadržao se i tokom kasnijih merenja. Ovakav nalaz je u skladu sa prethodnim istraživanjima koja ukazuju da rekonstrukciju LCA prate promene kako u neuralnim mehanizmima odgovornim za brzo generisanje sile, tako i u kontraktilnim svojstvima mišića, što se manifestuje istovremenim smanjenjem eksplozivne i maksimalne mišićne jačine (Angelozzi et al., 2012; Buckthorpe et al., 2019; Konishi et al., 2002; Mirkov et al., 2017; Turpeinen et al., 2020). Jedno od mogućih objašnjenja dugotrajne smanjene funkcije ekstenzora kolena jeste gubitak aferentne povratne sprege iz povređenog ligamenta, što bi moglo doprineti disfunkciji gama petlje (Konishi et al., 2002). Pored toga, prisustvo artrogene mišićne inhibicije i smanjene voljne aktivacije mišića može ograničiti efikasnu regrutaciju visokopražnih motornih jedinica koje imaju važnu ulogu u razvoju eksplozivne sile (Mirkov et al., 2017). S obzirom na to da tokom izometrijske kontrakcije razvoj sile u ranoj fazi u većoj meri zavisi od neuralnih mehanizama, uključujući frekvenciju pražnjenja motornih neurona i efikasnu regrutaciju motornih jedinica, promene RFD mogu predstavljati osetljiviji pokazatelj neuromišićnih deficita nakon R-LCA od maksimalne sile (Maffiuletti et al.,

2016). Kod nepovredene noge pad je bio izražen prvenstveno u ranoj fazi kontrakcije, što je u skladu sa nalazima o bilateralnim neuromišićnim deficitima nakon povrede LCA i sugerije da posledice povrede mogu prevazilaziti lokalni segment operisanog ekstremiteta (McPherson et al., 2023; Mirkov et al., 2017). Dvadeset četiri nedelje nakon operacije RFD obe noge bio je približan preoperativnom nivou, što može ukazivati na postepeno obnavljanje mehanizama odgovornih za brzo generisanje sile tokom rehabilitacije. Takva dinamika oporavka u skladu je sa prethodnim istraživanjima koja pokazuju da se RFD oporavlja sporije od maksimalne sile i da vrednosti RFD mogu ostati smanjene i šest meseci nakon operacije (Mirkov et al., 2017; Turpeinen et al., 2020). Dobijeni rezultati ukazuju da se različiti aspekti mišićne funkcije ne moraju oporavljati istovremeno i da RFD može pružiti dodatne informacije o toku neuromišićnog oporavka koje nisu u potpunosti vidljive kroz promene maksimalne sile (F_{max}) (D'Emanuele et al., 2021).

Medijana frekvencije (MDF), kao parametar vremensko-frekvencijske analize EMG signala, u ovom slučaju bila je korisna za praćenje promena u raspodeli frekvencijskog sadržaja signala kroz različite faze rehabilitacije. Uočeno pomeranje MDF ka nižim frekvencijama kod povredene noge u odnosu na kontrolnu grupu može ukazivati na promene u neuromišićnoj aktivaciji, uključujući moguće promene koje se u literaturi povezuju sa inhibicionim procesima i izmenjenom regrutacijom motornih jedinica tokom ranih faza rehabilitacije (Farina et al., 2025; Needle et al., 2017). Delimično približavanje vrednosti MDF referentnim vrednostima u ranim fazama rehabilitacije može odražavati normalizaciju frekvencijskog sadržaja EMG signala i obrazaca neuromišićne aktivacije (Farina et al., 2025). Ovakav nalaz je u skladu sa rezultatima Drechslera i saradnika (2007), koji ukazuju da se promene MDF nakon rekonstrukcije LCA javljaju uporedo sa oporavkom mišićne funkcije i promenama u obrascima mišićne aktivacije. Međutim, pad vrednosti MDF zabeležen 24 nedelje nakon operacije može ukazivati na dugotrajne promene u obrascima aktivacije mišića u ovom slučaju (Oliveira et al., 2023). Kod mišića VL i VM povredena noga pokazala je niže vrednosti MDF u odnosu na kontrolnu grupu, uz delimičnu normalizaciju tokom rehabilitacije, ali bez doslednog dostizanja referentnog nivoa. Mišić RF pokazao je nešto drugačiji obrazac. S obzirom na to da mišić RF tokom izometrijskih kontrakcija pokazuje relativno stabilne vrednosti MDF (Pincivero et al., 2001), pad MDF zabeležen u kasnijim fazama rehabilitacije mogao bi ukazivati na dugotrajnije promene u neuromišićnoj funkciji ovog mišića. Za razliku od povredene noge, kontrolna grupa pokazala je stabilne vrednosti MDF uz prirodne razlike između dominantne i nedominantne noge.

Klasični pokazatelji, kao što su F_{max} , RFD_{max} i MDF, omogućavaju procenu maksimalne sile, brzine razvoja sile i opštih frekvencijskih karakteristika EMG signala. Nasuprot tome, WTS analiza pruža dodatni uvid u vremensko-frekvencijsku organizaciju odgovora tokom kontrakcije. Zbog toga WTS nalaze u ovom istraživanju treba tumačiti kao dopunske deskriptivne pokazatelje dinamike oporavka, a ne kao samostalan kriterijum funkcionalnog statusa ili spremnosti za povratak aktivnost.

U preoperativnom periodu povredena noga pokazala je niže WTS amplitude i izmenjene obrasce dominantnih frekvencijskih komponenti u odnosu na kontrolnu grupu. Ovakav nalaz može ukazivati na izmenjenu vremensko-frekvencijsku organizaciju odgovora tokom kontrakcije, koja se može dovesti u vezu sa promenama neuromišićne aktivacije opisanim kod osoba sa povredom LCA. Gubitak aferentnih informacija iz mehanoreceptora ligamenta, artrogena mišićna inhibicija i smanjena voljna aktivacija kvadricepsa dovode se u vezu sa promenama u obrascima aktivacije motornih jedinica i smanjenom efikasnošću neuromišićne kontrole (Hart et al., 2010; Hollman et al., 2021, 2022; Knežević, 2025). Istovremeno, odstupanja registrovana i na nepovredenoj strani, naročito kod mišića VM, mogu biti u skladu sa nalazima o bilateralnim adaptacijama nakon unilateralne povrede LCA (McPherson et al., 2023; Mirkov et al., 2017).

Šest nedelja nakon operacije uočen je delimičan oporavak WTS amplitude i dominantnih frekvencija na operisanoj strani, naročito kod mišića VM. Ovakav obrazac može ukazivati na početnu normalizaciju vremensko-frekvencijske organizacije mišićne aktivacije tokom rane faze

rehabilitacije, perioda koji se u literaturi povezuje sa postepenim smanjenjem artrogene mišićne inhibicije i poboljšanjem neuromišićne funkcije kvadricepsa (Buckthorpe et al., 2019; Cui et al., 2023). Mišić VM se u pojedinim istraživanjima navodi kao jedan od mišića koji prvi pokazuje znake oporavka nakon uspješne rane rehabilitacije (Shimada et al., 2024). Istovremeno, smanjenje amplituda i gubitak dominantnih pikova na nepovređenoj strani sugerišu da se adaptacije nakon rekonstrukcije LCA ne odvijaju isključivo lokalno u operisanom ekstremitetu. Bilateralni obrasci opisani su i u istraživanjima koja ukazuju da povreda i rekonstrukcija LCA mogu dovesti do promena u neuromišićnoj funkciji oba ekstremiteta (Cui et al., 2023; McPherson et al., 2023; Mirkov et al., 2017).

U dvanaestoj nedelji ponovo je uočeno smanjenje WTS amplituda na operisanoj strani. Ovaj nalaz ukazuje na to da oporavak neuromišićne funkcije ne mora imati linearan tok. Iako su klasični pokazatelji sile u ovom periodu ukazivali na funkcionalni napredak, vremensko-frekvencijski obrasci mišićne aktivacije ostali su delimično izmenjeni, što govori u prilog tome da oporavak neuromišićne funkcije ne mora pratiti oporavak mišićne jačine. Takav obrazac je u skladu sa prethodnim istraživanjima koja pokazuju da se promene u neuromišićnoj kontroli mogu zadržati i nakon oporavka maksimalne sile (Mirkov et al., 2017; Turpeinen et al., 2020). Nepovređena noga pokazala je oporavak amplitude kod mišića RF i VL, uz povećane amplitude mišića VL na svim dominantnim pikovima. Ovakav obrazac može odražavati kompenzatorne adaptacije i povećano oslanjanje na kontralateralni ekstremitet tokom funkcionalnih aktivnosti i rehabilitacionog procesa (Lepley & Palmieri-Smith, 2015a).

Dvadeset četiri nedelje nakon operacije uočen je oporavak WTS amplituda mišića RF i VL, uz izraženije vremensko-frekvencijske obrasce aktivacije u odnosu na ranije faze rehabilitacije. Prisustvo dominantnih pikova kod mišića VL na višim (npr. 500 ms) i nižim vremenskim skalama (150 ms) ukazuje na promene u frekvencijskoj organizaciji EMG signala. Registrovana aktivnost na nižim vremenskim skalama može ukazivati na izraženije visokofrekvencijske komponente signala, dok pikovi na višim vremenskim skalama mogu odražavati niskofrekvencijske komponente EMG signala i biti povezani sa različitim karakteristikama neuromišićne aktivacije (Koenig et al., 2018). Na nepovređenoj strani uočen je gotovo potpun oporavak WTS amplituda, uz pojačanu aktivaciju mišića RF, što može ukazivati na prisustvo dugotrajnih bilateralnih adaptacija u neuromišićnoj kontroli. Slični obrasci dugotrajne reorganizacije mišićne aktivnosti opisani su i u studiji koja je pokazala da i godinama nakon R-LCA postoje razlike u obrascima aktivacije u poređenju sa zdravim ispitanicima (Zandiyeh et al., 2022). Dobijeni rezultati ukazuju da, uprkos postepenom oporavku parametara WTS, vremensko-frekvencijski obrasci mišićne aktivacije mogu ostati izmenjeni i u kasnijim fazama rehabilitacije, što može ukazivati na prisustvo dugotrajnih neuromišićnih adaptacija nakon R-LCA.

Poseban metodološki značaj ovog eksperimenta ogleda se u činjenici da WTS analiza nije samo potvrdila nalaze dobijene klasičnim biomehaničkim pokazateljima, već je omogućila uočavanje promena u vremensko-frekvencijskim obrascima mišićne aktivacije koje se nisu mogle u potpunosti sagledati primenom standardnih parametara mišićne funkcije. Posmatrano zajedno, klasični i vremensko-frekvencijski pokazatelji ukazuju da se različiti aspekti neuromišićne funkcije nisu oporavljali istovremeno, što je u skladu sa pretpostavkom o nelinearnom toku oporavka nakon R-LCA. Međutim, značaj uočenih obrazaca i njihova potencijalna povezanost sa mehanizmima neuromišićne adaptacije nakon R-LCA zahtevaju dalju proveru u budućim istraživanjima.

7.5. Ograničenja istraživanja

Uprkos tome što eksperiment pruža vredne informacije o postoperativnom oporavku kvadricepsa, nekoliko ograničenja treba jasno istaći. Glavno ograničenje ovog eksperimenta jeste činjenica da je reč o longitudinalnoj studiji slučaja, zbog čega se nalazi ne mogu generalizovati na širu populaciju osoba nakon rekonstrukcije LCA. Dodatno ograničenje predstavlja nedostatak

validnog EMG signala za operisanu nogu u drugoj nedelji praćenja, što ograničava poređenje te vremenske tačke sa kasnijim merenjima. Takođe, individualne razlike u obrascima neuromišićne aktivacije mogu značajno uticati na tumačenje EMG parametara, naročito kada se analiziraju različiti delovi istog mišića (Lepley & Palmieri-Smith, 2015a). Dodatno ograničenje odnosi se na uslove merenja. Sve kontrakcije su izvođene u sedećem položaju, što može nepovoljno uticati na aktivaciju mišića RF koji je dvozglojni mišić. Kako su opisali Moissenet i saradnici (2022), mišić RF se nalazi u skraćenom stanju kada je kuk u položaju fleksije, što može rezultirati aktivnom insuficijencijom. Pored toga, MDF je u ovom istraživanju analizirana prvenstveno kroz prosečne vrednosti. Iako je takav pristup prisutan u literaturi i koristan za poređenja stanja između grupa ili ekstremiteta, ona ne obuhvata u potpunosti vremensku dinamiku frekvencijskih promena tokom kontrakcije. Konačno, iako su WTS i MDF analize omogućile detaljniji uvid u karakteristike EMG signala, njihova interpretacija ostaje indirektna. Dobijeni obrasci ne mogu se tumačiti kao direktan dokaz specifičnih neurofizioloških mehanizama, već kao pokazatelj promena u organizaciji neuromišićne aktivacije koje zahtevaju dodatnu proveru. Konačno, budući da istraživanje nije imalo kontrolisani intervencioni dizajn, nije moguće jasno razdvojiti efekte rehabilitacionog procesa od spontanog biološkog oporavka.

7.6. Zaključci istraživanja

Nalazi eksperimenta delimično podržavaju postavljene hipoteze. Kod operisane noge uočene su promene u mehaničkim pokazateljima i vremensko-frekvencijskoj organizaciji signala, naročito u ranijim fazama praćenja, što je u skladu sa pretpostavkom o narušenoj neuromišićnoj funkciji nakon rekonstrukcije LCA. Istovremeno, promene nisu bile linearne niti potpuno jednoznačne, što ukazuje da se oporavak ne može opisati samo kroz porast maksimalne sile, već zahteva istovremeno sagledavanje sile, RFD, MDF i WTS pokazatelja. Pošto je reč o longitudinalnoj studiji slučaja, ovi nalazi se mogu tumačiti kao opis individualne dinamike oporavka, a ne kao dokaz opšte dijagnostičke vrednosti primenjene metode.

U skladu sa prethodno navedenim ograničenjima, preporučuje se da buduća istraživanja budu dizajnirana sa većim uzorkom ispitanika, dodatnim vremenskim tačkama praćenja i uključivanjem algoritamskih pristupa za klasifikaciju WTS funkcija. Takav pristup bi mogao omogućiti dublju i sistematičniju procenu neuromišićnih obrazaca tokom rehabilitacije nakon R-LCA, kao i bolje razumevanje promena koje se javljaju tokom različitih faza oporavka.

8. ZAKLJUČAK I ZNAČAJ ISTRAŽIVANJA

Tri sprovedena istraživanja pokazuju da DFA i WTS mogu da doprinesu detaljnijem opisu posturalne kontrole i neuromišićne funkcije nego što je to moguće isključivo na osnovu klasičnih pokazatelja sile i standardnih parametara EMG signala. U Eksperimentu 1 ovi postupci su omogućili razlikovanje obrazaca posturalne kontrole povezanih sa zadatkom i istorijom povrede. U Eksperimentu 2 pokazano je da WTS analiza dopunjuje klasičnu procenu maksimalne sile, ali da zaključke o sistemskim adaptacijama treba tumačiti oprezno. U Eksperimentu 3, kao longitudinalnoj studiji slučaja, kombinovanje klasičnih i vremensko-frekvencijskih pokazatelja ukazalo je na nelinearan tok neuromišićnog oporavka nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena.

Rezultati prvog eksperimenta pokazali su da DFA i WTS mogu otkriti obrasce posturalne kontrole koji ostaju neprimećeni u standardnim pristupima. Uočeni obrasci „kompenzacije“ i „nedovoljnog uspeha“ ukazuju na mogućnost postojanja različitih strategija održavanja ravnoteže kod osoba sa istorijom povreda. Posebno je značajno da su promene registrovane u horizontalnoj ravni pokazale veću osetljivost za razlikovanje grupa ispitanika, dok objedinjavanje signala kroz više osa može prikriti pojedine karakteristike ponašanja sistema. Dobijeni nalazi sugerišu da određene promene u posturalnoj kontroli mogu biti prisutne i dugo nakon završetka rehabilitacije, u trenutku kada se ispitanici praktično smatraju oporavljenima.

Drugi eksperiment je pokazao da analiza vremenskih struktura sile tokom maksimalnih voljnih mišićnih kontrakcija može pružiti dodatne informacije o obrascima mišićnog odgovora, uključujući razlike između dominantne i nedominantne strane, moguće funkcionalne deficite i adaptivne promene nepovređene strane. Uočeni obrasci ukazuju na složenost neuromišićnih adaptacija nakon povrede, pri čemu su određene promene registrovane i izvan neposredno zahvaćenog segmenta tela. Iako rezultati ukazuju na prisustvo posledica povreda kod ispitanika, tumačenje dobijenih obrazaca ostaje ograničeno bez dodatnih fizioloških parametara.

Treći eksperiment je dodatno ilustrovao mogućnosti WTS analize u praćenju toka rehabilitacije nakon R-LCA. Većvlet analiza je omogućila istovremeno sagledavanje vremensko-frekvencijskih karakteristika EMG signala, čime su identifikovane promene u obrascima mišićne aktivacije tokom različitih faza oporavka. U okviru ovog pojedinačnog slučaja smanjene amplitude i izmenjeni obrasci dominantnih frekvencijskih komponenti mogu ukazati na promene u organizaciji neuromišićne aktivacije i kontroli kontrakcije kako na povređenoj, tako i na nepovređenoj strani.

Posmatrano zajedno, rezultati tri eksperimenta ukazuju da DFA i WTS ne zamenjuju klasične biomehaničke pokazatelje, već ih dopunjuju informacijama o vremenskoj organizaciji, višeskalnoj strukturi i promenama u dinamici signala. U zadacima ravnoteže ove metode omogućavaju opis suptilnih promena u posturalnoj kontroli, dok u izometrijskim testovima pružaju dodatni uvid u stabilnost i varijabilnost generisanja sile. U longitudinalnom praćenju nakon rekonstrukcije LCA, WTS i EMG pokazatelji mogu pomoći u opisivanju individualne dinamike oporavka, ali se njihova dijagnostička vrednost mora proveriti u budućim istraživanjima sa većim uzorkom, kontrolisanim dizajnom i jasno definisanim kliničkim ishodima.

8.1. Pravci u budućim istraživanjima

Buduća istraživanja trebalo bi da budu usmerena ka ispitivanju ponovljivosti uočenih obrazaca na većim i homogenijim uzorcima ispitanika, kao i ka detaljnijem ispitivanju odnosa DFA i WTS parametara sa mišićnom jačinom, obrascima EMG aktivacije i funkcionalnim pokazateljima oporavka.

LITERATURA

- Abulhasan, J. F., & Grey, M. J. (2017). Anatomy and physiology of knee stability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 2(4), 34. <https://doi.org/10.3390/jfmk2040034>
- Addison, P. S. (2018). Introduction to redundancy rules: the continuous wavelet transform comes of age. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 376(2126). <https://doi.org/10.1098/rsta.2017.0258>
- Al-Ayyad, M., Owida, H. A., De Fazio, R., Al-Naami, B., & Visconti, P. (2023). Electromyography monitoring systems in rehabilitation: A review of clinical applications, wearable devices and signal acquisition methodologies. *Electronics*, 12(7), 1520. <https://doi.org/10.3390/electronics12071520>
- Alonso, A. C., Ribeiro, S. M., Silva Luna, N. M., Peterson, M. D., Bocalini, D. S., Serra, M. M., Brech, G. C., D'Andréa Greve, J. M., & Garcez-Leme, L. E. (2018). Association between handgrip strength, balance, and knee flexion/extension strength in older adults. *PLOS ONE*, 13(6), e0198185. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198185>
- Altai, Z., Hayford, C. F., Phillips, A. T. M., Moran, J., Zhai, X., & Liew, B. X. W. (2024). Lower limb joint loading during high-impact activities: implication for bone health. *JBMR Plus*, 8(11), ziae119. <https://doi.org/10.1093/jbmrpl/ziae119>
- Anicic, Z., Janicijevic, D., Knezevic, O. M., Garcia-Ramos, A., Petrovic, M. R., Cabarkapa, D., & Mirkov, D. M. (2023). Assessment of countermovement jump: What should we report? *Life (Basel, Switzerland)*, 13(1). <https://doi.org/10.3390/life13010190>
- Angelozzi, M., Madama, M., Corsica, C., Calvisi, V., Properzi, G., McCaw, S. T., & Cacchio, A. (2012). Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 772–780. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3780>
- Assländer, L., & Peterka, R. J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 111(9), 1852–1864. <https://doi.org/10.1152/jn.00669.2013>
- Bashan, A., Bartsch, R., Kantelhardt, J. W., & Havlin, S. (2008). Comparison of detrending methods for fluctuation analysis. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 387(21), 5080–5090. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2008.04.023>
- Baumgart, C., Welling, W., Hoppe, M. W., Freiwald, J., & Gokeler, A. (2018). Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/s13102-018-0112-6>
- Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2005). Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 190–199. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.08.007>
- Behnke, A. L., Parola, L. R., Karamchedu, N. P., Badger, G. J., Fleming, B. C., & Beveridge, J. E. (2021). Neuromuscular function in anterior cruciate ligament reconstructed patients at long-term follow-up. *Clinical Biomechanics*, 81, 105231. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105231>
- Ben Othman, A., Behm, D. G., & Chaouachi, A. (2018). Evidence of homologous and heterologous effects after unilateral leg training in youth. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 43(3), 282–291. <https://doi.org/10.1139/apnm-2017-0338>
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2), 106–119.

- Bishop, E. L., Kuntze, G., & Ronsky, J. L. (2020). Characterizing healthy knee symmetry using the finite helical axis and muscle power during open and closed chain tasks. *Journal of Biomechanics*, 99, 109580. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109580>
- Błaszczuk, J. W. (2016). The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait & Posture*, 44, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.014>
- Blesić, S., Milošević, S., Stratimirović, D., & Ljubisavljević, M. (1999). Detrended fluctuation analysis of time series of a firing fusimotor neuron. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 268(3–4), 275–282. [https://doi.org/10.1016/s0378-4371\(99\)00110-7](https://doi.org/10.1016/s0378-4371(99)00110-7)
- Blesić, S. (2004). *Statistička analiza dinamike vremenskih nizova pražnjenja neurona iz kičmene moždine*. [Doktorska disertacija, Univerzitet u Beogradu, Fizički fakultet].
- Blesic, S., Maric, J., Dragasevic, N., Milanovic, S., Kostic, V., & Ljubisavljevic, M. (2011). Scaling analysis of bilateral hand tremor movements in essential tremor patients. *Journal of Neural Transmission*, 118(8), 1227–1234. <https://doi.org/10.1007/s00702-011-0581-1>
- Blesić, S., Zanchettin, D., & Rubino, A. (2019). Heterogeneity of scaling of the observed global temperature data. *Journal of Climate*, 32(2), 349–367. <https://doi.org/10.1175/jcli-d-17-0823.1>
- Blesić, S. (2020). Applications of statistical physics to study climate phenomena and contribute to overall adaptation efforts. *Europhysics Letters*, 132(2), 20004. <https://doi.org/10.1209/0295-5075/132/20004>
- Bodkin, S. G., Slater, L. V., Norte, G. E., Goetschius, J., & Hart, J. M. (2018). ACL reconstructed individuals do not demonstrate deficits in postural control as measured by single-leg balance. *Gait & Posture*, 66, 296–299. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.120>
- Bodkin, S. G., Pethick, J. T., Dooley, E. A., Russel, S. D., & Hart, J. M. (2023). Torque complexity of maximal knee isometric contraction in individuals following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 104, 105932. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2023.105932>
- Bodkin, S., Bennion, D., Pales-Taylor, M., Teramoto, M., & Maak, T. (2025). Interpreting Quadriceps Strength Thresholds for Patients Following ACL-Reconstruction: A Clinical Commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 20(10), 1534–1540. <https://doi.org/10.26603/001c.144774>
- Bohannon, R. W. (2019). Grip strength: An indispensable biomarker for older adults. *Clinical Interventions in Aging*, 14, 1681–1688. <https://doi.org/10.2147/cia.s194543>
- Boo, H. C., Howe, T. S., & Koh, J. S. B. (2020). Effect of leg dominance on early functional outcomes and return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, 28(1), 2309499019896232. <https://doi.org/10.1177/2309499019896232>
- Bryant, A. L., Pua, Y. H., & Clark, R. A. (2009). Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(6), 1424–1431. <https://doi.org/10.2106/jbjs.h.01335>
- Buckthorpe, M., La Rosa, G., & Della Villa, F. (2019). Restoring knee extensor strength after anterior cruciate ligament reconstruction: A clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(1), 159–172. <https://doi.org/10.26603/ijsp20190159>
- Bunde, A., & Lennartz, S. (2012). Long-term correlations in earth sciences. *Acta Geophysica*, 60(3), 562–588. <https://doi.org/10.2478/s11600-012-0034-8>
- Chagdes, J. R., Rietdyk, S., Haddad, J. M., Zelaznik, H. N., Raman, A., Rhea, C. K., & Silver, T. A. (2009). Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. *Experimental Brain Research*, 197(3), 297–310. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1915-1>
- Clark, R. A., Howells, B., Pua, Y. H., Feller, J., Whitehead, T., & Webster, K. E. (2014). Assessment of standing balance deficits in people who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction using traditional and modern analysis methods. *Journal of Biomechanics*, 47(5), 1134–1137. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.015>

- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1994). Random walking during quiet standing. *Physical Review Letters*, 73(5), 764–767. <https://doi.org/10.1103/physrevlett.73.764>
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 1 - Biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, 41(1), 17–38. <https://doi.org/10.2165/11537690-000000000-00000>
- Cui, H., Cao, Z., Wang, S., Zhang, H., Chen, Z., Wu, X., Zhao, Y., Qie, S., & Li, W. (2023). Surface electromyography characteristics of patients with anterior cruciate ligament injury in different rehabilitation phases. *Frontiers in Physiology*, 14, 1116452. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1116452>
- Czaplicki, A., Kuniszyk-Józkowiak, W., Jaszczuk, J., Jarocka, M., & Walawski, J. (2017). Using the discrete wavelet transform in assessing the effectiveness of rehabilitation in patients after ACL reconstruction. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 19(3), 139–146.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- D'Emanuele, S., Maffiuletti, N. A., Tarperi, C., Rainoldi, A., Schena, F., & Boccia, G. (2021). Rate of force development as an indicator of neuromuscular fatigue: A scoping review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 701916. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.701916>
- Di Giminiani, R., Marinelli, S., La Greca, S., Di Blasio, A., Angelozzi, M., & Cacchio, A. (2023). Neuromuscular characteristics of unilateral and bilateral maximal voluntary isometric contractions following ACL reconstruction. *Biology*, 12(9), 1173. <https://doi.org/10.3390/biology12091173>
- Dopsaj, M., Ivanović, J., Blagojević, M., Koropanovski, N., Vučković, G., Janković, R., & Miljuš, D. (2009). Basic and specific characteristics of the hand grip explosive force and time parameters in different strength trained population. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 3(2), 177–193.
- Drechsler, W. I., Cramp, M. C., & Scott, O. M. (2007). Changes in muscle strength and EMG median frequency after anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Applied Physiology*, 98(6), 613–623. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0311-9>
- Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2001). Long-range correlations in human standing. *Physics Letters A*, 283(1–2), 124–128. [https://doi.org/10.1016/s0375-9601\(01\)00188-8](https://doi.org/10.1016/s0375-9601(01)00188-8)
- Emery, C. A., & Pasanen, K. (2019). Current trends in sport injury prevention. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 33(1), 3–15. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.02.009>
- Enoka, R. M. (2015). *Neuromechanics of human movement* (5th ed.). Human Kinetics.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2025). The extraction of neural strategies from the surface EMG: 2004–2024. *Journal of Applied Physiology*, 138(1), 121–135. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00453.2024>
- Farthing, J. P., Borowsky, R., Chilibeck, P. D., Binsted, G., & Sarty, G. E. (2007). Neurophysiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain Topography*, 20(2), 77–88. <https://doi.org/10.1007/s10548-007-0033-2>
- Felix, E. C. R., Alonso, A. C., Brech, G. C., Fernandes, T. L., Almeida, A. M. de, Luna, N. M. S., Soares-Junior, J. M., Baracat, E. C., Hernandez, A. J., & Greve, J. M. D. A. (2022). Is 12 months enough to reach function after athletes' ACL reconstruction: a prospective longitudinal study. *Clinics*, 77. <https://doi.org/10.1016/j.clinsp.2022.100092>
- Fernandes, T. L., Felix, E. C. R., Bessa, F., Luna, N. M., Sugimoto, D., Greve, J. M. D., & Hernandez, A. J. (2016). Evaluation of static and dynamic balance in athletes with anterior cruciate ligament injury – A controlled study. *Clinics*, 71(8), 425–429. [https://doi.org/10.6061/clinics/2016\(08\)03](https://doi.org/10.6061/clinics/2016(08)03)
- Flaxman, T. E., Alkjær, T., Smale, K. B., Simonsen, E. B., Krogsgaard, M. R., & Benoit, D. L. (2019). Differences in EMG–moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing

- multidirectional force control task. *Journal of Orthopaedic Research®*, 37(1), 113–123. <https://doi.org/10.1002/jor.24145>
- Flores, J. H. F., Engel, P. M., & Pinto, R. C. (2012). Autocorrelation and partial autocorrelation functions to improve neural networks models on univariate time series forecasting. *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks*. <https://doi.org/10.1109/ijcnn.2012.6252470>
- Fragala, M. S., Alley, D. E., Shardell, M. D., Harris, T. B., McLean, R. R., Kiel, D. P., Cawthon, P. M., Dam, T. T. L., Ferrucci, L., Guralnik, J. M., Kritchevsky, S. B., Vassileva, M. T., Gudnason, V., Eiriksdottir, G., Koster, A., Newman, A., Siggeirsdottir, K., Satterfield, S., Studenski, S. A., & Kenny, A. M. (2016). Comparison of handgrip and leg extension strength in predicting slow gait speed in older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 64(1), 144–150. <https://doi.org/10.1111/jgs.13871>
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Häggglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 40(3), 193–201. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.025270>
- Gimigliano, F., Resmini, G., Moretti, A., Aulicino, M., Gargiulo, F., Gimigliano, A., Liguori, S., Paoletta, M., & Iolascon, G. (2021). Epidemiology of musculoskeletal injuries in adult athletes: A scoping review. *Medicina*, 57(10), 1118. <https://doi.org/10.3390/medicina57101118>
- Goetschius, J., & Hart, J. M. (2016). Knee-extension torque variability and subjective knee function in patients with a history of anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 51(1), 22–27. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.1.12>
- González-Izal, M., Rodríguez-Carreño, I., Malanda, A., Mallor-Giménez, F., Navarro-Amézqueta, I., Gorostiaga, E. M., & Izquierdo, M. (2010). sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1097–1106. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.05.010>
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339–357. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>
- Grooms, D. R., Page, S. J., & Onate, J. A. (2015). Brain activation for knee movement measured days before second anterior cruciate ligament injury: Neuroimaging in musculoskeletal medicine. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1005–1010. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.02>
- Hardstone, R., Poil, S. S., Schiavone, G., Jansen, R., Nikulin, V. V., Mansvelder, H. D., & Linkenkaer-Hansen, K. (2012). Detrended fluctuation analysis: A scale-free view on neuronal oscillations. *Frontiers in Physiology*, 3, 450. <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00450>
- Hari, L. M., Venugopal, G., & Ramakrishnan, S. (2020). Analysis of isometric muscle contractions using analytic bump continuous wavelet transform. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, (EMBS)*, (pp. 732–735). IEEE. <https://doi.org/10.1109/embc44109.2020.9176203>
- Harrison, S. J., Kinsella-Shaw, J. M., & Dotov, D. (2021). Effects of footedness and stance asymmetry confirm an inter-leg metastable coordination dynamics of standing posture. *Journal of Motor Behavior*, 53(2), 135–156. <https://doi.org/10.1080/00222895.2020.1740151>
- Hart, J. M., Pietrosimone, B., Hertel, J., & Ingersoll, C. D. (2010). Quadriceps activation following knee injuries: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 45(1), 87–97. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.1.87>
- Hartshorne, M. T., Turner, J. A., Cameron, K. L., & Padua, D. A. (2024). Strength of the uninvolved limb following return to activity after ACL injury: Implications for symmetry as a marker of sufficient strength. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 19(6), 657–669. <https://doi.org/10.26603/001c.117547>
- Hassebrock, J. D., Gulbrandsen, M. T., Asprey, W. L., Makovicka, J. L., & Chhabra, A. (2020). Knee ligament anatomy and biomechanics. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 28(3), 80–86. <https://doi.org/10.1097/jsa.0000000000000279>

- Höll, M., & Kantz, H. (2015). The relationship between the detrended fluctuation analysis and the autocorrelation function of a signal. *The European Physical Journal B*, 88(12), 1–7. <https://doi.org/10.1140/epjb/e2015-60721-1>
- Höll, M., Kantz, H., & Zhou, Y. (2016). Detrended fluctuation analysis and the difference between external drifts and intrinsic diffusionlike nonstationarity. *Physical Review E*, 94(4), 042201. <https://doi.org/10.1103/physreve.94.042201>
- Hollman, J. H., Nagai, T., Bates, N. A., McPherson, A. L., & Schilaty, N. D. (2021). Diminished neuromuscular system adaptability following anterior cruciate ligament injury: Examination of knee muscle force variability and complexity. *Clinical Biomechanics*, 90. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105513>
- Hollman, J. H., Buenger, N. G., DeSautel, S. G., Chen, V. C., Koehler, L. R., & Schilaty, N. D. (2022). Altered neuromuscular control in the vastus medialis following anterior cruciate ligament injury: A recurrence quantification analysis of electromyogram recruitment. *Clinical Biomechanics*, 100. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105798>
- Howells, B. E., Arden, C. L., & Webster, K. E. (2011). Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 19(7), 1168–1177. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1444-x>
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*, 41(3), 221–232. <https://doi.org/10.2165/11538560-000000000-00000>
- Johnson, A. K., Rodriguez, K. M., Lepley, A. S., & Palmieri-Smith, R. M. (2023). Quadriceps torque complexity before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 26(10), 533–538. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2023.09.009>
- Kantelhardt, J. W. (2015). Fractal and multifractal time series. *Encyclopedia of Complexity and Systems Science*, 1–37. https://doi.org/10.1007/978-3-642-27737-5_221-3
- Kirchner, M., Schubert, P., Schmidtbleicher, D., & Haas, C. T. (2012). Evaluation of the temporal structure of postural sway fluctuations based on a comprehensive set of analysis tools. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 391(20), 4692–4703. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2012.05.034>
- Knezevic, O., & Mirkov, D. (2011). Strength and power of knee extensor muscle. *Fizička kultura*, 65(2), 5–15. <https://doi.org/10.5937/fizkul1102005k>
- Knežević, O. (2013). *Procena neuromišićne funkcije nakon povrede i rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta kolena* (Doktorska disertacija). Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
- Knežević, O. (2025). *Preduslovi bezbednog povratka sportskim aktivnostima nakon rekonstrukcije prednjeg ukrštenog ligamenta*. Beograd: O. Knežević. ISBN 978-86-907828-0-2
- Koenig, I., Eichelberger, P., Blasimann, A., Hauswirth, A., Baeyens, J. P., & Radlinger, L. (2018). Wavelet analyses of electromyographic signals derived from lower extremity muscles while walking or running: A systematic review. *PloS One*, 13(11), 0206549. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206549>
- Konishi, Y., Fukubayashi, T., & Takeshita, D. (2002). Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(6), 371–375. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2002.01293.x>
- Kukić, F., Mrdaković, V., Stanković, A., & Ilić, D. (2022). Effects of knee extension joint angle on quadriceps femoris muscle activation and exerted torque in maximal voluntary isometric contraction. *Biology*, 11(10), 1490. <https://doi.org/10.3390/biology11101490>
- Kuntze, G., von Tscharn, V., Hutchison, C., & Ronsky, J. L. (2015). Multi-muscle activation strategies during walking in female post-operative total joint replacement patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 715–721. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.001>
- Langford, M., Hackney, K. J., Andrew, S., Batesole, J., Berntson, M., Black, K., Hoang, T., Klawitter, L., Kraemer, W. J., & McGrath, R. (2024). The relationships between upper and lower extremity muscle strength, rate of

- force development, and fatigue in adults. *International Journal of Exercise Science*, 17(4), 1155–1166. <https://doi.org/10.70252/owow3940>
- Lee, S., Oh, J. W., Son, N. H., & Chung, W. (2022). Association between handgrip strength and cognitive function in older adults: Korean longitudinal study of aging (2006–2018). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(3), 1048. <https://doi.org/10.3390/ijerph19031048>
- Lee, S., Kim, D. Y., Kong, M., You, A. H., Kim, J. E., & Kang, H. Y. (2026). Effect of hand grip strength on perioperative outcomes in older female patients scheduled for total knee arthroplasty under general anesthesia-A prospective observational study. *Journal of Clinical Medicine*, 15(2), 463. <https://doi.org/10.3390/jcm15020463>
- Lepley, L. K., & Palmieri-Smith, R. M. (2015a). Quadriceps strength, muscle activation failure, and patient-reported function at the time of return to activity in patients following anterior cruciate ligament reconstruction: A cross-sectional study. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 45(12), 1017–1025. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5753>
- Lepley, L. K., Wojtys, E. M., & Palmieri-Smith, R. M. (2015b). Combination of eccentric exercise and neuromuscular electrical stimulation to improve quadriceps function post-ACL reconstruction. *Knee*, 22(3), 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2014.11.013>
- Livina, V., Ashkenazy, Y., Kizner, Z., Strygin, V., Bunde, A., & Havlin, S. (2003). A stochastic model of river discharge fluctuations. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 330(1–2), 283–290. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2003.08.012>
- Luo, W., Huang, Z., Li, H., Zhong, T., Chen, P., & Min, Y. (2025). Regulation of static and dynamic balance in healthy young adults: interactions between stance width and visual conditions. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 1538286. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1538286>
- Maffiuletti, N. A. (2010). Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology*, 110(2), 223–234. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y>
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, 116(6), 1091–1116. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>
- Magdi, H. R., Maroto-Izquierdo, S., & de Paz, J. A. (2021). Ipsilateral lower-to-upper limb cross-transfer effect on muscle strength, mechanical power, and lean tissue mass after accentuated eccentric loading. *Medicina*, 57(5), Article 445. <https://doi.org/10.3390/medicina57050445>
- Mallat, S., & Hwang, W. L. (1992). Singularity detection and processing with wavelets. *IEEE Transactions on Information Theory*, 38(2), 617–643. <https://doi.org/10.1109/18.119727>
- Markström, J. L., Grip, H., Schelin, L., & Häger, C. K. (2019). Dynamic knee control and movement strategies in athletes and non-athletes in side hops: Implications for knee injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(8), 1181–1189. <https://doi.org/10.1111/sms.1343>
- Maze, F. B., Blázquez Tejada, M. T., & Rojas Ruiz, F. J. (2017). Effects of proprioceptive training on the postural control system in young football players: a study performed with detrended fluctuation analysis (DFA). *SPORT TK-EuroAmerican Journal of Sport Sciences*, 6(2), 49–58. <https://doi.org/10.6018/300391>
- Meessen, J. M. T. A., Fiocco, M., Tordoir, R. L., Sjer, A., Verdegaal, S. H. M., Slagboom, P. E., Vliet Vlieland, T. P. M., & Nelissen, R. G. H. H. (2020). Association of handgrip strength with patient-reported outcome measures after total hip and knee arthroplasty. *Rheumatology International*, 40(4), 565–571. <https://doi.org/10.1007/s00296-020-04532-5>
- Miko, S. C., Simon, J. E., Monfort, S. M., Yom, J. P., Ulloa, S., & Grooms, D. R. (2021). Postural stability during visual-based cognitive and motor dual-tasks after ACLR. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(2), 146–151. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.07.008>

- Milošević, S., Blesić, S., & Stratimirović, D. (2002). Beneficial randomness of signals in a neuronal circuit. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 314(1-4), 43-52. [https://doi.org/10.1016/s0378-4371\(02\)01184-6](https://doi.org/10.1016/s0378-4371(02)01184-6)
- Mirkov, D., & Nedeljković, A. (2002). Osetljivost i pouzdanost procene mišićne jačine i brzine razvoja sile pri testiranju efekata treninga jačine. *Fizička Kultura*, 56(1-4), 34-42.
- Mirkov, D., Nedeljkovic, A., Milanovic, S., & Jaric, S. (2004). Muscle strength testing: Evaluation of tests of explosive force production. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2-3), 147-154. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0946-8>
- Mirkov, D., Knezevic, O. M., Maffiuletti, N. A., Kadija, M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S. (2017). Contralateral limb deficit after ACL-reconstruction: an analysis of early and late phase of rate of force development. *Journal of Sports Sciences*, 35(5), 435-440. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1168933>
- Mirto, M., Esposito, F., Iaia, F. M., & Codella, R. (2025). Cross-education of strength: From theory to practice in contemporary sports rehabilitation-a narrative review and clinical implications. *Sports Medicine - Open*, 11(1), 129. <https://doi.org/10.1186/s40798-025-00931-9>
- Moissenet, F., Tabard-Fougère, A., Genevay, S., & Armand, S. (2022). Normalisation of a biarticular muscle EMG signal using a submaximal voluntary contraction: Choice of the standardised isometric task for the rectus femoris, a pilot study. *Gait & Posture*, 91, 161-164. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.026>
- Murphy, J., Hodson-Tole, E., Vigotsky, A. D., Potvin, J. R., Fisher, J. P., & Steele, J. (2023). Surface electromyographic frequency characteristics of the quadriceps differ between continuous high- and low-torque isometric knee extension to momentary failure. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 72. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2023.102810>
- Nagai, T., Schilaty, N. D., Laskowski, E. R., & Hewett, T. E. (2020). Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 28(3), 816-822. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05513-3>
- Naim, E., & Hamid, M. S. A. (2024). Correlation between handgrip strength and lower extremity strength amongst Malaysian professional football players. *Malaysian Journal of Movement, Health & Exercise*, 13(1), 13-28. https://doi.org/10.4103/mohe.mohe_1_24
- Needle, A. R., Lepley, A. S., & Grooms, D. R. (2017). Central nervous system adaptation after ligamentous injury: A summary of theories, evidence, and clinical interpretation. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(7), 1271-1288. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0666-y>
- Nicolini, A. P., de Carvalho, R. T., Matsuda, M. M., Filho, J. S., & Cohen, M. (2014). Common injuries in athletes' knee: experience of a specialized center. *Acta Ortopédica Brasileira*, 22(3), 127-131. <https://doi.org/10.1590/1413-78522014220300475>
- Norton, K. M., Marfell-Jones, M., Whittingham, N., Kerr, D., Carter, L., Saddington, K., & Gore, C. (1998). *Anthropometric Assessment Protocols*. Australian Sports Commission.
- Oliveira, H. B., da Silva Marques, V. A., & Fernandes, L. F. R. M. (2023). Analysis of the force-time curve and median frequency of surface electromyographic signals during isometric hand grip test for estimation of a temporal pattern for muscle strengthening. *Research on Biomedical Engineering*, 39(1), 179-187. <https://doi.org/10.1007/s42600-023-00262-2>
- Oliveira, J. H., Gomes, J. S., Bauer, P., Pezarat-Correia, P., & Vaz, J. R. (2025). Force fluctuations regulation and the role of neurophysiological mechanisms throughout different isometric contraction intensities. *Scientific Reports*, 15(1), 28442. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-14543-6>
- Paganoni, S., & Amato, A. (2013). Electrodiagnostic evaluation of myopathies. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 24(1), 193-207. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2012.08.017>

- Palmieri-Smith, R. M., & Lepley, L. K. (2015). Quadriceps strength asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction alters knee joint biomechanics and functional performance at time of return to activity. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(7), 1662–1669. <https://doi.org/10.1177/0363546515578252>
- Panjan, A., & Sarabon, N. (2010). Review of methods for the evaluation of human body balance. *Sport Science Review*, 19(5–6), 131–163.
- Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Goldberger, A. L., Havlin, S., Simons, M., & Stanley, H. E. (1993). Finite-size effects on long-range correlations: Implications for analyzing DNA sequences. *Physical Review E*, 47(5), 3730–3733. <https://doi.org/10.1103/physreve.47.3730>
- Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1994). Mosaic organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49(2), 1685–1689. <https://doi.org/10.1103/physreve.49.1685>
- Peng, R. D., & Parker, H. S. (2022). Perspective on data science. *Annual Review of Statistics and Its Application*, 9, 1–20. <https://doi.org/10.1146/annurev-statistics-040220-013917>
- Penichet-Tomas, A. (2024). Applied biomechanics in sports performance, injury prevention, and rehabilitation. *Applied Sciences*, 14(24), 11623. <https://doi.org/10.3390/app142411623>
- Perrier, V., Philipovitch, T., & Basdevant, C. (1995). Wavelet spectra compared to Fourier spectra. *Journal of Mathematical Physics*, 36(3), 1506–1519. <https://doi.org/10.1063/1.531340>
- McPherson, A. L., Schilaty, N. D., Anderson, S., Nagai, T., & Bates, N. A. (2023). Arthrogenic muscle inhibition after anterior cruciate ligament injury: Injured and uninjured limb recovery over time. *Frontiers in Sports and Active Living*, 21(5), 1143376. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1143376>
- Pethick, J., Winter, S. L., & Burnley, M. (2015). Fatigue reduces the complexity of knee extensor torque fluctuations during maximal and submaximal intermittent isometric contractions in man. *The Journal of Physiology*, 593(8), 2085–2096. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2015.284380>
- Pincivero, D. M., Campy, R. M., Salfetnikov, Y., Bright, A., & Coelho, A. J. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology*, 90(3), 804–810. <https://doi.org/10.1152/JAPPL.2001.90.3.804>
- Radić, I., Blesić, S., Aničić, Z., Milanović, S., Mirkov, D. M., & Knežević, O. M. (2025). Quantification of changes in balance control with tasks and injury using detrending methods for time series analysis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1589072>
- Read, P. J., Trama, R., Racinais, S., McAuliffe, S., Klauznicer, J., & Alhammoud, M. (2022). Angle specific analysis of hamstrings and quadriceps isokinetic torque identify residual deficits in soccer players following ACL reconstruction: a longitudinal investigation. *Journal of Sports Sciences*, 40(8), 871–877. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.2022275>
- Richmond, S. B., Otto, G., & Dames, K. D. (2023). Characterization of trial duration in traditional and emerging postural control measures. *Journal of Biomechanics*, 147, 111438. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111438>
- Ricotti, L. (2011). Static and dynamic balance in young athletes. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(4), 616–628. <https://doi.org/10.4100/jhse.2011.64.05>
- Ross, B. J., Savage-Elliott, I., Brown, S. M., & Mulcahey, M. K. (2020). Return to play and performance after primary ACL reconstruction in American football players: A systematic review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 8(9), 2325967120959654. <https://doi.org/10.1177/2325967120959654>
- Rubin, D. I. (2019). Normal and abnormal voluntary activity. *Handbook of Clinical Neurology*, 160, 281–301. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-64032-1.00018-7>
- Šarabon, N., Kozinc, Ž., & Perman, M. (2021). Establishing reference values for isometric knee extension and flexion strength. *Frontiers in Physiology*, 12, 767941. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.767941>

- Sayadizadeh, M., Daliri, M., Sadeghi, M., Azimi, M. A., Mozafari, J. K., & Moradi, A. (2025). Normative values of grip and pinch strength and their predictor factors: Persian cohort study of healthcare staff. *International Orthopaedics*, 49(3), 549–557. <https://doi.org/10.1007/s00264-025-06409-3>
- Schwartz, A. L., Koohestani, M., Sherman, D. A., Stock, M. S., & Norte, G. E. (2025). Knee extensor and flexor force control after ACL injury and reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 57(2), 238–251. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000003574>
- Setuain, I., Bikandi, E., Amú Ruiz, F. A., Urtasun, F., & Izquierdo, M. (2019). Horizontal jumping biomechanics among elite female handball players with and without anterior cruciate ligament reconstruction: An ISU based study. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 11(1), 30. <https://doi.org/10.1186/s13102-019-0142-8>
- Shi, H., Huang, H., Li, H., Yu, Y., Ren, S., Liu, H., & Ao, Y. (2025). Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring strength at 6 and 12 months after unilateral ACL reconstruction. *Sports Health*, 17(4), 792–803. <https://doi.org/10.1177/19417381241264493>
- Shimada, N., Shimada, M., Toriyama, M., Ishikawa, M., Hirata, K., Kono, Y., Ushio, K., Mikami, Y., & Adachi, N. (2024). Functional electrostimulation therapy for vastus medialis decreases the varus thrust during gait. *Journal of Physical Therapy Science*, 36(4), 190-194. <https://doi.org/10.1589/jpts.36.196>
- Sidarta, A., Soh, L. J., Lie, E., Kwong, W. H. P., Yeh, I. L., Liang, P., & Ang, W. T. (2025). Establishing normative pinch and grip strengths across adult age groups in Singapore. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 17(1), 84. <https://doi.org/10.1186/s13102-025-01140-3>
- Smoliga, J. M., Myers, J. B., Redfern, M. S., & Lephart, S. M. (2010). Reliability and precision of EMG in leg, torso, and arm muscles during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), e1–e9. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.09.002>
- Stańczak, M., Swinnen, B., Kacprzak, B., Pacek, A., & Surmacz, J. (2025). Neurophysiology of ACL injury. *Orthopedic Reviews*, 17, 129173. <https://doi.org/10.52965/001c.129173>
- Stanley, H. E. (2000). Exotic statistical physics: Applications to biology, medicine, and economics. *Physica A: Statistical Mechanics and Its Applications*, 285(1–2), 1–17. [https://doi.org/10.1016/s0378-4371\(00\)00341-1](https://doi.org/10.1016/s0378-4371(00)00341-1)
- Staples, J. R., Schafer, K. A., Smith, M. V., Motley, J., Halstead, M., Blackman, A., Haas, A., Steger-May, K., Matava, M. J., Wright, R. W., & Brophy, R. H. (2019). Decreased postural control in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction compared to healthy controls. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(7), 920–925. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0154>
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869–888. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002>
- Strandkvist, V., Larsson, A., Pauelsen, M., Nyberg, L., Vikman, I., Lindberg, A., Gustafsson, T., & Röijezon, U. (2021). Hand grip strength is strongly associated with lower limb strength but only weakly with postural control in community-dwelling older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 94, 104345. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2021.104345>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., Bellon, C. R., & Stone, M. H. (2018). The importance of muscular strength: Training considerations. *Sports Medicine*, 48(4), 765–785. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0862-z>
- Szaflik, P., Zadoń, H., Michnik, R., & Nowakowska-Lipiec, K. (2025). Handgrip strength as an indicator of overall strength and functional performance—Systematic review. *Applied Sciences*, 15(4). <https://doi.org/10.3390/app15041847>
- Tecco, S., Salini, V., Calvisi, V., Colucci, C., Orso, C. A., Festa, F., & D’Attilio, M. (2006). Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(8), 576–587. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01592.x>
- Tomac, Z., Hraski, Z., & Sporis, G. (2012). The assessment of preschool children’s motor skills after familiarization with motor tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(7), 1792–1798. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318237ea3b>

- Torrence, C., & Compo, G. P. (1998). A practical guide to wavelet analysis. *Bulletin of the American Meteorological Society*, 79(1), 61–78. [https://doi.org/10.1175/1520-0477\(1998\)079<0061apgtwa>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1175/1520-0477(1998)079<0061apgtwa>2.0.CO;2)
- Turpeinen, J. T., Freitas, T. T., Rubio-Arias, J. Á., Jordan, M. J., & Aagaard, P. (2020). Contractile rate of force development after anterior cruciate ligament reconstruction—a comprehensive review and meta-analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(9), 1572–1585. <https://doi.org/10.1111/sms.13733>
- Vaisman, A., Guiloff, R., Rojas, J., Delgado, I., Figueroa, D., & Calvo, R. (2017). Lower limb symmetry: Comparison of muscular power between dominant and nondominant legs in healthy young adults associated with single-leg-dominant sports. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5(12), 2325967117744240. <https://doi.org/10.1177/2325967117744240>
- Velarde-Sotres, Á., Bores-Cerezal, A., Alemany-Iturriaga, J., & Calleja-González, J. (2025). Tensiomyography, functional movement screen and counter movement jump for the assessment of injury risk in sport: a systematic review of original studies of diagnostic tests. *Frontiers in Sports and Active Living*, 7. <https://doi.org/10.3389/fspor.2025.1565900>
- Vélez-Gutiérrez, J. M., Rojas-Jaramillo, A., Ascuntar-Viteri, J. D., Quintero, J. D., García-Muro San José, F., Bazuelo-Ruiz, B., Cannataro, R., & Bonilla, D. A. (2025). Functional and neuroplastic effects of cross-education in anterior cruciate ligament rehabilitation: A scoping review with bibliometric analysis. *Applied Sciences*, 15(15). <https://doi.org/10.3390/app15158641>
- Wang, J., Li, Y., Yang, G. Y., & Jin, K. (2025a). Age-related dysfunction in balance: A comprehensive review of causes, consequences, and interventions. *Aging and Disease*, 16(2), 714–737. <https://doi.org/10.14336/ad.2024.0124-1>
- Wang, Q., Zhou, X., Cui, M., Mu, Z., Yan, H., Imai, K., Shen, S., Kimura, T., & Zeng, H. (2025b). Comparison of lower limb range of motion in male university soccer athletes with ankle injuries versus those without. *Applied Sciences*, 15(5). <https://doi.org/10.3390/app15052505>
- Wayne, P. M., Manor, B., Novak, V., Costa, M. D., Hausdorff, J. M., Goldberger, A. L., Ahn, A. C., Yeh, G. Y., Peng, C. K., Lough, M., Davis, R. B., Quilty, M. T., & Lipsitz, L. A. (2013). A systems biology approach to studying Tai Chi, physiological complexity and healthy aging: Design and rationale of a pragmatic randomized controlled trial. *Contemporary Clinical Trials*, 34(1), 21–34. <https://doi.org/10.1016/j.cct.2012.09.006>
- Wayne, P. M., Gow, B. J., Costa, M. D., Peng, C. K., Lipsitz, L. A., Hausdorff, J. M., Davis, R. B., Walsh, J. N., Lough, M., Novak, V., Yeh, G. Y., Ahn, A. C., Macklin, E. A., & Manor, B. (2014). Complexity-based measures inform effects of tai chi training on standing postural control: Cross-sectional and randomized trial studies. *PLOS ONE*, 9(12), e114731. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114731>
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211–1221. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.3.1211>
- World Medical Association (2013). Declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 310(20), 2191–2194. <https://doi.org/10.1001/jama.2013.281053>
- Zandiyeh, P., Parola, L. R., Fleming, B. C., & Beveridge, J. E. (2022). Wavelet analysis reveals differential lower limb muscle activity patterns long after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Biomechanics*, 133. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.110957>
- Zemková, E. (2014). Sport-specific balance. *Sports Medicine*, 44(5), 579–590. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0130-1>

Prilog 1: Kopija formulara za saglasnost ispitanika za učešće u eksperimentu u saglasnosti sa Helsinškom deklaracijom

Formular saglasnosti sa eksperimentalnom procedurom

Istraživači: Iva Prčić, Olivera Knežević, Sladan Milanović, Suzana Blesić, Života Stefanović, Dragan Mirkov

Ime i prezime učesnika (štampanim slovima): _____

Opis istraživanja:

Pozvani ste da učestvujete u istraživanju koje ima za cilj (1) da ispita da li je pouzdano i validno primeniti metode analize skaliranja, preuzetih iz statističke fizike, za analizu karakteristika humane lokomocije kod testa ravnoteže na platformi sile. DFA (modifikovana fluktuaciona analiza) i WTS (vevjlet transformacija) analize će biti primenjene kako bi kvantifikovale vremensku dinamiku podataka različitih senzora sile sa eksponentima skaliranja i karakterističnim vremenima njihove spektralne WTS dekompozicije. (2) i da se ispita kako se ovi parametri menjaju sa zadatkom ili istorijom povrede.

Istraživanje će biti sprovedeno u jednoj sesiji i sastoji se od merenja maksimalne voljne kontrakcije, RFD i mišićne sile ostvarene na 50% od maksimuma u pokretu ekstenzije zgloba kolena, merenje maksimalne voljne kontrakcije, RFD i mišićne sile ostvarene na 50% od maksimuma stiska šake (hand grip) i stajanja na obe i jednoj nozi (sa zatvorenim i otvorenim očima) na platformi sile. EMG bežični sistem (DELSYS Trigno) biće primenjen na tri površinska quadriceps mišića i na tri površinska mišića podlaktice kako bi se procenila neuromuskularna funkcija ispitanika. Pre svakog merenja, biće izmerena telesna kompozicija metodom bioimpedance (Inbody 720), nakon čega sledi zagrevanje (pet minuta vožnje bicikla, pet minuta dinamičkog istezanja).

Uslovi učestvovanja u istraživanju:

Svi dobijeni podaci će biti poverljivi. Biće vam dodeljena šifra i na taj način će vam se obezbediti anonimnost. U slučaju povrede, primićete prvu pomoć. Ako vam bude potrebna dodatna medicinska pomoć, vi ćete biti odgovorni za nju. Imaćete pravo da prekinete učešće u bilo kom trenutku.

Kriterijumi za učestvovanje u istraživanju:

U istraživanju mogu učestvovati ispitanici koji nisu imali povrede lokomotornog aparata u skorije vreme i koji nemaju neurološka oboljenja.

Mogući rizik i beneficije:

Kao i kod svakog vežbanja, postoji rizik od pojave mišićnog zamora koji je prolaznog karaktera. Beneficija je edukativnog karaktera.

Kontakt:

Za dodatna pitanja i informacije možete se obratiti Ivi Radić na broj telefona 0642599222 ili na imejl adresu, iva.prcic@imi.bg.ac.rs.

Potvrda ispitanika:

Pročitao sam ovaj dokument i priroda mog učešća, zahtevi, rizici i beneficije su mi objašnjeni. Svestan/na sam rizika i razumem da u svakom trenutku i bez posledica mogu da povučem svoj pristanak za učešće u eksperimentu. Kopija ovog dokumenta mi je data.

Datum: _____

Potpis: _____

Prilog 2: Kopija odobrenja Etičkog komiteta Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja za realizaciju predloženih eksperimenata

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA
ETIČKI KOMITET

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA
25-10-2022
ETIČKI KOMITET

Predmet - Na zahtev zaveden pod brojem 02-2432-22-1 od 21. 10. 2022. godine, koji je podnela studentkinja doktorskih akademskih studija Iva Radić, Etički komitet Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu daje

S A G L A S N O S T

Za realizaciju istraživanja za potrebe izrade doktorske disertacije studentkinje Ive Radić pod nazivom „Primena metoda modifikovane fluktuacione analize i vejevlet transformacija u analizi signala sa senzora sile“. Pored studentkinje Ive Radić, istraživanje će realizovati istraživački tim u sastavu: dr Dragan Mirkov, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, dr Sladan Mijatović, naučni savetnik, Univerzitet u Beogradu, Institut za medicinska istraživanja, dr Suzana Blesić, naučni savetnik, Univerzitet u Beogradu, Institut za medicinska istraživanja, dr Olivera Knežević, docent, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, msr. Goran Janković, istraživač pripravnik, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja i msr. Života Stefanović, istraživač pripravnik, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.

O b r a z l o ž e n j e

Na osnovu uvida u nacrt istraživanja koji se realizuje u okviru navedene doktorske disertacije, Etički komitet Fakulteta iznosi mišljenje da se, kako u konceptu tako i u planiranju realizacije istraživanja i primene dobijenih rezultata, polazilo od principa koji su u skladu sa etičkim standardima, čime se obezbeđuje zaštita ispitanika od mogućih povreda njihove psiho-socijalne i fizičke dobrobiti.

U skladu sa iznetim mišljenjem Etički komitet Fakulteta daje saglasnost za realizaciju istraživanja „Primena metoda modifikovane fluktuacione analize i vejevlet transformacija u analizi signala sa senzora sile“.

U Beogradu, 24. 10. 2022.

Etički komitet

1. van. prof. dr Ana Orlić

2. red. prof. dr Marina Đorđević-Nikić

3. van. prof. dr Lidija Moskovljević



Prilog 3: Naslovna strana objavljenog rada



Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

TYPE Original Research
PUBLISHED 24 June 2025
DOI 10.3389/fbioe.2025.1589072



OPEN ACCESS

EDITED BY
Peter A. Federolf,
University of Innsbruck, Austria

REVIEWED BY
James Williamson,
Massachusetts Institute of Technology,
United States
Lyvia Moldovan,
Sciences and Technology of Târgu Mureș,
Romania

*CORRESPONDENCE
Iva Radić,
✉ iva.prdic@yaho.com

[†]These authors have contributed equally to this work.

RECEIVED: 07 March 2025
ACCEPTED: 12 June 2025
PUBLISHED: 24 June 2025

CITATION
Radić I, Blesić S, Aničić Z, Milanović S,
Mirković DM and Knežević OM (2025)
Quantification of changes in balance control
with tasks and injury using detrending methods
for time series analysis.
Front. Bioeng. Biotechnol. 13:1589072.
doi: 10.3389/fbioe.2025.1589072

COPYRIGHT
© 2025 Radić, Blesić, Aničić, Milanović, Mirković
and Knežević. This is an open-access article
distributed under the terms of the Creative
Commons Attribution License (CC BY). The use,
distribution or reproduction in other forums is
permitted, provided the original author(s) and
the copyright owner(s) are credited and that the
original publication in this journal is cited, in
accordance with accepted academic practice.
No use, distribution or reproduction is
permitted which does not comply with these
terms.

Quantification of changes in balance control with tasks and injury using detrending methods for time series analysis

Iva Radić^{1*}, Suzana Blesić^{1†}, Zdravko Aničić², Sladjan Milanović¹,
Dragan M. Mirković² and Olivera M. Knežević²

¹Institute for Medical Research, University of Belgrade, Belgrade, Serbia, ²Faculty of Sport and Physical Education, University of Belgrade, Belgrade, Serbia

Introduction: Human balance control is regulated by complex temporal processes that may be disrupted by injury or increased task difficulty.

Methods: We examined long-range temporal characteristics of force platform recordings during quiet standing in 76 physically active participants with or without lower-limb injury, and in 13 non-injured participants standing with eyes closed or on one leg. Detrended fluctuation analysis (DFA) and wavelet transform spectral analysis (WTS) were used to quantify the temporal dynamics of postural control.

Results: All recordings showed long-range autocorrelated behavior, with a visible crossover point separating random fluctuations at small time scales from structured dynamics at higher time scales (100 ms to 1 s). Changes in scaling behavior occurred only above the crossover point in response to altered stance or injury. Specifically, standing on one leg increased DFA and WTS slopes, likely due to enhanced amplitudes of characteristic peaks at approximately 250 ms and 650 ms. Two distinct postural responses to injury emerged: (1) compensation - characterized by increased amplitudes of all high-scale WTS modes and a crossover shift to smaller scales; and (2) underachievement - marked by decreased amplitudes and a shift of the crossover to larger time scales.

Discussion: These findings support the potential of DFA, WTS, and similar time series techniques as sensitive tools for assessing subtle impairments in postural control.

KEYWORDS

postural balance, lower extremity injuries, time series analysis, signal processing, scaling analyses

1 Introduction

Participation in sports or recreational activities, besides the apparent health-related benefits, is also associated with a high risk of injuries, particularly in professional athletes (Emery and Parnian, 2019). Most sport-related injuries are muscular or skeletal, affecting soft tissue, bones, ligaments, and nerves, thus reducing performance by causing muscle imbalances and asymmetries (Gimigliano et al., 2021). Although the type and intensity of muscle or motor capacity reduction depend on the type and severity of the injury, almost all of them affect the ability of athletes to maintain proper postural stability and balance. Since

Prilog 4: Kopija izjave o autorstvu

образак изјаве о ауторству

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора IVA RADIC
Број индекса 5005 / 2019

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

PRIMENA METODA MODIFIKOVANE FLUKTUACIONE ANALIZE
I VEJVLUT TRANSFORMACIJA U ANALIZI SIGNALA SA SENZORA SILE

- 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, 23.06.2026.

Radic' Iva

Prilog 5: Kopija izjave o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Образац изјаве о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора IVA RADIC

Број индекса 5605/2019

Студијски програм ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА ХУМАНЕ ЛОКОМОЦИЈЕ

Наслов рада Примена метода модификоване фреквенције анализе и вектор трансформације и анализе сигнала са сензора силе

Ментор DR OLIVERA KNEŽEVIĆ i DR SUDANA BLESIC

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, 23.06.2026.



Prilog 6: Kopija izjave o korišćenju

образац изјаве о коришћењу

Изјава о коришћењу

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

Примена метода модификоване флукуационе анализе и вектор трансформација у анализи сигнала са сензора ЕКГ

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, 23.06.2026

Роберт Петровић

Biografija

Iva Radić rođena je 17. februara 1987. godine u Subotici, gde je završila osnovnu i srednju školu. Osnovne akademske studije na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu upisala je 2006. godine, a završila 2010. godine sa prosečnom ocenom 9,04. Master akademske studije na istom fakultetu upisala je 2012. godine i završila ih 2013. godine sa prosečnom ocenom 9,33. Master rad pod nazivom „Analiza odbrane na završnici Evropskog prvenstva u košarci, Francuska 2013“ izradila je pod mentorstvom dr Saše Jakovljevića. Tokom osnovnih i master studija bila je stipendista Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije.

Doktorske studije na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu upisala je 2019. godine, a ispite položila 2021. godine sa prosečnom ocenom 9,70. Doktorsku disertaciju pod nazivom „Primena metoda modifikovane fluktuacione analize i vejevlet transformacija u analizi signala sa senzora sile“ prijavila je 2022. godine, a tema je potvrđena 2023. godine od strane Veća naučnih oblasti društveno-humanističkih nauka Univerziteta u Beogradu.

Od marta 2021. godine zaposlena je na Institutu za medicinska istraživanja Univerziteta u Beogradu, u Grupi za biomehaniku, biomedicinski inženjering i fiziku složenih sistema, kao istraživač saradnik. Svoj istraživački rad razvija pod mentorstvom dr Suzane Blesić i dr Olivera Knežević, baveći se primenom metoda savremene statističke fizike i fizike složenih sistema u analizi biomehaničkih podataka. Rezultati istraživanja predstavljeni su na međunarodnim naučnim konferencijama i objavljeni u međunarodnim časopisima. Objavila je 11 bibliografskih jedinica, uključujući radove u časopisima kategorija M21, M22 i M23, kao i saopštenja na međunarodnim naučnim skupovima.