

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Antonina M. Aleksić

**RAZVOJ I TESTIRANJE METODE ZA
KVANTIFIKOVANU PROCENU SPASTIČNOSTI**

doktorska disertacija

Beograd, 2022.

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Antonina M. Aleksić

**DEVELOPMENT AND TESTING OF THE
METHOD FOR QUANTIFIED ASSESSMENT
OF SPASTICITY**

doctoral dissertation

Belgrade, 2022.

PODACI O MENTORU I ČLANOVIMA KOMISIJE

Mentor:

dr Milica Janković, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

Članovi komisije:

dr Kosta Jovanović, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

dr Lazar Saranovac, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet

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

Datum odbrane:

ZAHVALNICA

Postoje ljudi svetionici kako kaže Bodler, koji svojim radom delom, trudom, posvećenošću i energijom osvetle naše živote i ostave neizbrisiv trag zauvek u nama. Ovom prilikom želim da iskažem zahvalnost svima onima koji su doprineli svojim radom i učestvovali u mom obrazovanju i bez kojih ne bih bila kakva danas jesam.

Posebnu zahvalnost dugujem svom profesoru i mentoru od oktobra 2016. do oktobra 2021., akademiku prof. Dejanu B. Popoviću koji je nažalost preminuo pred sam završetak ovog rada. Dugi niz godina je nesebično delio svoje znanje i profesionalno iskustvo i uticao kako na moj lični tako i na profesionalni razvoj. Izrazito sam tužna što ga je bolest prerano odnela i što nije dočekao da vidi ovu tezu u obliku u kome je ona danas. Verujem da bi bio ponosan.

Izrazitu zahvalnost dugujem prof. dr Milici Janković koja se prihvatila zadatka da privede ovu tezu kraju i učinila sve kako bih je predala u najkraćem mogućem roku i na najvišem nivou. Zahvalna sam na svim savetima i smernicama koje mi je prenela i tako doprinela da se disertacija uspešno i završi.

Zahvaljujem se svom kolegi dr Ivanu Topaloviću za svu pruženu nesebičnu pomoć i podršku kad god mi je to bilo potrebno, kroz dugi niz godina.

Dugujem Laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo i tehnologije (BMIT) posebnu zahvalnost na svakoj podršci, savetima kao i opremi koja mi je bila na raspolaganju. Izrazitu zahvalnost dugujem svim ispitanicima u ovoj studiji, koji su dobrovoljno prihvatili da budu deo ovog istraživanja.

Zahvaljujem se svim članovima komisije na korisnim i dobronamernim savetima i smernicama.

Posebnu zahvalnost dugujem kolegama iz Specijalne bolnice za ortopediju i rehabilitaciju "Prim. Dr. Martin Horvat 1860" u Rovinju za izuzetnu saradnju, podršku i uprkos napornom radu uvek veselo provedenom vremenu. Uvek ću se rado sećati vremena provedenog sa vama.

Izuzetnu zahvalnost dugujem *Tokyo Metropolitan University* koji mi je omogućio da proširim svoja znanja i iskusim rad van granica svoje zemlje, kao i drugu kulturu, običaje i tradiciju. Boravak u Japanu je znatno doprineo i uticao na moje akademsko usavršavanje i uticao na moju ličnost.

Zahvaljujem se Institutu Tehničkih Nauka pri Srpskoj Akademiji Nauka i Umetnosti koji je godinama finansirao moja istraživanja i omogućio rad na ovom projektu.

Veliku zahvalnost dugujem i Klinici za rehabilitaciju „Dr. Miroslav Zotović“ gde sam uvek bila dobrodošla i radila ispitivanja sa pacijentima.

Na kraju, zahvaljujem se svojoj porodici, roditeljima, svom ujaku koji me je „poveo na put brojeva i računanja“, svojoj baki koja me je uvek hrabrila i svojim prijateljima, svima vama koji ste uvek bili uz mene, spremni da me ohrabrite, podržite i pružite ruku tokom svih uspona i padova na ovom putu.

RAZVOJ I TESTIRANJE METODE ZA KVANTIFIKOVANU PROCENU SPASTIČNOSTI

Rezime – Spasticitet ili stanje ukrućenosti mišića je motorni poremećaj koji prati bolest ili povredu centralnog nervnog sistema. Pojačan mišićni tonus i povećani tetivni refleksi su jedna od glavnih karakteristika spasticiteta. Spasticitet smanjuje preciznost voljnih pokreta, ograničava opseg pokreta, doprinosi zamoru i značajno smanjuje kvalitet života. Kontrolisani umereni spasticitet je povoljan jer mišići koji se aktiviraju smanjuju verovatnoću sekundarnih posledica paralize. Kao metoda za kvantifikaciju spasticiteta sa analizom kretanja potkolenice u vertikalnoj ravni uveden je *pendulum test* i set parametara koji se koriste u proceni spasticiteta.

U ovoj tezi su istražene mogućnosti smanjenja spasticiteta kod pacijenata posle povrede kičmene moždine i cerebralne paralize. Istraživanje je doprinelo unapređenju instrumentacije i obrade rezultata pri *pendulum testu*. U tezi su prikazani: 1) novi instrument za snimanje kinematike i sistem za merenje aktivnosti mišića čiji se spasticitet procenjuje, 2) metoda procene spasticiteta na osnovu obrade slike, 3) modeli fizičkog klatna koji uključuju momente generisane pasivnim i aktivnim otporom spastičnih mišića, 4) tri nove mere spasticiteta (*pendulum test* (PT) skor, *Spasticity Score* (SPAS) i *Smeasure*).

Osnovni naučni doprinos istraživanja jeste uvođenje novih objektivnih, kvantitativnih mera nezavisnih od subjektivnog osećaja, razumevanje spastičnosti na osnovu *pendulum testa*, kao i određivanje tipa spasticiteta.

Detaljnou analizom rezultata merenja na pacijentima je pokazano da su nove mere spasticiteta (PT skor i SPAS) korelisane sa modifikovanom Ašvort skalom koja se često koristi u literaturi i praksi kao indikator intenziteta spasticiteta. PT skor i SPAS daju detaljniju gradaciju u odnosu na Ašvort skalu koja ima samo šest nivoa.

Ključne reči: spasticitet, merenje spasticiteta, povreda kičmene moždine, cerebralna paraliza, *pendulum test*, modeliranje, inercijalni senzori, obrada slike

Naučna oblast: tehničke nauke, elektrotehnika

Uža naučna oblast: biomedicinsko inženjerstvo

UDK broj: 621.3

DEVELOPMENT AND TESTING OF THE METHOD FOR QUANTIFIED ASSESSMENT OF SPASTICITY

Summary: Spasticity or a condition of muscle stiffness is a motor disorder that accompanies a disease or injury to the central nervous system. Increased muscle tone and tendon reflexes are the main characteristics of spasticity. It reduces the precision of voluntary movements, limits the range of motion, contributes to fatigue and reduces the quality of life. Controlled spasticity is beneficial because it reduces the secondary consequences of paralysis. *Pendulum test* with a set of parameters is introduced as a method for quantifying spasticity by analyzing the movement of the lower leg in the vertical plane.

In this thesis, the possibilities of reducing spasticity in patients after spinal cord injury and cerebral palsy were investigated. The research contributed to the improvement of instrumentation and processing of results in the pendulum test. The thesis presents: 1) a new instrument for recording kinematics and a system for measuring muscle activity whose spasticity is assessed, 2) a method of assessing spasticity based on image processing, 3) physical pendulum models that include moments generated by passive and active resistance of spastic muscles, 4) three new measures of spasticity (*pendulum test* (PT) score, Spasticity Score (SPAS) and S_{measure}).

The main contribution are new mathematically quantified measures of spasticity, that are independent of the subjective feeling. We introduced a methodology how to define the type of spasticity and understand spasticity using pendulum test. New measures of spasticity (PT score and SPAS) are correlated with modified Ashworth scale, which is often used in literature and practice as an indicator of spasticity intensity. The PT score and SPAS give a more detailed gradation compared to the Ashworth scale which has only six levels.

Keywords: spasticity, measuring spasticity, spinal cord injury, cerebral palsy, pendulum test, modelling, inertial sensors, computer vision

Scientific field: technical sciences, electrical engineering

Specific subfield: biomedical engineering

UDK number: 621.3

SADRŽAJ

SPISAK SLIKA.....	10
SPISAK TABELA.....	15
SPISAK SKRAĆENICA	16
1. Uvod	1
1.1. Motivacija.....	1
1.2. Cilj istraživanja i polazna hipoteza	2
1.3. Naučni doprinos istraživanja	3
1.4. Struktura doktorske disertacije	4
2. Pojam, definicija i merenje spasticiteta	6
2.1. Pojam i definicija.....	6
2.2. Rasprostranjenost spasticiteta.....	6
2.3. Patofiziologija spasticiteta.....	7
2.4. Vrste spasticiteta.....	8
2.5. Klinička slika.....	9
2.6. Tretman pacijenata sa spasticitetom.....	9
2.7. Mere spasticiteta.....	10
2.8. Kvantifikacija spasticiteta na osnovu pendulum testa.....	12
3. Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za <i>pendulum test</i>	18
3.1. Pendulum sa ugaonim enkoderom u osi kolena	18
3.1.1. Obrada signala sa <i>pendulumom</i> sa potencijometrom u osi kolena	19
3.2. Pendulum sa inercijalnim sensorima.....	19
3.2.1. Obrada signala sa pendulumom sa inercijalnim sensorima.....	19
3.3. Instrument na bazi markera na potkolenici i natkolenici	20
3.3.1. Obrada slike i signala.....	21
4. <i>Pendulum test</i> (PT) skor kao nova mera spasticiteta	27
4.1. Uvod	27
4.2. Metod i materijal	29
4.2.1. Ispitanici	29
4.2.2. Obrada signala	30
4.3. Rezultati i diskusija	31
4.4. Zaključak	37
5. Procena spasticiteta pri galvanskoj stimulaciji vestibularnog trakta.....	38
5.1. Uvod	38
5.2. Metod i materijal	39
5.2.1. Ispitanici.....	39

5.2.2. Oprema	40
5.2.3. Protokol.....	40
5.2.4. Obrada signala	41
5.3. Rezultati.....	41
5.4. Diskusija.....	44
5.5. Zaključak.....	45
6. Metoda modeliranja za merenje spasticiteta	46
6.1. Uvod	46
6.2. Metod.....	48
6.2.1. Ispitanici	48
6.2.2. Procedura	49
6.2.3. Oprema i obrada signala	49
6.2.4. Aplikacija i algoritam	49
6.3. Rezultati i diskusija	51
6.4. Zaključak.....	57
7. Nova skala za procenu spasticiteta korišćenjem modela <i>pendulum testa</i>	58
7.1. Uvod	58
7.2. Nova mera spasticiteta dobijena korišćenjem modela <i>pendulum testa</i> SPAS.....	61
7.2.1. Metod i materijal.....	61
7.2.2. Rezultati	62
7.2.3. Diskusija	73
7.2.4. Zaključak	74
7.3. Nova mera spasticiteta dobijena fitovanjem momenta zgloba kolena	74
7.3.1. Metod i materijal.....	74
7.3.2. Rezultati	75
7.3.3. Diskusija	77
7.3.4. Zaključak	77
8. Procena tonusa mišića kod osoba sa cerebralnom paralizom.....	78
8.1. Uvod.....	78
8.2. Metod i materijal	79
8.2.1. Ispitanici	79
8.2.2. Protokol.....	79
8.2.3. Instrumentacija	79
8.2.4. Obrada signala	79
8.3. Rezultati i diskusija	80
8.4. Zaključak.....	83

9. Zaključak teze	84
9.1. Naučni doprinos	84
9.2. Smernice za dalji rad	85
Reference.....	86
Biografija	93

SPISAK SLIKA

Slika 2. 1. Dijagram različitih spinalnih puteva koji mogu doprineti razvoju spasticiteta (preuzeto ljubaznošću časopisa <i>Acta Physiologica</i> iz [40]).....	7
Slika 2. 2. <i>Pendulum test</i> : biomehanički model potkolena. Preuzeto i modifikovano iz [22].....	13
Slika 2. 3. Grafički prikaz ugla u kolenu sa obeleženim parametrima za određivanje spasticiteta (preuzeto i prevedeno ljubaznošću časopisa <i>The Journal of Biomedical Engineering</i> iz [3]).....	14
Slika 2. 4. Model koji je uveo Le Cavorzin sa refleksnim generatorom(slika preuzeta i modifikovana iz [49] (ljubaznošću časopisa <i>Muscle Nerve</i>).....	15
Slika 2. 5. Goniogrami koje je proučavao Le Cavorzin (levi panel) i korelacija između mere Le Cavorzina i Ašvort skale (desni panel), preuzeto i modifikovano iz [15] (ljubaznošću časopisa <i>Muscle Nerve</i>) i [16] (ljubaznošću časopisa <i>ITBM-RBM</i>).....	16
Slika 2. 6. Model <i>pendulum testa</i> sa povratnom spregom po brzini (preuzeto i modifikovano iz [16]).	16
Slika 2. 7. Model koji uključuje odvojeno agonističke i antagonističke mišiće	17

Slika 3. 1. Oprema korišćena u studiji, dok ispitanik drži nogu u neutralnom položaju. Sistem prikazan na slici se vodi na A/D karticu koja je povezana na kompjuter. Preuzeto i modifikovano iz [22]....	18
Slika 3. 2. Instrument za <i>pendulum test</i> sa inercijalnim sensorima i EMG pojačavačem koji bežično šalje signale računaru na kojem se prikazuje signal pri merenju i memoriše signal za kasniju obradu. Modifikovano sa https://www.3-x-f.com/products.php	19
Slika 3. 3. Prikaz položaja markera i instrumenta sa ugaonim enkoderom postavljenim na sve lake poluge koje su pričvršćen an potkoleno i natkoleno. Slika pokazuje konačni položaj (potkoleno vertikalno) i početni položaj potkolena (noga opružena). Preuzeto i modifikovano iz [27].	20
Slika 3. 4. Histogram slike koja se obrađuje. Preuzeto i modifikovano iz [26].....	21
Slika 3. 5. Skica markera i uglova pomoću kojih je računat ugao u kolenu. Preuzeto i modifikovano iz [26].	22
Slika 3. 6. Primer frejma koji se obrađuje u RGB domenu. Preuzeto i modifikovano iz [27].	22
Slika 3. 7. R komponenta frejma sa slike 2.6. Preuzeto i modifikovano iz [27].....	23
Slika 3. 8. Na levom panelu je prikazan frejm nakon primenjenog praga. Desni panel predstavlja rezultat obrade slike nakon primene morfoloških operacija i spojenih detektovanih centroida. Preuzeto i modifikovano iz [27].....	23
Slika 3. 9. Finalni izgled obrađenog frejma sa detektovanim centroidima. Preuzeto i modifikovano iz [27].	24
Slika 3. 10. Superponirani izgled signala snimljenih sa sistemom sa kamerama i inercijalnim sensorima. Na panelu (a) je prikazan izgled 10 puta ponovljene voljne ekstenzije i fleksije u potkolena u odnosu na natkoleno, a na panelu (b) goniogram i tahogram u pendulum testu. Preuzeto i modifikovano iz [26].....	24
Slika 3. 11. Goniogram i tahogram za ispitanika 2. Crvenom bojom je obeležen signal sa kamere, a plavom signal sa inercijalnih senzora. Preuzeto i modifikovano iz [26].	25
Slika 3. 12. Primer pogrešno detektovanih markera. Preuzeto i modifikovano iz [25].	26

Slika 4. 1. Goniogram i tahogram zdravog ispitanika sa označenim amplitudama (A0 , A1), pozitivnim(plava boja) i negativnim površinama (crvena boja) i maksimumima goniograma (zelene tačke). Preuzeto i modifikovano iz [23].	29
Slika 4. 2. Na slici su dati EMG signali, ugaone brzine i ugao za četiri različita ispitanika. Na slici 1F je prikaz pacijenta koji je primao FES terapiju, na slikama 1K i 3K pacijenti koji primaju konvencionalnu terapiju, dok je na slici 1Z zdrav ispitanik.). Preuzeto i modifikovano iz [23].	32
Slika 4. 3. Izmereni i izračunati parametri iz jednacine 3.1 za svakog ispitanika iz studije.). Preuzeto i modifikovano iz [23].	33
Slika 4. 4. Bar grafovi za svaku od pojedinačnih grupa. U crnim pravougaonicima su date očekivane vrednosti iz [14].). Preuzeto i modifikovano iz [23].	34
Slika 4. 5. Prikaz doprinosa svakog od pojedinačnih parametara u PT skor u za sve ispitanike. Dat je i uporedni prikaz Ašort (Ashwort) skale zbog vizuelnog poređenja.). Preuzeto i modifikovano iz [23].	36
Slika 4. 6. Uporedni prikaz opreme za snimanje i opreme za galvansku stimulaciju.). Preuzeto i modifikovano iz [24].	40
Slika 4.7. Procena po Modifikovanoj Ašvort skali (MAS) uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. #N označava redni broj pacijenta iz tabele 4.1. Preuzeto i modifikovano iz [24].	41
Slika 4. 8. Prikaz goniograma pri lažnoj (levo) i stvarnoj (desno) galvanskoj stimulaciji. Svaki grafik pokazuje četiri krive koje predstavljaju odozgo nadole, snimljene rezultate neposredno pre, neposredno posle, u 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Preuzeto i modifikovano iz [24].	43
Slika 4. 9. Dobijene vrednosti PT skora uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. Preuzeto i modifikovano iz [24].	44

Slika 5. 1. Uporedni prikaz opreme za snimanje i opreme za galvansku stimulaciju.). Preuzeto i modifikovano iz [24].	40
Slika 5. 2. Procena po Modifikovanoj Ašvort skali (MAS) uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. #N označava redni broj pacijenta iz tabele 4.1. Preuzeto i modifikovano iz [24].	41
Slika 5. 3. Prikaz goniograma pri lažnoj (levo) i stvarnoj (desno) galvanskoj stimulaciji. Svaki grafik pokazuje četiri krive koje predstavljaju odozgo nadole, snimljene rezultate neposredno pre, neposredno posle, u 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Preuzeto i modifikovano iz [24].	43
Slika 5. 4. Dobijene vrednosti PT skora uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. Preuzeto i modifikovano iz [24].	44

Slika 6. 1. Tri pokušaja <i>pendulum testa</i> snimljena na 2 različita pacijenta. Gornji panel predstavlja dominantnu fleksionu a donji dominantnu ekstenzionu komponentu. Preuzeto i modifikovano iz [22].	46
Slika 6. 2. Zavisnost mišićne sile od brzine skraćanja mišića(levi panel) i od mišićne dužine (desni panel). Preuzeto i modifikovano iz [22].	47
Slika 6. 3. Model potkolenice i stopala korišćen u studiji. Preuzeto i modifikovano iz [22].	48
Slika 6. 4. Interfejs za identifikaciju parametara B i K, kao i za pregled signala ugla, ugaone brzine i ugaonog ubrzanja (na donjem panelu) i EMG aktivnosti (na gornjem panelu). Preuzeto i modifikovano iz [22].	49

Slika 6. 5. Snimljeni signali sa ugaonog enkodera, žiroskopa, i dva akcelerometra tokom tri uzastopna pokušaja <i>pendulum testa</i> . Gornji panel predstavlja zdravog ispitanika, dok donja dva predstavljaju ispitanike sa povredom kičmene moždine. Crni signal predstavlja EMG snimljen sa kvadricepsa, sivi sa hamstringsa, a tri različito obojena signala predstavljaju snimljene signale sa inercijalnih senzora tokom različitih pokušaja <i>pendulum testa</i> . Preuzeto i modifikovano iz [22].	51
Slika 6. 6. Model i originalni signal ugla za zdravog ispitanika su prikazani na gornjem panelu. Na dva donja panela se nalazi model, originalni signal, kao i filtrirani signal ugla filtrom visokopropusnikom (<i>High Pass Filter</i> , HPF) za dva pacijenta. Preuzeto i modifikovano iz [22]	52
Slika 6. 7. Pojedinačne komponente iz jednačine 5.1. za jednog zdravog i dva ispitanika sa povredom kičmene moždine. Preuzeto i modifikovano iz [22].	53
Slika 6. 8. Moment T_h je obeležen crvenom bojom, EMG signal sa ekstenzora kolena je obeležen crnom bojom, dok je sa fleksora obeležen sivom. Eksponecijalni fit u odnosu na apsolutnu vrednost T_h je dat u plavoj boji. PP-pozitivna površina, NP-negativna površina. Preuzeto i modifikovano iz [22].	54
Slika 6. 9. Prvih 1.5 sekundi signala uglomera, EMG aktivnosti, kao i momenta T_h . Crna boja predstavlja EMG sa kvadricepsa, dok siva predstavlja mišićnu aktivnost hamstringsa. Preuzeto i modifikovano iz [22].	56

Slika 7. 1. Goniogrami za 3 spastična pacijenta. Prikazane su 4 sekunde <i>pendulum testa</i> . Efekti spastičnih momenata su primetniji kod pacijenata sa izraženijim spasticitetom. Preuzeto i modifikovano iz [25].	59
Slika 7. 2. Vremenski momenti uključivanja i isključivanja fleksornih i ekstenzornih momenata. Preuzeto i modifikovano iz [25].	60
Slika 7. 3. Primer procenjenog spastičnog momenta i eksponecijalnog fita za subjekta pod rednim brojem 1, 30 minuta nakon stimulacije. Isprekidanom linijom obeležena su tri goniograma snimljena u tri pokušaja <i>pendulum testa</i> . Tri boje prikazuju izračunati momenat T_h za tri pokušaja <i>pendulum testa</i> . Crna linija predstavlja eksponecijalni fit momenta T_h . Plavom i narandžastom bojom je prikazan EMG signal snimljen sa mišića hamstringsa i kvadricepsa respektivno. Preuzeto i modifikovano iz [25].	62
Slika 7. 4. Rezultati za prvog subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom, a njegov eksponecijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 1.2 do 3.2. Preuzeto i modifikovano iz [25].	63
Slika 7. 5. Rezultati za prvog subjekta sa lažnom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Eksponecijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.	63
Slika 7. 6. Rezultati za prvog subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Eksponecijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.	64
Slika 7. 7. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom a njegov eksponecijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 0.8 do 1.4. Preuzeto i modifikovano iz [25].	64
Slika 7. 8. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Eksponecijalni fit	

momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.	65
Slika 7. 9. Rezultati za trećeg subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Eksponecijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.	65
Slika 7. 10. Rezultati za petog subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom a njegov ekspancijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 4.86 do 5.6. Preuzeto i modifikovano iz [25].	66
Slika 7. 11. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Ekspancijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.	66
Slika 7. 12. Rezultati za petog subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta(isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 6.1. Ekspancijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.	67
Slika 7. 13. Parametar a prikazan na bar dijagramu. Plava boja predstavlja vrednost neposredno pre, narandžasta neposredno posle, siva 5 min posle, a žuta 30 min nakon realne ili lažne stimulacije (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija).	68
Slika 7. 14. Parametar b prikazan na bar dijagramu. Plava boja predstavlja vrednost neposredno pre, narandžasta neposredno posle, siva 5 min posle, a žuta 30 min nakon realne ili lažne stimulacije (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija).	68
Slika 7. 15. Bar dijagrami koji prikazuje vrednosti SPAS za šest ispitanika testiranih u dva protokola (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija). Četiri vrednosti (neposredno pre stimulacije (0-), neposredno nakon stimulacije (0+) i na 5 i 30 minuta nakon stimulacije) za svakog subjekta su predstavljene različitim bojama.	69
Slika 7. 16. Vrednosti $SPAS = 4 * \log(a/(10b))$ i MAS rezultata za šest pacijenata procenjene u dva protokola (S - lažna i G - galvanska stimulacija). Crne vrednosti su MAS rezultati. Plavom, narandžastom i žutom bojom je označena SPAS skala u različitim momentima snimanja. Preuzeto i modifikovano iz [25].	71
Slika 7. 17. SPAS i MAS procena za ispitanika 1, pri lažnoj i galvanskoj stimulaciji. Plavom bojom je prikazan SPAS pri lažnoj, a sivom pri realnoj stimulaciji. MAS vrednosti su prikazane narandžastom pri lažnoj, a žutom pri pravoj galvanskoj stimulaciji.	71
Slika 7. 18. Promene parametara a i b za pacijenta br. 5 četiri puta: 0-, 0+, 5 min i 30 minuta nakon stimulacije. Crvene linije su za protokol galvanske stimulacije, a plave za protokol lažne stimulacije. Preuzeto i modifikovano iz [25].	72
Slika 7. 19. Primer procenjenog momenta T_h i ekspancijalnog fita za jednog od subjekata. Crvena linija prikazuje procenjeni moment T_h , plava linija i jednačina predstavljaju najbolje fitovanje momenta T_h . Isprekidana crna linija prikazuje skalirani goniogram zgloba kolena $\varphi(t)$ koji počinje od $\pi/2$ i završava u 0. Gornji crni i sivi signali su izmereni EMG signal (<0,5mV) fleksora kolena i ekstenzora zglobova, respektivno. Preuzeto i modifikovano iz [28].	75
Slika 7. 20. Linearna regresija SPAS u odnosu na MAS podataka za sve pacijente, 48 snimaka.	76
Slika 7. 21. Linearna regresija SPAS u odnosu na MAS podatke za 36 snimaka. Preuzeto i modifikovano iz [28].	76

Slika 7. 22. Grafik koji prikazuje MAS i SPAS rezultate za subjekt 1 u osam snimaka. Preuzeto i modifikovano iz [28].....77

Slika 8. 1. Levi panel prikazuje goniogram snimljen u toku *pendulum testa* i EMG signale sa dva mišića odgovorna za ekstenziju i fleksiju zgloba kolena. Na desnom panelu je grafički interfejs koji lekaru ukazuje na tip spasticiteta i parametar koji je normiran da bude u opsegu 0 i 4. Preuzeto i modifikovano iz [29]..... 80

Slika 8. 2. $S_{measure}$ za pacijente sa umerenim spasticitetom. Ovako je karakterisano 56 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz [29]. 80

Slika 8. 3. $S_{measure}$ za pacijente sa ekstenzionim spasticitetom. Ovako je karakterisano 102 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz [29] 81

Slika 8. 4. $S_{measure}$ za pacijente sa fleksionim spasticitetom. Ovako je karakterisano 64 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz REF8 (referenca autora navedena u poglavlju *Naučni doprinos istraživanja*). 81

Slika 8. 5. Prikaz fleksionog spasticiteta. Preuzeto i modifikovano iz [30]. 81

Slika 8. 6. Prikaz umerenog spasticiteta Preuzeto i modifikovano iz [30] 82

Slika 8. 7. Prikaz ekstenzionog spasticiteta Preuzeto i modifikovano iz [30]. 82

SPISAK TABELA

Tabela 2. 1. Tardijeova skala – opis brzina.....	10
Tabela 2. 2. Tardijeova skala – opis mišićnog odgovora.....	10
Tabela 2. 3. Tardijeova skala – opis ugla pri kom se dešava reakcija	11
Tabela 2. 4. Originalna Ašvort skala.....	11
Tabela 2. 5. Modifikovana Ašvort skala	11
Tabela 2. 6. Frekvencija spazma po PSFS	12
Tabela 2. 7. Jačina spazma po PSFS	12
Tabela 2. 8. Prikaz SFS procene	12

Tabela 4. 1. Demografski podaci za učesnike studije.....	29
Tabela 4. 2. Usporedni prikaz Ašvort skale i PT skora	35
Tabela 4. 3. Srednja vrednost i standardna devijacija parametara merenih u studiji.....	35

Tabela 5. 1. Demografski podaci za učesnike studije.....	39

Tabela 7. 1. Demografski podaci ispitanika.....	61
Tabela 7. 2. Parametri a i b pri primeni lažne i galvanske stimulacije za sve ispitanike u studiji, neposredno pre, neposredno posle, nakon 5 i nakon 30 minuta od realne ili lažne stimulacije	67
Tabela 7. 3. SPAS pri primeni lažne i galvanske stimulacije za sve ispitanike u studiji, neposredno pre, neposredno posle, nakon 5 i nakon 30 minuta od realne ili lažne stimulacije.....	69
Tabela 7. 4. MAS procena za 6 pacijenata za oba protokola (GS – galvanska stimulacija, LS – lažna stimulacija).....	70
Tabela 7. 5. SPAS skala za procenu spasticiteta.....	72
Tabela 7. 6. MAS i SPAS ocena za 6 subjekata. U svakoj od ukupno dve sesije snimanja je snimano 4 puta (P-prva sesija, D-druga sesija)	75

SPISAK SKRAĆENICA

SCI – *Spinal Cord Injury*

EMG – Elektromiografija

MAS – Modifikovana Ašvort skala

ASIA – *American Spinal Injury Association*, američko udruženje za povrede kičmene moždine

AIS – *American Spinal Injury Association Impairment Scale*, skala invaliditeta američkog udruženja za povrede kičmene moždine

AS – Ašvort skala

PSFS – *Penn Spasm Frequency Scale*, Pen frekvencijska skala spazma

SFS – *Spasm Frequency Score*, skor frekvencije spazma

FES – Funkcionalna električna stimulacija

SCPE – *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe*

GMFCS – *Gross Motor Function Classification system*, procena grube motoričke funkcije

MACS – *Manual Ability Classification System*, klasifikacioni sistem manuelnih sposobnosti

BFMF – *Bimanual Fine Motor Function*, klasifikacija bimanualnih motoričkih funkcija

1. Uvod

U doktorskoj disertaciji je prikazan deo istraživačkog rada koji je ostvaren u okviru saradnje Laboratorije za BioMedicinsko Inženjerstvo i Tehnologije (BMIT) pri Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu i Instituta tehničkih nauka pri Srpskoj akademiji nauka i umetnosti.

Studije prikazane u disertaciji su rađene u Laboratoriji za BioMedicinsko Inženjerstvo i Tehnologije (BMIT) na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu i na Klinici za rehabilitaciju „Dr. Miroslav Zotović“ u Beogradu, kao i u u Specijalnoj bolnici za ortopediju i rehabilitaciju “Prim. Dr. Martin Horvat” u Rovinju. Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije je delimično finansiralo istraživanje u okviru projekta TR35003 (rukovodilac profesor Veljko Potkonjak, u toku 2018. i 2019. godine) kao i Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije Ugovorom o realizaciji i finansiranju naučnoistraživačkog rada Instituta tehničkih nauka SANU u 2020. godini (Evidencioni broj: 451-03-68/2020-14/200175), i u 2021. godini (Evidencioni broj: 451-03-9/2021-14/200175).

1.1. Motivacija

Spasticitet nije jedinstveno definisan u literaturi. Ipak, najčešća definicija koja je opšte prihvaćena je da se radi o refleksnom odgovoru paralizovanog ili paretičnog mišića na istežanje [1]. Nastanak ovog poremećaja je povezan sa nedostatkom signala od gornjeg motornog neurona do sinapse motornog nerva usled neke vrste povrede na centralnom nervnom sistemu [2]. Spasticitet je čest prateći poremećaj različitih bolesti: moždanog udara, povrede kičmene moždine, cerebralne paralize, multiple skleroze i drugih. Kod spastične osobe, sa povećanjem brzine istežanja mišića dolazi do povećanog tonusa mišića [3]. Negativne osobine spasticiteta su to što ograničava opseg pokreta, kao i to što spastični mišići imaju veću tendenciju da ostanu u skraćenom položaju što dovodi do promena u tkivima kao i do kontraktura [3]. Uprkos tome, savremena istraživanja pokazuju da postojanje spastičnosti kao i mogućnosti kontrole samog spasticiteta i njegovog nivoa su osnovni element za potencijalno ponovno uspostavljanje motornih funkcija [4].

Za procenu spasticiteta u kliničkoj praksi se koriste različite skale: Ašvort skala, Modifikovana Ašvort skala (MAS), Tardijeova skala, skala frekvencije spazma, kompozitni indeks spasticiteta i druge [5-9]. Najčešće korišćena skala trenutno je MAS koja se sastoji iz ocena 0, 1, 1+, 2, 3 i 4, pri čemu 0 označava nepostojanje spasticiteta, a 4 maksimalni spasticitet. MAS se određuje tako što kliničar manuelno isteže spastični ud i pri tome subjektivno meri i procenjuje otpor koji daje mišić [4]. Ova metoda je jednostavna i praktična jer ne zahteva nikakvu opremu već isključivo iskustvo ispitivača. Ipak, studije su pokazale veliku intervarijabilnost, a u određenoj meri i intravarijabilnost [2], [10] i [11]. Najveće neslaganje je primećeno kod niskog nivoa spasticiteta i ocena 1 i 1+.

Pendulum test, tj. posmatranje kretanja potkolenice kao fizičkog klatna je uvedeno 1951. godine od strane Vartenberga [12]. Pri ovom testu kliničar ispravlja nogu do pune ekstenzije i nakon toga je

pušta da slobodno osciluje pod dejstvom gravitacione sile kao i refleksno generisanih sila u zglobu i minimalnog otpora sredine [13]. Ovakvo ispitivanje je jednostavno i lako ponovljivo. Tokom *pendulum testa* je moguće meriti kinematiku (ugao između potkolenice i butine kao i ugaone brzine potkolenice), kao i mišićnu aktivnost mišića fleksora i ekstenzora kolena. Ovako snimljeni kinematički podaci se koriste za računanje parametara koji se dalje koriste kao mere spasticiteta [13].

Kasnije je uveden model kretanja noge tokom *pendulum testa* [14]. Uvedena je i refleksna komponenta u model [15,16], kao i identifikacija parametara spastičnog kolena tokom *pendulum testa* [17]. U radu [18] je prikazan refleks istežanja modeliran tako što su u model uključeni i težinski faktori koji predstavljaju odnos brzo i sporo trzajućih vlakana. Trokomponentni model [19] je baziran na radovima Vilkiya [20] i Hila [21] gde je pokazano da se vremensko trajanje refleksa može odrediti na osnovu elektromiografskog (EMG) signala.

Zbog mogućnosti korišćenja kontrolisanog spasticiteta za ponovno uspostavljanje motornih funkcija [4], javlja se potreba za boljom kontrolom kao i samom procenom spasticiteta. Ponovljivost i jednostavnost *pendulum testa* su se pokazali kao odlično sredstvo za repetitivno snimanje i procenjivanje spasticiteta. Istraživanje novih biomehaničkih modela, unapređenje kinematike *pendulum testa* kao i metodologije procene spasticiteta su inspiracija za stvaranje skupa novih, matematički kvantifikovanih mera koje će u potpunosti eliminisati subjektivnost ispitivača.

1.2. Cilj istraživanja i polazna hipoteza

Predmet istraživanja je unapređenje instrumentacije i metodologije koji omogućavaju kliničaru da na jednostavan način objektivno proceni spasticitet kod pacijenata sa povredom centralnog nervnog sistema. Cilj je generisanje nove, poboljšane, kvantifikovane mere spasticiteta koja u najvećoj meri eliminiše subjektivnost ispitivača. Ponovljiva i precizna procena spasticiteta je od velikog značaja za izbor i praćenje efekata terapije. Nova kvantifikovana mera treba da odgovori na to koji tip spasticiteta je dominantan, koliki je intenzitet nevoljnih refleksnih odgovora mišića, a rezultati moraju biti nezavisni od ispitivača.

Polazna hipoteza doktorske disertacije glasi:

“Pendulum test koji uključuje merenje aktivnosti mišića koji se istežu omogućava ponovljivu kvantifikovanu procenu jačine spasticiteta i dominantnog tipa spasticiteta.”

Dokaz hipoteze dolazi iz analize rezultata signala snimljenih na zdravim ispitanicima, kao i na ispitanicima sa povredom centralnog nervnog sistema. Za ovu analizu su primenjeni:

- formiranje baze snimaka za model *pendulum testa* kako bi se ispitale mogućnosti definisanja vrste i stepena spasticiteta
- formiranje metode merenja i obrade mernih signala koja je dovoljno osetljiva za unapređenje dijagnostike primenom *pendulum testa*
- formiranje modela kretanja noge, primenjenog na kinematičke rezultate merenja, koji uzima u obzir nelinearne efekte refleksno pobuđenih mišića i sinhronizovana merenja elektromiografskih (EMG) signala sa mišića koje pobuđuje istežanje, radi dobijanja kvantifikovane mere koja je kliničaru korisna za procenu stanja i toka terapije
- formiranje novih mera spasticiteta primenom signala *pendulum testa* koje su korelisane sa konvencionalno korišćenom skalom.

1.3. Naučni doprinos istraživanja

Naučni doprinos ovog rada čine nova instrumentacija i metodologija koja omogućava ponovljivu, jednostavnu i objektivnu procenu vrste i stepena spasticiteta. Doprinosi ove doktorske disertacije su:

1. Formiranje protokola i baze snimaka *pendulum testa* zdravih ispitanika i ispitanika sa povredom centralnog nervnog sistema
2. Uvođenje novih unapređenih mera spasticiteta, na osnovu modela *pendulum testa* i na osnovu modela kretanja noge, koje su ponovljive, osetljive i nezavisne od subjektivnog osećaja kliničara i koje omogućavaju procenu stepena i vrste spasticiteta
3. Razumevanje spastičnosti pacijenata na bazi *pendulum testa* ispitanika, kao i podele spasticiteta na različite tipove spasticiteta
4. Dizajniranje, testiranje u kliničkim uslovima (pre i posle različitih metoda terapije, pre i posle galvanske stimulacije vestibularnog trakta za smanjenje spasticiteta) i validiranje (u odnosu na konvencionalnu Ašvort skalu) novog, jednostavnog za primenu, mernog instrumenta za akviziciju kinematskih i EMG signala koji su od značaja za identifikaciju modela *pendulum testa* i preciznu, matematički kvantifikovanu meru spasticiteta.

Glavni rezultati istraživanja koji su predmet ove teze su objavljeni u radovima u međunarodnim časopisima (3 rada), jednom radu u nacionalnom časopisu od međunarodnog značaja, jednom radu u nacionalnom časopisu i zbornicima sa međunarodnih konferencija (4 rada):

Radovi u međunarodnim časopisima:

[22] Popović-Maneski, L., **Aleksić, A.**, Metani, A., Bergeron, V., Čobeljić, R., Popović, D. B. (2017). Assessment of spasticity by a pendulum test in SCI patients who exercise FES cycling or receive only conventional therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(1), 181-187, DOI: 10.1109/TNSRE.2017.2771466 ISSN: 1534-4320, IF=4.404, (M21a)

[23] Čobeljić, R. D., Ribarič-Jankes, K., **Aleksić, A.**, Popović-Maneski, L. Z., Schwirtlich, L. B., Popović, D. B. (2018). Does galvanic vestibular stimulation decrease spasticity in clinically complete spinal cord injury?. *International Journal of Rehabilitation Research*, 41(3), 251-257, DOI: 10.1097/MRR.0000000000000297 ISSN: 0342-5282, IF=1.378, (M22)

[24] **Aleksić, A.**, Popović, D. B. (2021). New scale for assessing spasticity based on the pendulum test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-10, DOI: 10.1080/10255842.2021.1970144 ISSN: 1025-5842; 1476-8259, IF=1.763, (M23)

Rad u nacionalnom časopisu od međunarodnog značaja:

[25] **Aleksić, A.**, Graovac, S., Maneski-Popović, L., Popović, D. B. (2018). The assessment of spasticity: Pendulum test based smart phone movie of passive markers. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 15(1), 29-39. (M24)

Rad u nacionalnom časopisu:

[26] Popović Maneski, L., **Aleksić, A.**, Čobeljić, R., Bajd, T., Popović, D. B. (2017). A new method and instrumentation for analyzing spasticity. *IETI Transactions on Ergonomics and Safety*, 1(1), 12-27. 4, ISSN: 2520-5439, (M53)

Radovi u zbornicima međunarodnih naučnih skupova:

[27] **Aleksić, A.**, Graovac, S., Popović, D.B. (June, 2017). *The pendulum test for assessing spasticity based on smart phone movie and passive markers*, Proceedings of the 4th International Conference on Electrical, Electronic and Computing (IcETRAN), Kladovo, Serbia, 1-4, ISBN 978-86-7466-693-7. (M33)

[28] **Aleksić A.**, Popović D.B. „A Measure of Spasticity Based on the Exponential Fit of the Knee Joint Torque Estimated from the Goniogram During the Pendulum Test”, *Proceedings of the 8th International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering (IcETRAN 2021)*, Etno selo Stanišići, Republika Srpska, September 2021, 1-4, ISBN: 978-86-7466-894-8. (M33)

[29] **Aleksić A.**, Kraguljac D., A visual, intuitive quantified measure of spasticity, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4. (M33)

[30] Kraguljac D., **Aleksić A.**, Validation of the pendulum test in the assessment of muscle tone in persons with cerebral palsy, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4. (M33)

1.4. Struktura doktorske disertacije

Doktorska disertacija obuhvata sledećih devet poglavlja:

1. Uvod
2. Pojam, definicija i merenje spasticiteta
3. Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za *pendulum test*
4. *Pendulum test* (PT) skor kao nova mera spasticiteta
5. Procena spasticiteta pri galvanskoj stimulaciji vestibularnog trakta
6. Metoda modeliranja za merenje spasticiteta
7. Nova skala za procenu spasticiteta korišćenjem *pendulum testa*
8. Procena tonusa mišića kod osoba sa cerebralnom paralizom
9. Zaključak teze

U prvom poglavlju je dat cilj istraživanja, polazna hipoteza i naučni doprinos istraživanja. Opisana je struktura doktorske disertacije kao i motivacija za izradu ove studije.

U drugom poglavlju je opisan pojam i definicija spasticiteta. Dat je pregled savremenih i prihvaćenih metoda merenja spasticiteta. Opisano je detaljno šta je *pendulum test* i koje su mere spasticiteta na bazi *pendulum testa* dosad korišćene, od kojih su neke dalje unapređene u okviru ove disertacije.

U trećem poglavlju je dat opis instrumentacije koja je korišćena u toku izrade doktorske disertacije. Dati su detaljni opisi celokupne opreme koja je korišćena kao i prednosti i mane pojedinih konfiguracija. Prikazana je oprema za snimanje *pendulum testa* sa potencijetrom u osi kolena, sa

inercijalnim senzorima kao i nova metodologija snimanja *pendulum testa* korišćenjem markera i kamere. Rezultati snimanja sa markerima su upoređeni sa konvencionalnim *pendulum testom* snimljenim inercijalnim senzorima i pokazano je da se ovakva metoda može koristiti kao metoda merenja spastičnosti pacijenata. Dat je i detaljan opis obrade signala pri svakoj od metoda snimanja.

U četvrtom poglavlju je prikazana studija u kojoj je predložena nova mera spasticiteta nazvana *Pendulum Test* skor, ili skraćeno PT skor. Pokazano je da je PT skor visoko korelisan sa trenutno klinički najkorišćenijom merom – Modifikovanom Ašvort skalom (MAS). U studiji je prikazana i razlika prirode spasticiteta kod ispitanika koji su redovno vežbali (vozili sobni bicikl uz pomoć funkcionalne električne stimulacije) i ispitanika koji su primali isključivo konvencionalnu terapiju. Pored pacijenata koji su imali povredu kičmene moždine, ispitivanje je rađeno i na zdravim ispitanicima.

U petom poglavlju je prikazana studija u kojoj su ispitivani efekti korišćenja galvanske stimulacije na spasticitet jednog pacijenta u istom danu. Prikazan je i izmeren varijabilitet spasticiteta u jednom danu, kao i uticaj spoljašnjih faktora na spastičnost.

U šestom poglavlju je prikazana metoda modeliranja *pendulum testa*. Na osnovu mere spasticiteta koja je izvedena i objašnjena u ovom poglavlju moguće je odrediti tip spasticiteta kao i njegovo trajanje i brzinu opadanja.

U sedmom poglavlju je uvedena nova skala, tzv. *Spasticity Scale* (SPAS) za procenu spasticiteta na osnovu modeliranja *pendulum testa* sa uključenim modelom momenta sile mišića fleksora i ekstenzora kolena. Mera SPAS predstavlja realni broj nezavistan od subjektivne procene ispitivača. Pokazana je njena korelisanost sa MAS merom.

U osmom poglavlju je posmatran spasticitet kod osoba sa cerebralnom paralizom i uvedena je nova mera $S_{measure}$. Dat je i grafički prikaz *pendulum testa* za kliničare sa automatskom detekcijom na fleksioni, ekstenzioni i umereni spasticitet. Potom je ova metoda upoređena sa motornim funkcijama i manuelnim sposobnostima pacijenata.

U devetom poglavlju su sumirani svi postignuti rezultati i izvedeni zaključci teze, kao i smernice za dalji rad.

2. Pojam, definicija i merenje spasticiteta

2.1. Pojam i definicija

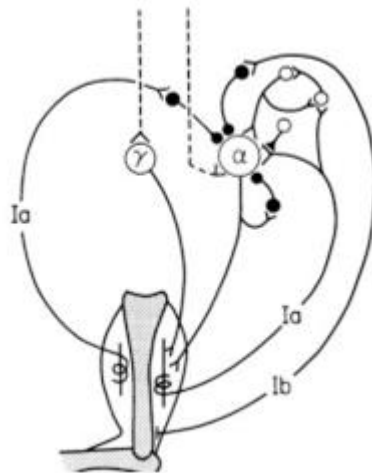
Spasticitet se smatra jednim od nekoliko pratećih manifestacija sindroma koji je poznatiji pod nazivom gornji motorni neuron (GMN). Često se javlja kao prateći motorni poremećaj raznih bolesti: multiple skleroze, moždanog udara, cerebralne paralize, povrede kičmene moždine i drugih. Do današnjeg dana, spasticitet nije jedinstveno definisan u literaturi, ali je usvojeno da se radi o patološkom refleksnom odgovoru paretičnog ili paralizovanog mišića na istezanje [1]. Jedna od najrasprostranjenijih i najprihvaćenijih definicija spasticiteta jeste definicija koju je uveo istraživač Lance: spasticitet predstavlja motorni poremećaj koji karakteriše pojačanje toničnog refleksa prilikom istezanja (tj. pojačanje mišićnog tonusa) sa povišenim tetivnim refleksima u zavisnosti od brzine istezanja [31]. Takođe, Lance tvrdi da spasticitet nastaje usled hiperekscitabilnosti refleksa na istezanje kao posledica sindroma GMN [31]. 2003. godine, Decq [32] uvodi novu definiciju i podelu spasticiteta kao simptoma GMN i karakteriše ga kao pojačanje refleksa na sekundarno istezanje usled hiperekscitabilnosti spinalnih refleksa. Ovako definisan spasticitet ima tri komponente: unutrašnji tonični, unutrašnji fazični i spoljašnji spasticitet. Unutrašnji tonični spasticitet se manifestuje povećanjem tonusa mišića, tj. pojačanjem tonične komponente refleksa na istezanje. Unutrašnji fazični spasticitet predstavlja povišenje fazične komponente refleksa tokom istezanja, a njegove karakteristike su hiperrefleksija tetivnih refleksa i klonus. Sa druge strane, spoljašnji spasticitet predstavlja snažniji odgovor fleksornih ili ekstenzionih spinalnih refleksa pri dejstvu spoljašnjih stimulusa.

2.2. Rasprostranjenost spasticiteta

Procenjuje se da godišnje oko 12 miliona ljudi ima manifestacije spasticiteta. Oko 85% ljudi koji imaju multiplu sklerozu imaju spasticitet [33] [34], oko 65-78% ljudi sa povredom kičmene moždine [35], [36] kao i oko 35% ljudi koji su imali moždani udar (sa stalnom hemiplegijom) pati od spasticiteta [37]. Procenat pojave spasticiteta kod ljudi sa povredom kičmene moždine se menja u zavisnosti od nivoa povrede. 93% pacijenata koji imaju cervikalnu povredu i dijagnozu *American Spinal Cord Injury Association* (ASIA) A imaju simptome spasticiteta, dok 78% pacijenata sa cervikalnom povredom i dijagnozom ASIA B-D ima iste simptome. Za razliku od njih, oko 72% pacijenata sa torokalnou povredom i dijagnozom ASIA A i 73% sa istim nivoom povrede i dijagnozom ASIA B-D je prijavilo spasticitet kao propratnu pojavu [35], [38]. Ređa učestanost spasticiteta kod povreda nižih delova kičmene moždine se objašnjava time što pri nižim povredama dolazi i do češće povrede donjeg motornog neurona [39].

2.3. Patofiziologija spasticiteta

Pošto je opšte prihvaćena definicija spasticiteta kao motornog poremećaja koji se odlikuje povećanjem toničnog refleksa prilikom istezanja mišića, sa prisustvom pojačanih tetivnih refleksa u zavisnosti od brzine istezanja, izvršena su mnogobrojna istraživanja u cilju otkrivanja koja promena u spinalnim refleksima dovodi do pojave spasticiteta. Uprkos tome, tačna patogeneza spasticiteta i dalje ostaje nerazjašnjena. Spasticitet je klasifikovan kao simptom sindroma GMN. Gornji motorni neuron počinje u mozgu i moždanom stablu i deli se na donje motorne neurone unutar moždanog stabla i kičmene moždine [38]. Donji motorni neuroni imaju koren u ventralnom rogu kičmene moždine i dele se na dve vrste: alfa motorni neuroni i gama motorni neuroni. Kod lezije kičmene moždine dolazi do prekida signala koji šalju motorni neuroni. Na slici 2.1. je dat prikaz spinalnih kola koja mogu doprineti spasticitetu.



Slika 2. 1. Dijagram različitih spinalnih puteva koji mogu doprineti razvoju spasticiteta (preuzeto ljubaznošću časopisa *Acta Physiologica* iz [40])

Spasticitet karakteriše povećan tonus mišića [38]. Povećan tonus se javlja kao otpor pasivnom istezanju. Normalni tonus mišića potiče od visoko-elastičnih osobina tkiva. Viskozitet je otpor koje tkivo pruža silama dok je elastičnost sposobnost tkiva da se vrati u originalni položaj nakon istezanja [40]. Kad se mišić isteže, mišićna vretena Ia aferentna pobuđuju spinalne motorne neurone, što rezultuje kontrakcijom agonističkih i relaksacijom antagonističkih mišića. Ovaj refleks istezanja zavisi od supraspinalnih i spinalnih puteva, posture i senzacije. Takođe, kasnije promene osobina elastičnosti i viskoziteta u tkivu mogu doprineti povećanju tonusa.

Spasticitet može biti posledica:

1. Pojačanja u mreži refleksa istezanja, npr. za ulazne aferentne nerve Ia i II grupe, izlaz alfa motornog neurona je pojačan. Mnogobrojni mehanizmi mogu dovesti do pojačanja refleksa istezanja: povećana ekscitabilnost i promene u osobinama alfa motornog neurona, smanjena Ia presinaptička inhibicija, promenjena inhibicija aferentnog motornog neurona, promene u recipročnoj inhibiciji, povećana ekscitabilnost aferentnih puteva (III i IV grupa), kao i promene u povratnoj sili [40,41].
2. Smanjenog praga u receptorima istezanja. Refleksni odgovor mišića kod ljudi koji imaju spasticitet je moguće pobuditi koristeći znatno manji stimulus nego kod zdravih ljudi bez spasticiteta. Mehanizmi koji mogu doprineti smanjenju praga refleksnog odgovora su pojačana osetljivost receptora i povećana provodnost eferentna mišićnog vretena [41].

Pojačanje refleksa se ne ogleda samo u povećanju amplitude pokreta [41]. Nedavno rađena istraživanja ukazuju na to da su refleksi istezanja lakta kod osoba sa spasticitetom manje amplitude, ali je zato latenca znatno manja nego kod zdravih ljudi [42]. Spasticitet karakteriše to što se odgovor

motornih neurona javlja pri nižim vrednostima praga pobude nego kod zdravih ljudi, ali dolazi do dugog pražnjenja tzv. *'plateau potentials'* [43]. Ovo potiče od činjenice da je balans između inhibitornih i ekscitatornih ulaza u spinalne motorne neurone promenjen u korist pobudnih ulaza [34]. Pandyan u [41] tvrdi da ne postoji dovoljno dokaza da je abnormalna mišićna aktivnost u spasticitetu rezultat isključivo hiperekscitabilnosti. Aktivnost aferentnih puteva, supraspinalnih kontrolnih puteva, čak i promene u alfa motornom neuronu, mogu doprineti simptomima spasticiteta i GMN [41].

2.4. Vrste spasticiteta

Unutrašnji tonični spasticitet potiče od prevelike tonične komponente refleksa istežanja koja je rezultat trajnog istežanja centralne regije mišićnih vlakana. Kao odgovor na pasivno istežanje, zbog hiperekscitabilnosti toničnog refleksa nastaje pojačanje u mišićnom tonusu [38]. Ovakva vrsta hipertonijske zavisi od brzine, pri čemu se pri većim brzinama istežanja javlja i veća refleksna aktivnost [44]. Smanjeni prag refleksa ili pojačanje refleksa istežanja mogu dovesti do toničnog refleksa istežanja [38]. Takođe se smatra da je porast mišićnog tonusa rezultat prevelike senzitivnosti usled denervacije i promenjenih svojstava mišića [38]. Denervacija dovodi do inicijalnog smanjenja neuralnih receptora membrane, nakon koje sledi povećanje broja receptora što dovodi do pojačane senzitivnosti ćelije na neurotransmitere. Takođe, promene do kojih dolazi u tkivima nakon povrede kičmene moždine poput fibroze, atrofije mišića, smanjenja elastičnosti, broja sakromera i promena kontraktibilnih osobina tkiva verovatno doprinose povećanoj pasivnoj tenziji [38].

Unutrašnji fazični spasticitet je rezultat pojačane fazične komponente refleksa istežanja i ogleda se u simptomima poput hiperrefleksije i klonusa. Hiperrefleksija je prejak mišićni odgovor u delovima duboko postavljenih tetiva na spoljašnji stimulus. Opšte je prihvaćeno da ovakvo ponašanje potiče od smanjene presinaptičke inhibicije Ia vlakana. S druge strane, klonus je definisan kao nevoljna ritmična mišićna kontrakcija koja prouzrokuje oscilacije distalnog zgloba. Nakon iznenadnog, naglog istežanja dolazi do pojave klonusa. Prva teorija za objašnjenje klonusa jeste da je klonus rezultat rekurentne aktivacije refleksa istežanja. Druga teorija za objašnjenje klonusa jeste da on nastaje usled delovanja centralnog generatora unutar kičmene moždine, koji ritmično aktivira alfa motorne neurone kao odgovor na periferne nadražaje. U prilog ovoj teoriji idu činjenice da kad se klonus javlja na različitim mišićima različitih zglobova, frekvencija klonusa ostaje ista. Takođe, frekvencija klonusa ne zavisi od frekvencije pobudnog stimulusa. Klonus se može pobuditi i na drugi način sem istežanjem. Posmatrajući refraktorni period EMG signala nakon klonusa, otkriveno je da se EMG ne može pobuditi ni H refleksom ni vibracijama. Uzimajući u obzir prethodno navedene činjenice, mehanizam nastanka klonusa još uvek nije potpuno razjašnjen [38].

Pored unutrašnjeg spasticiteta, koji zavisi od unutrašnjih faktora, nevoljni mišićni spazmi se javljaju i kao odgovor na stimulse izvan mišića i ovaj fenomen se naziva spoljašnji spasticitet. Najčešća manifestacija spoljašnjeg spasticiteta jesu fleksioni spazmi koje pokreću aferentni ulazi sa kože. Ispoljavaju se putem polisinaptičkih refleksa, čija je inhibicija usled lezije kičmene moždine prekinuta preko supraspinalnih puteva, čime oni postaju hiperekscitabilni. Ovi refleksi su prisutni i kod zdravih osoba, s razlikom da kod njih nema prekida silaznih puteva. Prekid ovih puteva može dovesti do sniženja praga potrebnog za produkciju refleksa ili pak do pojačanog refleksnog odgovora.

2.5. Klinička slika

Neki od osnovnih pokazatelja spasticiteta jesu povećan tonus mišića, klonus, spastična distonija i spastične kokontraksije [43].

Spazmi su iznenadni, nevoljni pokreti koji uključuju više grupa mišića i zglobove. Spazmi se mogu ponavljati ili jedan spazam može trajati duži vremenski period. Oni predstavljaju preteran refleks povlačenja na spoljašnji stimulus.

Spastična distonija je preterana tonična mišićna aktivnost koja se dešava bez ikakve spoljašnje pobude. Do ove pojave dolazi usled nemogućnosti motornih jedinica da zaustave započetu kontrakciju. Zbog toga dolazi do produžene mišićne kontrakcije. Karakteristična postura osobe sa spastičnom distonijom jeste adukcija ramena i unutrašnja rotacija, kao i fleksija lakta, pronacija podlaktice, fleksija ručnog zgloba i lakta, adukcija kuka i plantarna fleksija i inverzija skočnog zgloba [43]. Spastična distonija može uzrokovati bol, kontrakture i deformitete.

Spastična kokontraksija je nepravilna aktivnost antagonističkih mišića tokom voljne aktivnosti [43]. Nastaje usled gubitka recipročne inhibicije tokom voljne kontrakcije. Tokom normalnog voljnog pokreta dolazi do kontrakcije agonista i sinergističkih mišića, dok su mišići antagonisti inhibirani. U spastičnim kokontraksijama dolazi do istovremene kontrakcije antagonističkih i agonističkih mišića [43]. Ovakva vrsta ponašanje dovodi do gubitka preciznosti i usporenosti pokreta.

Spasticitet često uzrokuje bol i nelagodu pacijenata i ograničava opseg pokreta. Često i najmanji spoljašnji stimulus može prouzrokovati bolne spazme [43]. Asimetrično povlačenje spastičnih mišića menja posturu i može voditi kontrakturama i trajnim deformitetima. Ukoliko se ne tretiraju pravilno, pojedine kontrakture se kasnije ne mogu ispraviti. Pošto spasticitet utiče na posturu tela, može doći do jakog pritiska na tkivo u toku sedenja što dovodi do pojave rana tzv. ulcera. Spasticitet ograničava mogućnost vođenja računa o ličnoj higijeni, remeti pražnjenja creva i bešike, kao i seksualni život [43].

Uprkos svemu tome, nisu sve osobine spasticiteta negativne. Spasticitet stomačnih mišića potpomaže uspravni položaj sedenja. Spastični ekstenzori kuka i kolena doprinose stajanju i hodanju. Takođe, spastični soleus pozitivno utiče na hod dece sa cerebralnom paralizom [43]. Postoje i druge, slične pozitivne osobine spasticita. Stoga kliničari moraju da prouče pozitivne i negativne efekte ovog fenomena pre lečenja pacijenta. Bitno je napomenuti i to da se nivo spasticiteta menja i zavisi od doba dana, temperature, umora, aktivnosti i posture pacijenta [43].

2.6. Tretman pacijenata sa spasticitetom

Spasticitet se može tretirati na različite načine: vežbama, fizikalnom terapijom, farmakološki i operativno.

Pokazano je da vežbe potpomažu bolju motornu kontrolu kod ljudi sa sindromom GMN. Uprkos tome postoji vrlo mali broj studija koje pokazuju da vežbe direktno smanjuju spasticitet [43]. Vežbe koje se primenjuju u tretiranju spasticiteta jesu vožnja bicikla, hod po traci i vežbe snage. Stajanje oko pola sata dnevno smanjuje spasticitet [43]. Takođe, pravilno stajanje i sedenje je esencijalno zbog prevencije kontraktura.

Fizikalna terapija koja se koristi uključuje ultrazvuk, krioterapiju, magnetsku stimulaciju, transkutanu električnu nervnu stimulaciju (TENS) kao i funkcionalnu električnu stimulaciju (FES) [43]. Ovakva vrsta terapije ili deluje putem menjanja visko-elastičnih svojstava tkiva (krioterapija, ultrazvuk) ili deluje putem stimulisanja kortikalnih puteva (magnetska stimulacija).

Postoje različiti farmakološki tretmani, koji deluju u zavisnosti od stanja pacijenta na: smanjenje bola, lakše spavanje ili pak povećavanje određene funkcije. Najčešće korišćeni lekovi koji se koriste su: baklofen, benzodiazepam, gabapentin i pregabalin, tizadin i dantrolen [43]. Nekad se u terapiji spasticiteta koriste i kanabinoidi.

Često se koriste injekcije botulin-toksina. On deluje lokalno, slabeći ciljani mišić. Ovakva vrsta terapije ima prednost što nema negativnih efekata sedacije i omamljenosti. Jedna od operativnih metoda je i ugradnja baklofenske pumpe. Ovim se postiže da se relativno malom dozom baklofena može ispuštati velika koncentracija baklofena u kičmenu moždinu čime se mišići relaksiraju. Postoji i mogućnost ubrizgavanja fenola direktno u periferne nerve, što uzrokuje blokiranje natrijumskih kanala i proizvodi efekat lokalne anestezije koji kratko traje. Ovakva nervna blokada dovodi do denaturisanja proteina i fibroze tkiva što posledično vodi do poremećaja provođenja nerva i mišićne relaksacije. Moguća je i selektivna dorzalna rizotomija gde se operativno seku dorzalni korenovi u lumbosakralnom delu kičme. Ova operacija smanjuje senzorne pobude spinalnih motornih neurona i daje vrlo dobre i dugoročne rezultate pri terapiji cerebralne paralize [43].

2.7. Mere spasticiteta

Postoje različite mere spasticiteta koje se koriste danas u klinikama. Takve su Tardijeova skala, Ašvort skala i Modifikovana Ašvort skala.

Tardijeova skala [45] se primenjuje tako što se pri određenim brzina mišić isteže i posmatra se mišićni odgovor na takvo istežanje. Ova procena se uvek vrši u isto doba dana, i pacijent zauzima uvek istu pozu kad mu istežu mišić. Za svaku mišićnu grupu istežanje se radi pri različitoj brzini. Opis skale je dat u tabelama 2.1.-2.8.

Tabela 2. 1. Tardijeova skala – opis brzina

Brzina istežanja	Opis
V1	Najsporije moguće istežanje
V2	Brzina pri kojoj ud slobodno pada kada se pusti
V3	Maksimalna brzina (brzina veća od brzine pri kojoj ud slobodno pada)

Tabela 2. 2. Tardijeova skala – opis mišićnog odgovora

Mišićna reakcija koja se posmatra	Opis
0	Ne postoji otpor pri pasivnom pokretu
1	Blagi otpor pri pasivnom pokretu
2	Jasno pružanje otpora pri određenom uglu, nakon čega se pokret nastavlja
3	Umarajući klonus (<10 sekundi) koji se dešava na tačno određenom uglu
4	Neumarajući klonus (10 sekundi) koji se dešava na tačno određenom uglu
5	Zglob je nepokretan

Tabela 2. 3. Tardijeova skala – opis ugla pri kom se dešava reakcija

Ugao pri kojem se javlja reakcija	Opis
R1	Jasno pružanje otpora ili klonus koji se dešava pri brzinama V2 ili V3
R2	Pun opseg pokreta je postignut kad je mišić odmoran i testira se pri brzini V1

Ašvort skala je uvedena 1964. godine od strane Ašvorta [46] i sadrži 5 stepeni procene spasticiteta, koje se vrši na osnovu jačine mišićnog tonusa. Tabela 2.4. sadrži opis skale.

Tabela 2. 4. Originalna Ašvort skala

Stepen	Opis
0	Bez pojačanog tonusa mišića
1	Blago i umereno pojačanje tonusa mišića tokom pomeranje ekstremiteta
2	Uvećan tonus mišića, ali je pasivno pokretanje mišića i dalje lako
3	Bitno uvećan tonus mišića, pasivno pokretanje ekstremiteta je teško
4	Rigidan ekstremitet prilikom fleksije ili ekstenzije

Modifikovanu Ašvort skalu su uveli Bohannon i Smith 1987. [6]. Ona ima šest stepeni za procenu spasticiteta, koji su objašnjeni u tabeli 2.5.

Tabela 2. 5. Modifikovana Ašvort skala

Stepen	Opis
0	Bez pojačanog tonusa mišića
1	Tonus mišića je blago pojačan, evidentan je blagi otpor pri završetku pokreta
1+	Tonus mišića je pojačan i postoji blagi otpor na nešto manje od pola celokupnog obima pokreta
2	Pojačan tonus mišića kroz celokupan pokret ali je pasivno pokretanje ekstremiteta i dalje lako
3	Bitno povišen mišićni tonus pri čemu je pasivno pokretanje teško
4	Posmatrani deo tela je rigidan prilikom fleksije i ekstenzije

Najveći nedostatak Ašvort i modifikovane Ašvort skale jeste velika intervarijabilnost, kao i intravarijabilnost u ocenjivanju [2], [10] i [11]. Efekat subjektivnosti može da se smanji tako što pacijenta testira uvek ista osoba [12]. Najveća neslaganja kod Modifikovane Ašvort skale su primećena pri procenama niskog nivoa spasticiteta, preciznije pri ocenama 1 i 1+.

Postoje i skale gde pacijent može samostalno sebi da proceni stanje spasticiteta. Jedna od takvih je *Penn Spasm Frequency Scale* (PSFS), tj. Pen frekvencijska skala spazma [47]. Ona se koristi kao pacijentova lična percepcija jačine i učestanosti spasticiteta nakon povrede kičmene moždine. Skala

se sastoji od dva nezavisna dela: samostalne procene petostepene frekvencije spasticiteta, kao i trostepene skale koja određuje jačinu spasticiteta.

Tabela 2. 6. Frekvencija spazma po PSFS

Stepen	Opis
0	Bez spazma
1	Slabi spazmi prouzrokovani simulacijom
2	Kompletni spazmi slabe učestanosti (manje od jednog spazma po satu)
4	Spazmi koji se javljaju učestalije nego jednom u satu
5	Spazmi češće od 10 puta u satu

Tabela 2. 7. Jačina spazma po PSFS

Stepen	Opis
1	Blag
2	Srednji
3	Jak

Ukoliko pacijent ne prijavljuje spazme pri proceni frekvencije spazma, automatski se ne radi merenje po skali jačine spazma.

Jedna od adaptacija PSFS jeste *Spasm Frequency Score* (SFS) [48], tj. skala frekvencije spazma. Osnovna razlika između SFS i PSFS jeste što PTSF posmatra isključivo frekvenciju do jednog sata, dok SFS skala četvorostepenom skalom određuje broj spazama u jednom danu.

Tabela 2. 8. Prikaz SFS procene

Stepen	Opis
0	Bez spazma
1	Jedan ili manje spazama dnevno
2	Između 1 i 5 spazama dnevno
3	Više od 5, ali manje od 10 spazama dnevno
4	10 ili više spazama dnevno, ili pak kontinualna kontrakcija

2.8. Kvantifikacija spasticiteta na osnovu pendulum testa

Pendulum test je za procenu spasticiteta predložio Wartenberg 1951. godine [12]. Pendularno kretanje je termin koji se odnosi na obrtanje krutog tela pod dejstvom gravitacije oko nepomične tačke, i to kada ne postoji otpor sredine ili u zglobu u kojem je osa rotacije. Ako posmatramo kretanje samo u jednoj ravni, tada je jednačina koja opisuje kretanje oblika:

$$J\ddot{\varphi} = -mgl\sin\varphi \quad (2.1)$$

gde je jednačini je m masa tela, J moment inercije tela u odnosu na osu obrtanja, l rastojanje težišta tela od ose obrtanja, a ugao φ ugao između vertikale i podužne ose tela. Ovo je diferencijalna

jednačina koja nema analitičko rešenje. Kretanje tela su harmonijske oscilacije, a period oscilovanja je određen jednačinom $T = 2\pi\sqrt{J/mgl}$.

Ukoliko postoji trenje ili otpor sredine, tada jednačina kretanja postaje:

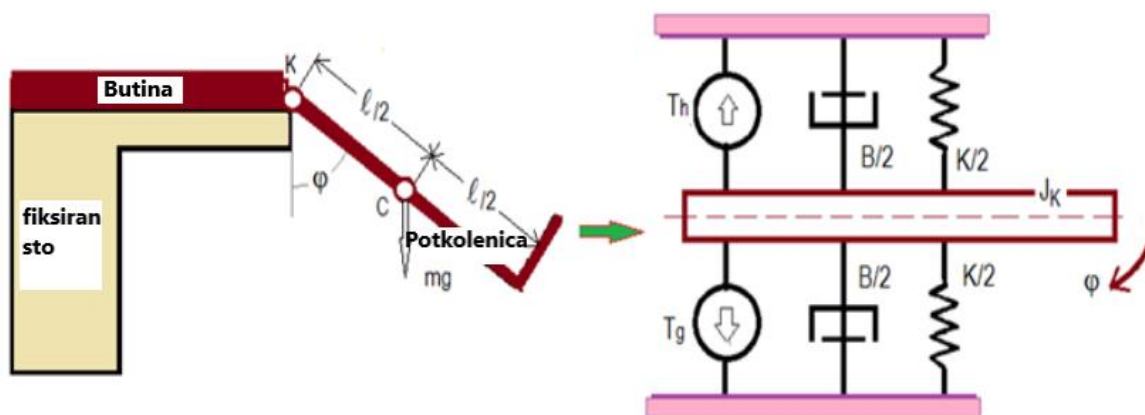
$$J\ddot{\varphi} = -mgl\sin\varphi - M_{otpor} \quad (2.2)$$

U jednačini (2.2) član M_{otpor} je komponenta koja uključuje osobine mehaničkih elemenata koji su deo sistema koji se posmatra, ali i aktivnu komponentu koja potiče od refleksne mišićne aktivnosti.

Posmatraćemo slučaj kretanja potkolena kada ispitanik sedi tako da mu je natkoleno oslonjeno na horizontalnu ravan. Kretanja se može opisati jednačinom:

$$J\ddot{\varphi} = T_h - T_g - B(\dot{\varphi}) - K(\varphi) \quad (2.3)$$

pri čemu je T_h moment sile koji potiče od mišićne aktivnosti (npr. spastični refleks), J moment inercije potkolena, $B(\dot{\varphi})$ i $K(\varphi)$ otpori koji zavise od ugla i ugaone brzine potkolena, i T_g momenat koji je posledica gravitacije. U najjednostavnijem obliku se može pretpostaviti linearna forma otpora: $B(\dot{\varphi}) = B\dot{\varphi}$, $K(\varphi) = K\varphi$. U slučaju da se potkoleno posmatra kao homogeni štap dužine l moment je $T_g = mgl\sin\varphi/2$. g je gravitaciono ubrzanje, m zbirna masa potkolena i stopala, a $l/2$ distanca između centra mase donjeg dela noge (potkolena i stopala).



Slika 2. 2. *Pendulum test*: biomehanički model potkolena. Preuzeto i modifikovano iz [22].

Bajd i Bowman su pretpostavili vrednosti parametara $J = ml^2/3 = 0,6 \text{ Nms}^2/\text{rad}$ ($m = 5 \text{ kg}$, $l = 0,6 \text{ m}$). Oni su linearizovali model pretpostavljajući da je $\sin \varphi \approx \varphi$ ($\varphi \in \pm 1 \text{ rad}$). U nedostatku refleksne mišićne aktivnosti jednačina (2.2) postaje homogena diferencijalna jednačina drugog reda:

$$\ddot{\varphi} + 2\beta\dot{\varphi} + \omega_0^2\varphi = 0 \quad (2.4)$$

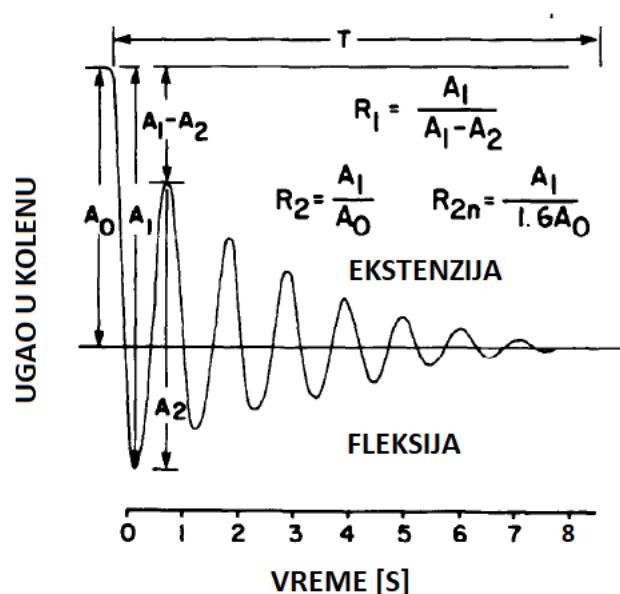
gde su $\beta = B/2J$, $\omega_0^2 = (K + mgl/2)/J$.

Analitičko rešenje je

$$\varphi = e^{-\beta t}(C\sin\omega t + D\cos\omega t) \quad (2.5)$$

gde je $\omega^2 = \omega_0^2 - \beta^2$.

Pendulum test je merenje pri kojem ispitanik sedi opuštено na podlozi koja omogućava da se potkoleno slobodno kreće i leđa su mu oslonjena na tvrdi podlogu. Natkolena ispitanika su oslonjena tako da je zglobo kolena ispred oslonca i omogućuje da se potkolena obrću oko zgloba kolena. Ispitivač polako opruža nogu obrtanjem potkolena oko zgloba kolena do pune ekstenzije i zatim pušta potkoleno da se kreće. Meri se pri testu kinematika potkolena, tj., ugao koji formiraju ose natkolena (femur) i potkoleno (tibia) kost. Bajd i Vodovnik [14] su koristeći elektrogoniometar snimali ugao u kolenu, a pored toga su pratili mišićnu aktivnost kvadricepsa snimajući elektromiografiju (EMG). Na slici 2.3. je dat grafički prikaz ugla u kolenu kao rezultat *pendulum testa* osobe koja nema motorne poremećaje (zdrav ispitanik).

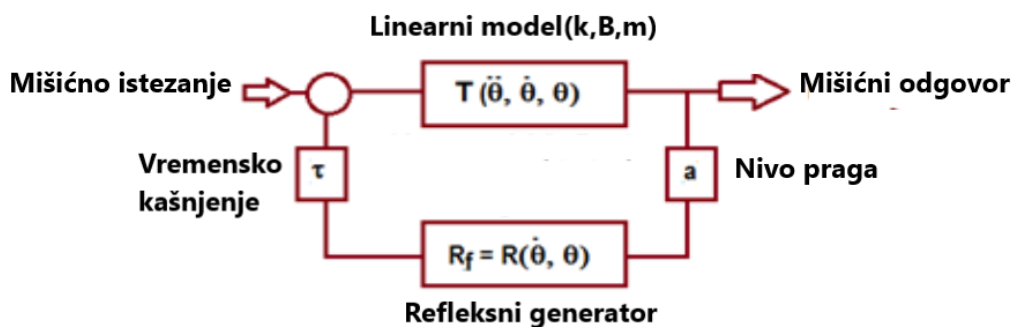


Slika 2. 3. Grafički prikaz ugla u kolenu sa obeleženim parametrima za određivanje spasticiteta (preuzeto i prevedeno ljubaznošću časopisa *The Journal of Biomedical Engineering* iz [3])

U postavci koju su Bajd i Vodovnik osmislili [14], uvedene su različite mere spasticiteta. Prvi uvedeni parametar je relaksacioni indeks $R_{2n} = A_1/1.6A_0$. Ovaj parametar je srazmeran količniku prve ukupne amplitude oscilacije noge (od potpune ekstenzije do prirodnog zaustavljanja) podeljene sa početnom amplitudom pomnoženom brojem 1.6. Vrednost 1.6 je dobijena tako da zdravi ispitanici imaju vrednost relaksacionog indeksa od $R_{2n}=1$. Poseban značaj ovog parametra je što on definiše sam početak *pendulum testa* kad je spasticitet najizraženiji. Ukoliko je relaksacioni indeks $R_{2n}=0$, ili $R_{2n}\approx 0$, to ukazuje na nemogućnost pokreta ili vrlo mali pokret što je posledica izrazito jakog spasticiteta.

Drugi parametar koji je uveden u ovom istraživanju jeste broj maksimuma goniograma. Treći parametar predstavlja površinu ispod goniograma, a pre prvog prolaska krive goniograma kroz ugao u mirovanju. Četvrti parametar daje odgovor na to koliko spasticitet snažno vraća nogu ka početnom uglu ($A_0 - (A_1 - A_2)$). Kod zdravih osoba vrednost ovog parametra je između 20° i 35° . Takođe, bitni parametri koje su Bajd i Vodovnik posmatrali su maksimalna i minimalna brzina pri *pendulum testu*. Kod zdravih ispitanika minimalna brzina se kreće između 9 i 12 rad/s, a maksimalna u vrednostima od 11 do 17 rad/s. Ono što su Bajd i Vodovnik takođe primetili, jeste da se spasticitet

menja u vremenu kod istog ispitanika. Zato su sva merenja *pendulum testa* ponavljali 10 puta, sa pauzom od 30 sekundi između, ostavljajući tako vremena mišićima da se odmire i relaksiraju. Ovaj model je proširio Le Cavorzin sa saradnicima [15] i [16]. On je uveo refleksnu komponentu momenta otpora kao što je vidljivo na slici 2.4. Refleksni generator oponaša prirodno ponašanje biološkog sistema. U ovom modelu je uzeto u obzir kašnjenje koje unose agonistički i antagonistički mišići, čime se u modelu najviše stavlja akcenat na doprinos kvadricepsa. Na osnovu eksperimentalnog rada Le Cavorzin uvodi i član R_f .



Slika 2. 4. Model koji je uveo Le Cavorzin sa refleksnim generatorom(slika preuzeta i modifikovana iz [49] (ljubaznošću časopisa *Muscle Nerve*)

Ovaj model predstavlja spastični odgovor mišića nakon povrede kičmene moždine

$$T_h + R_f - T_g = J_k \ddot{\varphi} + B(\dot{\varphi}) + K(\varphi) \quad (2.6)$$

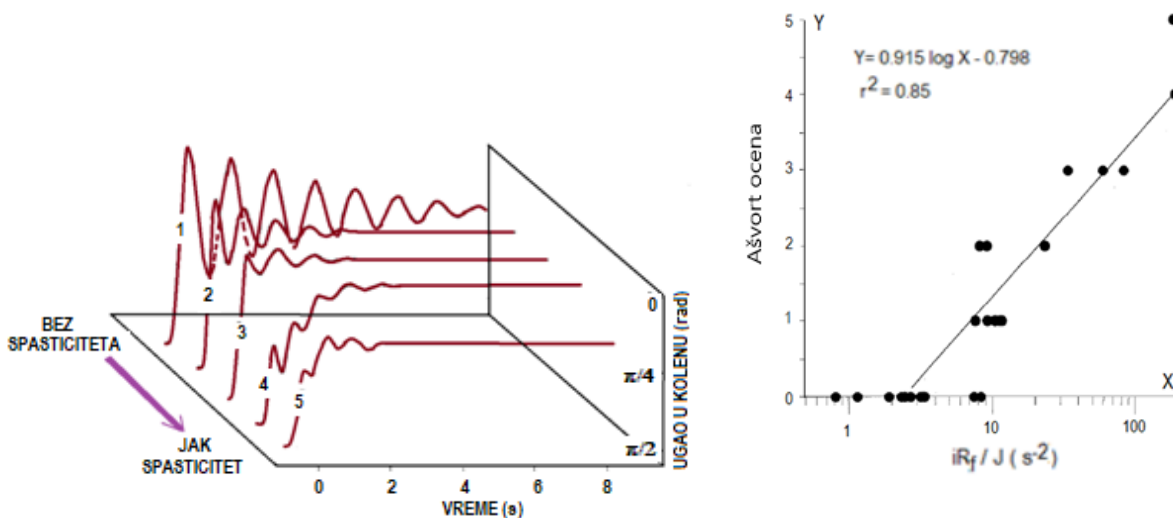
$$R_f = C e^{(D|t-t_0|^n)} \quad (2.7)$$

Mere koje je koristio Le Cavorzin su mešavina mehaničkih odnosa (K/J_k i B/J_k) i neuralnih parametara (R_f/J_k). U kasnijim istraživanjima on je uveo drugačiji oblik refleksivnog ponašanja:

$$R_f = f * \left(\delta \varphi - \frac{\alpha}{n} \right) \quad (2.8)$$

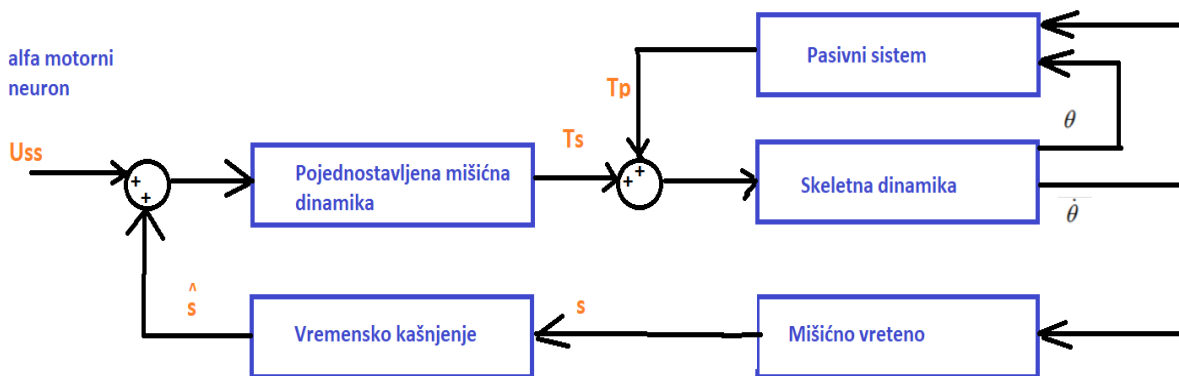
U ovoj jednačini član $\delta \varphi$ predstavlja varijaciju ugla tokom istežanja, n je eksperimentalno utvrđen faktor skaliranja, α se odnosi na fenomen pozicione osetljivosti na istežanje, koja može biti i pozitivna i negativna, a φ je ugao između potkolenice i pravca gravitacije. Osnovna razlika između ova dva modela jeste što je drugi model definisan jednačinom (2.8) bolje opisuje početak *pendulum* pokreta kao i slučajeva spastične hipertoničnosti.

Rezultati Le Cavorzina su ilustrovani slikom 2.5.



Slika 2. 5. Goniogrami koje je proučavao Le Cavorzin (levi panel) i korelacija između mere Le Cavorzina i Ašvort skale (desni panel), preuzeto i modifikovano iz [15] (ljubaznošću časopisa *Muscle Nerve*) i [16] (ljubaznošću časopisa *ITBM-RBM*)

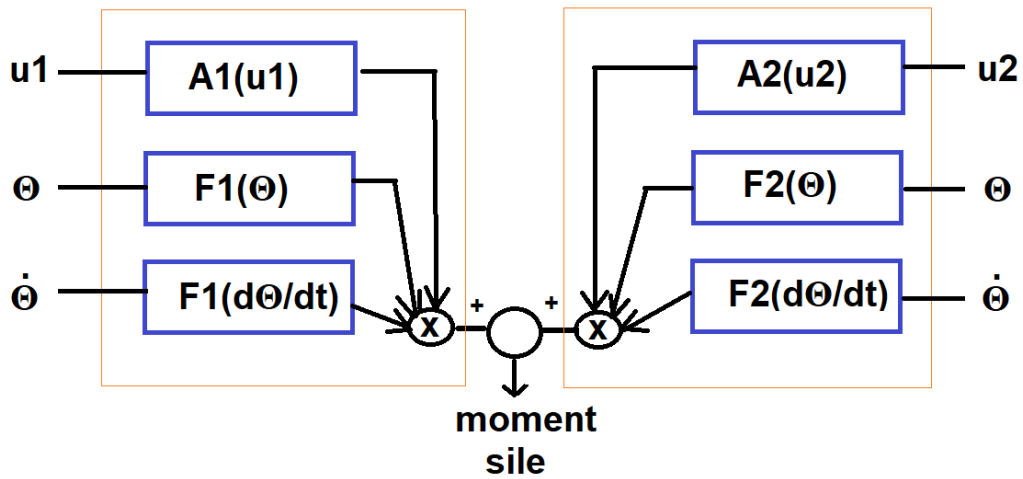
Mnogo složeniji model koji uzima u obzir veći broj mišića, tetive, meko tkivo i anatomske karakteristike sistema je uveo Hase [17]. U ovom istraživanju je refleks istezanja modeliran kao povratna sprega po ugaonoj brzini noge. Ulazni signal je sa alfa motornog neurona, a u povratnoj sprezi se nalazi model mišićnog vretena koji generiše aferentne signale sa konstatnim pragom i pojačanjem. Model takođe sadrži mišićnu dinamiku prvog reda, skeletnu dinamiku drugog reda i kašnjenje. Na slici 2.6. je dat prikaz ovog modela.



Slika 2. 6. Model *pendulum testa* sa povratnom spregom po brzini (preuzeto i modifikovano iz [16]).

Popović i Bajd [19] su na osnovu ideje koju je originalno uveo Bajd sa kolegama [13] uveli nelinearni model sa trokomponentnim modelom mišića kojim se posmatraju i pasivno dejstvo istegnutog mišića i refleksna aktivnost paralizovanog mišića.

Predloženi model tretira kretanje klatna koji čine potkoleno i stopalo. Model odvojeno uključuje agoniste i antagonističke mišiće (T_E -ekstenzori i T_F -fleksori) i vidljiv na slici 2.7.



Slika 2. 7. Model koji uključuje odvojeno agonističke i antagonističke mišiće

Jednačine kretanja su:

$$J\ddot{\varphi} = T_E(\varphi, \dot{\varphi}) - T_F(\varphi, \dot{\varphi}) - B(\dot{\varphi}) - K(\varphi) - mgdsini\varphi \quad (2.9)$$

$$T_i(\varphi, \dot{\varphi}) = \sum_{k=1}^M [h(t - \tau_{0k}) - h(t - \tau_k)] T(\varphi) T(\dot{\varphi}) u_{ik}, i = E, F \quad (2.10)$$

$$T_i(\varphi) = b_{1i}(\varphi - \varphi_0)^2 + b_{2i}(\varphi - \varphi_0) + b_{3i} \quad (2.11)$$

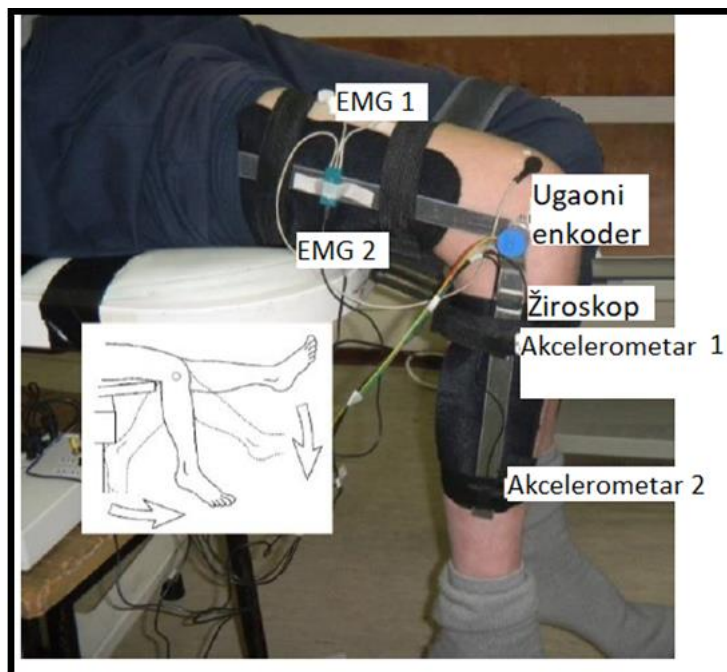
$$T_i(\dot{\varphi}) = \begin{cases} T_i, & \dot{\varphi} < 0 \\ T_i(1 - k_i\dot{\varphi}), & 0 \leq \dot{\varphi}; i = E, F \\ 0, & k \leq \dot{\varphi} \end{cases} \quad (2.12)$$

gde je $i=1,2$, a koeficijenti. Više detalja o ovom modelu je dato u kasnijim razmatranjima u tezi u poglavlju 6.

3. Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za *pendulum test*

3.1. Pendulum sa ugaonim enkoderom u osi kolena

Merni uređaj uključuje dve tanke aluminijumske poluge spojene cilindričnim zglobovom u čijoj osi je postavljen ugaoni enkoder. Poluge se uz pomoć čičak trake pričvršćuju na natkoleno i potkoleno tako da su zglob instrumenta i koleno koaksijalni. (slika 3.1).



Slika 3. 1. Oprema korišćena u studiji, dok ispitanik drži nogu u neutralnom položaju. Sistem prikazan na slici se vodi na A/D karticu koja je povezana na kompjuter. Preuzeto i modifikovano iz [22].

Merač ugla koji meri od 0 do 2π je bezkontaktni i sa minimalnim trenjem u odnosu na rotaciju, a izlazni napon je rezultat Holovog efekta. Dva para samolepljivih jednokratno upotrebnih EMG elektroda sa provodnim gelom (GS26, <https://bio-medical.com>) su preko analognih EMG pojačavača (http://www.biovision.eu/images/emg1_big.jpg) korišćena za snimanje mišićnih signala sa kvadricepsa i hamstringsa. Jedna elektroda GS26 je postavljena kao uzemljenje na delu kolena ispitanika na kojem nema mišića i povezana sa masom pojačavača. Svi senzori su povezani na ulaz 16-bitnog analogno-digitalnog konvertora NI 6009 USB (National Instruments, TX, USA) koji je preko USB konektora povezan na računar. Frekvencija odabiranja pri merenjima je odabrana da bude

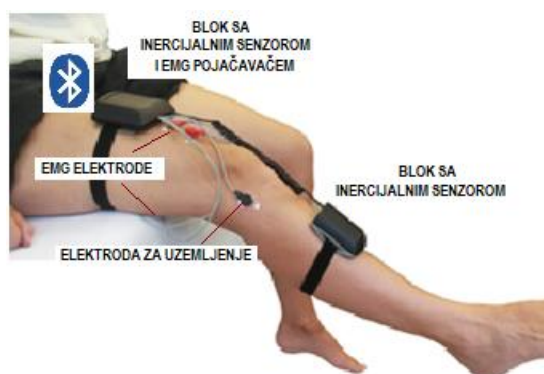
1 kHz. Softver za akviziciju signala je razvijen u softverskom paketu LabVIEW (National Instruments, TX, USA), a dalje obrada signala u MATLAB-u (Mathworks, Natick, USA).

3.1.1. Obrada signala sa *pendulumom* sa potencijometrom u osi kolena

EMG signal je filtriran filtrom opsega učestanosti 30 Hz do 300 Hz. Primenjen je i *Butterworth-ov notch* filtar trećeg reda na EMG signal, na frekvenciji od 50 Hz, da bi se minimizirao artefakt mreže. Signal sa ugaonog enkodera je filtriran *moving-average* filtrom od 20 odbiraka.

3.2. Pendulum sa inercijalnim senzorima

Primena penduluma sa polugama i ugaonim enkoderom u osi kolena je nepogodno jer je koleno polucentrični zglobov, a i menja se geometrija natkolena i potkolena u toku pokreta što smanjuje preciznost merenja. Istovremeno, i toku merenja poluge se relativno pomeraju u odnosu na natkoleno i potkoleno jer je pričvršćenje čičak trakom nedovoljno. Savremeni inercijalni senzori u paru omogućuju merenje uglova sa velikom tačnošću, pa je originalni instrument zamenjen instrumentom sa inercijalnim senzorima (3F-PENDU, <https://www.3-x-f.com/products.php>). Ovaj instrument (slika 3.2.) uključuje dva bloka male mase koji se postavljaju na natkoleno i potkoleno i pričvršćuju čičak trakama na telo. Blok koji se postavlja na potkoleno ima dva senzora za prostorno merenje ubrzanja i apsolutne ugaone brzine. Blok koji se postavlja na natkoleno ima senzore za prostorno merenje ubrzanja i apsolutne ugaone brzine i pojačavač na čiji ulaz se direktno dovodi EMG sa površinskih elektroda. Pojačavač je baziran na čipu ADS 1294 (<https://www.ti.com/product/ADS1294>) koji na ulazu ima instrumentacioni pojačavač čiji izlaz je povezan na A/D konvertor visoke rezolucije (24 bita). Ovi blokovi komuniciraju sa računarom koristeći bežični sklop koji je smešten u blok na natkolenu. Korisnik može da izabere učestanost odabiranja, a pogodno je koristiti 1 kHz s obzirom na prirodu EMG signala.



Slika 3. 2. Instrument za *pendulum test* sa inercijalnim senzorima i EMG pojačavačem koji bežično šalje signale računaru na kojem se prikazuje signal pri merenju i memoriše signal za kasniju obradu. Modifikovano sa <https://www.3-x-f.com/products.php> (poslednji pristup aprila 2022).

3.2.1. Obrada signala sa *pendulumom* sa inercijalnim senzorima

Ugaona brzina (tahogram) u kolenu se dobija kao razlika ugaonih brzina natkolena i potkolena u sagitalanoj ravni. Ugaone brzine natkolena i potkolena su direktno izlazi za odgovarajućih osa

žiroskopa na natkolenu i potkolenu. Pogodna učestanost odabiranja pri ovom računu je izabrana da bude 100 uzoraka u sekundi. Ugao u kolenu se dobija integracijom tahograma u sagitalnoj ravni. EMG signal je filtriran filtrom propusnikom opsega učestanosti od 30 Hz do 300 Hz kao i *Butterworth-ov notch* filtrom trećeg reda, na frekvenciji od 50 Hz, radi odstranjenja artefakta mrežnog napona.

3.3. Instrument na bazi markera na potkolenici i natkolenici¹

U mnogim ispitivanjima za merenje pokreta se koriste sistemi koji su bazirani na aktivnim ili pasivnim markerima postavljenim na telo i kamerama koje snimaju položaj markera [50], [51]. Tri dimenziono i inercijalno mala markera postavljena na segment tela definišu jednoznačno položaj tog segmenta u prostoru. Ako je kretanje tela u jednoj ravni, a to je slučaj *pendulum testa*, dovoljna su dva markera da bi se znao pravac segmenta. Koristeći ovu činjenicu i razvoj tehnologije u oblasti mobilnih telefona, projektovan je i testiran jednostavan instrument: dva markera su postavljena na natkolenici, dva markera na potkolenici i kamera mobilnog telefona koja je postavljena tako da je osa snimanja ortogonalna na sagitalnu ravan. Marker se mogu jednostavno „nalepiti“ na natkolenicu i potkolenicu tako da prate liniju butne kosti i tibijalne kosti. Koristeći već razvijene metode obrade slike i detekciju markera izračunava se ugao u kolenu.

Ovaj metod merenja je razvijen i urađena je validacija u odnosu na referentno merenje instrumentom sa ugaonim enkoderom postavljenim na dve poluge kao što je to opisano u prethodnom izlaganju. Na slici 3.3. je dat uporedni prikaz dva sistema istovremeno.



Slika 3. 3. Prikaz položaja markera i instrumenta sa ugaonim enkoderom postavljenim na dve lake poluge koje su pričvršćene na potkoleno i natkoleno. Slika pokazuje konačni položaj (potkoleno vertikalno) i početni položaj potkolena (noga opružena). Preuzeto i modifikovano iz [27].

Sistem sa markerima je koristio 4 crvena markera. Markeri su bili pričvršćeni na poluge koje su bile na osama koštanog sistema noge (femur i tibia). Rastojanje između markera na istoj poluzi je bilo 14.5 cm, a veličina samih markera je 4×5 cm. Za snimanje je korišćen telefon Samsung Galaxy S6 Edge Plus. Kamera je imala rezoluciju 16 megapiksela, a snimano je 30 frejmova po sekundi (fps).

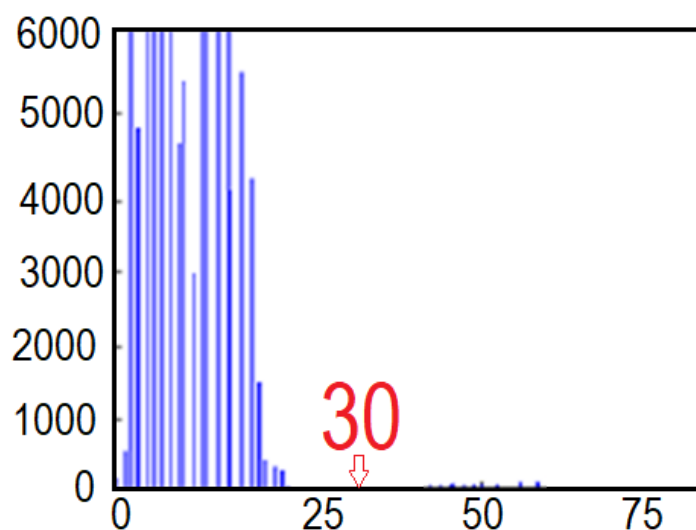
¹ Adaptirano iz radova Aleksić, A., Graovac, S., Maneski-Popović, L., Popović, D. B. (2018). The assessment of spasticity: Pendulum test based smart phone movie of passive markers. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 15(1), 29-39

Aleksić, A., Graovac, S., Popović, D.B. (June, 2017). *The pendulum test for assessing spasticity based on smart phone movie and passive markers*, Proceedings of the 4th International Conference on Electrical, Electronic and Computing (IcETRAN), Kladovo, Serbia, , 1-4, ISBN 978-86-7466-693-7.

Ispitanik je sedeo udobno na stolu, naslonjen na tvrdi dušek, pri čemu je ugao između leđa i butine ispitanika bio približno 135° . Položaj kolena je bio takav da dozvoljava slobodnu rotaciju potkolenice. Na zdravom ispitaniku su rađene dve vrste merenja: aktivno i pasivno. Pri aktivnom merenju, ispitanik je sam pomerao nogu iz visećeg, opuštenog položaja noge ($\varphi \approx 0$), do potpune ekstenzije tj. opružanja noge ($\varphi \approx \pi/2$), nakon čega je nogu vraćao u početni položaj. Ispitanik je ponavljao ovo 10 puta. Na unutrašnjoj slici 3.3. se vidi početni, a na spoljašnjoj slici 3.3. krajnji položaj noge. U okviru pasivnog merenja na ispitaniku je rađen *pendulum test* na način opisan u poglavlju *Kvantifikacija spasticiteta na osnovu pendulum testa*. Ispitanik koji je imao povredu kičmene moždine je radio samo pasivno merenje, pošto aktivni pokreti nisu bili mogući.

3.3.1. Obrada slike i signala

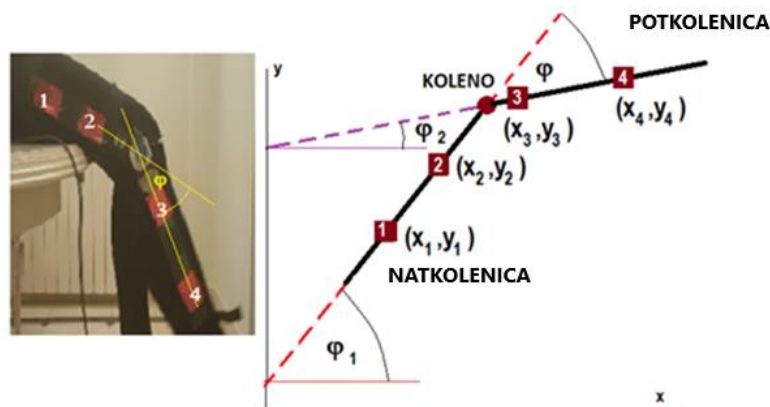
Obrada signala je rađena u softverskom paketu MATLAB (Mathworks, Natick, USA). Iz učitano video zapisa su ekstrahovani frejmovi a potom je ista vrsta obrade primenjena na svaki od frejmova. Slika je iz RGB formata konvertovana u sliku u nivoima sivog, da bi iz nje bila korišćena samo R komponenta za dalju obradu. Zarad lakše analize, posmatrana je razlika R komponente i slike u nivoima sivog. Na osnovu histograma date slike, prikazanog na slici 3.4., određen je nivo praga za dalju obradu slike koji iznosi $prag = 30$.



Slika 3. 4. Histogram slike koja se obrađuje. Preuzeto i modifikovano iz [26].

U obradi su primenjene različite morfološke operacije. Prvo je na sliku primenjena operacija koja popunjava sve piksele belom bojom, ukoliko su svi njihovi susedi beli pikseli. Zatim su odstranjeni svi usamljeni beli pikseli. Potom su svi pikseli koji su imali bar 5 suseda sa vrednošću 1, postavljeni na 1 ako su pre bili 0. Od morfoloških operacija korišćena je dilatacija, segmentom veličine 15×22 i erozija segmentom veličine 17×17 piksela.

Nakon morfoloških operacija, određeni su centriodi. Potom je bilo potrebno odrediti koji centriodi pripadaju butnom delu, a koji potkolenom. Ovo je urađeno tako što su sortirani centriodi po y osi, prve dve manje vrednosti po y osi predstavljaju deo koji je bio postavljen na butini, dok druga dva centrioda sa većim vrednostima na y osi jesu markeri postavljeni na potkolenici. Ovi markeri formiraju dve prave koje se seku u kolenu, što je prikazano na slici 3.5. Radi dobijanja ugla između pravih računati su njihovi koeficijenti $k1$ i $k2$ dati formulama (3.1) i (3.2) respektivno. Ugao između detektovanih pravih je računat pomoću formule iz analitičke geometrije jednačinom (3.3).



Slika 3. 5. Skica markera i uglova pomoću kojih je računat ugao u kolenu. Preuzeto i modifikovano iz [26].

$$k_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (3.1)$$

$$k_2 = \frac{y_4 - y_3}{x_4 - x_3} \quad (3.2)$$

$$\phi = \arctg\left(\frac{k_2 - k_1}{1 + k_2 * k_1}\right) \quad (3.3)$$

Nakon što je izračunat ugao pomoću jednačine (3.3), taj rezultat je poređen sa uglom snimljenim ugaonim enkoderom. Da bi to bilo moguće, signal sa enkodera je resemplovan na 30 odb/s, a primenjen je *moving-average* filter koji koristi 20 odbiraka. Signali su sinhronizovani heuristički. Ugaona brzina u zglobu kolena je dobijena diferenciranjem izračunatog ugla.

Na slici 3.6. je prikazan jedan primer izdvojenog frejma iz snimljenog *pendulum testa* zdravog ispitanika. Slika 3.7. prikazuje isključivo R komponentu istog frejma koja će se kasnije algoritmom obrađivati.

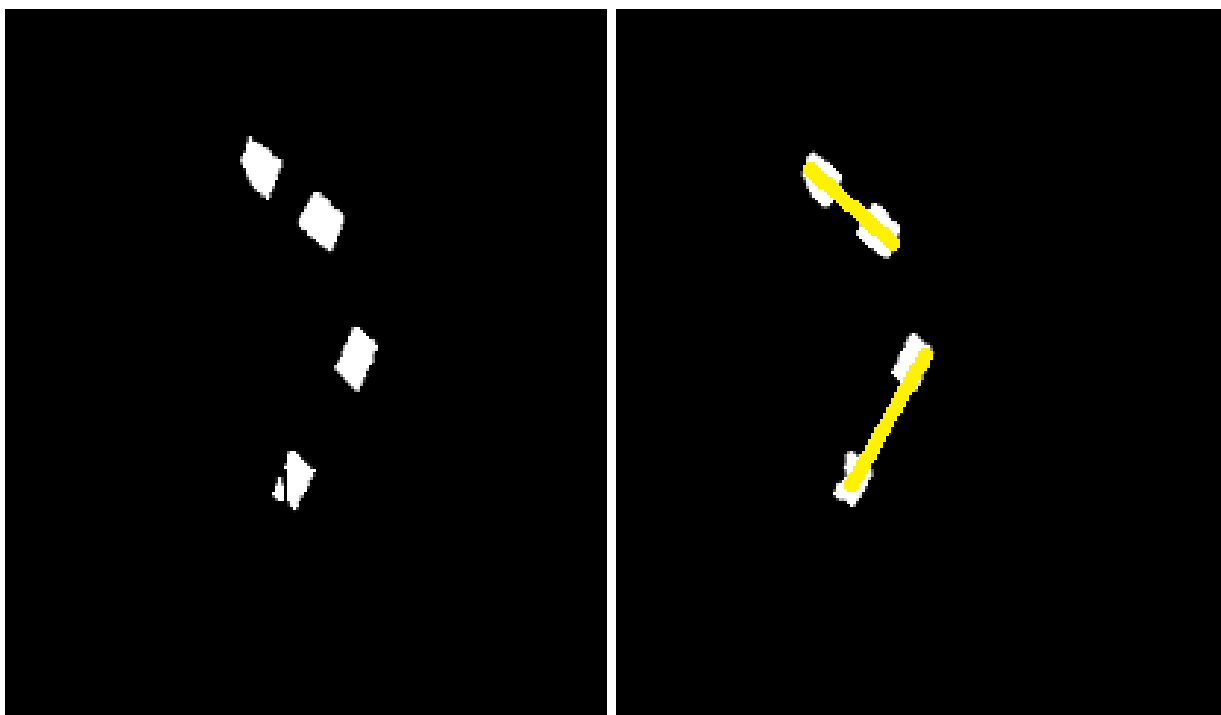


Slika 3. 6. Primer frejma koji se obrađuje u RGB domenu. Preuzeto i modifikovano iz [27].



Slika 3. 7. R komponenta frejma sa slike 3.6. Preuzeto i modifikovano iz [27].

Na slici 3.8. je prikazan rezultat nakon primenjenog praga (panel levo) i nakon primenjenih morfoloških operacija (panel desno).

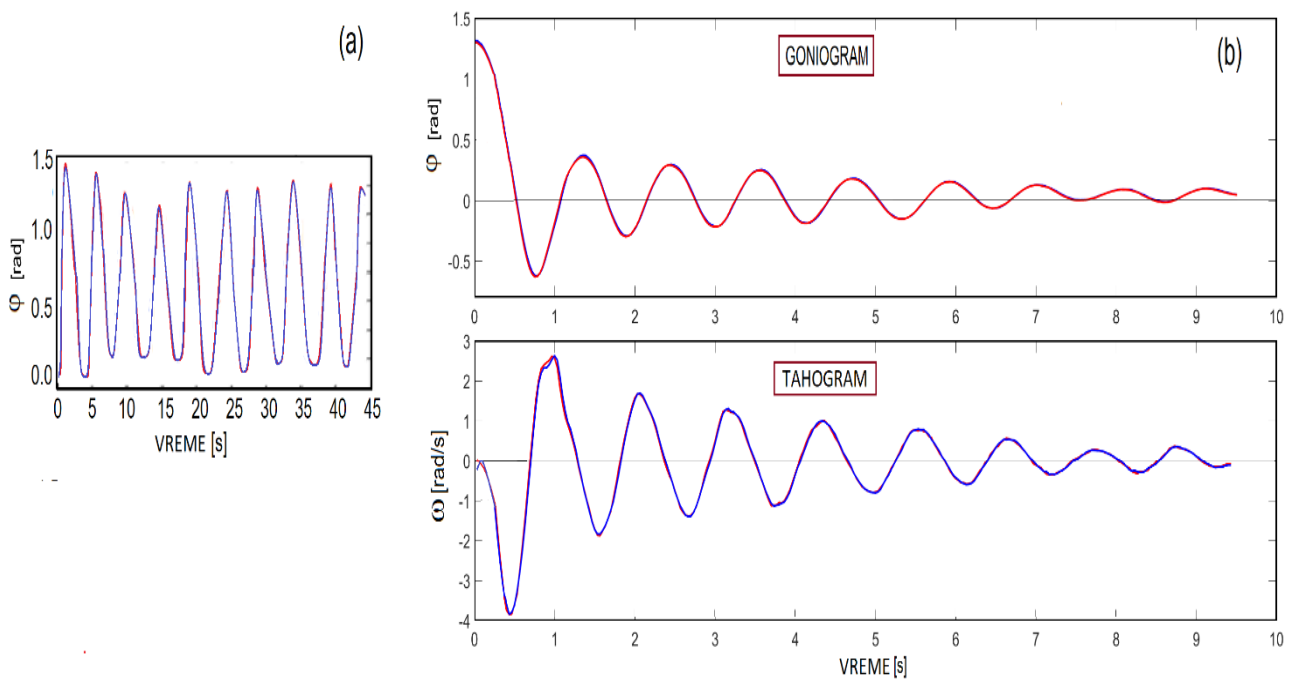


Slika 3. 8. Na levom panelu je prikazan frejm nakon primenjenog praga. Desni panel predstavlja rezultat obrade slike nakon primene morfoloških operacija i spojenih detektovanih centroida. Preuzeto i modifikovano iz [27].

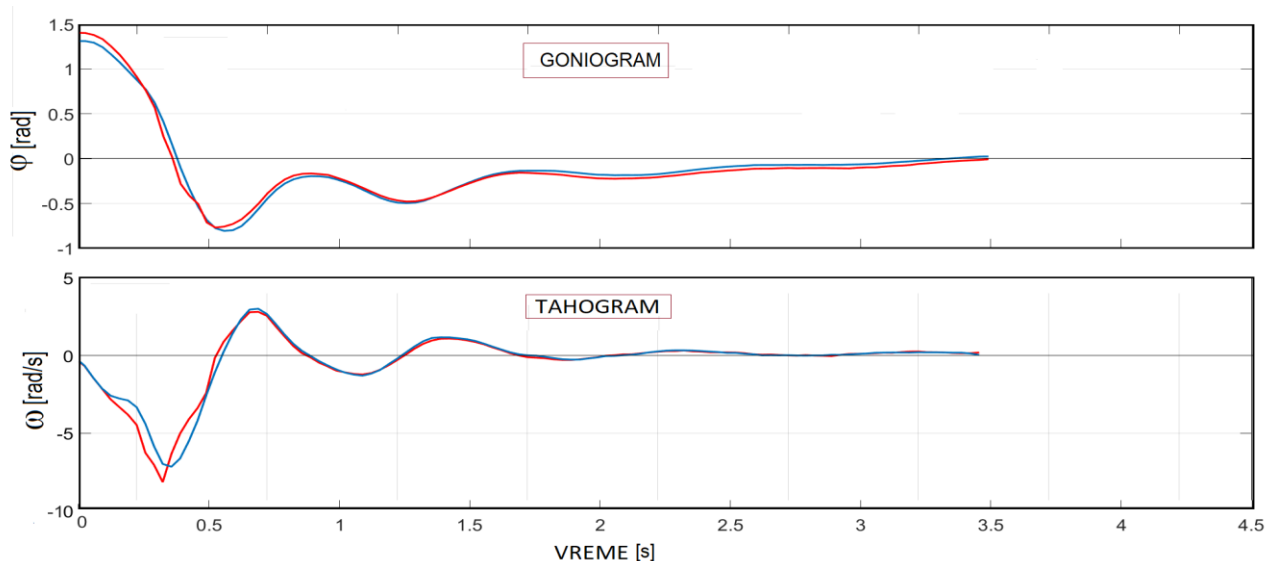
Slika 3.9. predstavlja originalnu sliku sa nacrtanim detektovanim centroidima, dobijenim pomoću primenjenog algoritma.



Slika 3. 9. Finalni izgled obrađenog frejma sa detektovanim centroidima. Preuzeto i modifikovano iz [27].



Slika 3. 10. Superponirani izgled signala snimljenih sa sistemom sa kamerama i inercijalnim senzorima. Na panelu (a) je prikazan izgled 10 puta ponovljene voljne ekstenzije i fleksije potkolena u odnosu na natkoleno, a na panelu (b) goniogram i tahogram u *pendulum testu*. Preuzeto i modifikovano iz [26].



Slika 3. 11. Goniogram i tahogram za ispitanika 2. Crvenom bojom je obeležen signal sa kamere, a plavom signal sa inercijalnih senzora. Preuzeto i modifikovano iz [26].

Slike 3.10. i 3.11. predstavljaju finalni izlaz algoritma u vidu dobijenih tahograma i goniograma. Na njima je prikazan rezultat za zdravog ispitanika u obliku 10 puta ponovljene maksimalne ekstenzije noge i *pendulum testa* na slici 3.10., dok slika 3.11. prikazuje rezultat *pendulum testa* za ispitanika sa povredom kičmene moždine. Na obe slike je crvenom bojom obeležen signal snimljen kamerom, dok je plavom obeležen signal snimljen inercijalnim sensorima.

U različitim radovima su već validirane metode koje pomoću obrade slike i kamere uspešno rešavaju geometrijske probleme vezane za koleno [52], [53]. Pokazano je da je odgovarajuća vrednost praga zajedno sa adekvatnim morfološkim operacijama najznačajnija za tačnu procenu ugla u kolenu. Takođe na slici 3.12. je dat primer gde je pokazano da bez odgovarajućih morfoloških operacija detekcija ugla nije moguća. Primena odgovarajućih morfoloških operacija je esencijalna i bez njih nije moguće adekvatno detektovati markere.

Primeri slika od 3.6.- 3.9. predstavljaju postupak kako detektovati markere na pravilan način. Pri obradi slike 3.6. nema pogrešno detektovanih markera, zahvaljujući adekvatnoj pozadini. Zaključeno je da je dobra pozadina esencijalna za uspešnu detekciju markera. Bolničko okruženje je često puno belih predmeta koji neretko sijaju i takva vrsta pozadine nije pogodna za ovaj algoritam. Preporuka je da se ovaj algoritam koristi sa površinom pozadine koja ne sadrži objekte koji reflektuju svetlost. Takođe, pošto se algoritam zasniva na detektovanoj R komponenti, bitno je da u pozadini nema crvenih objekata i tonova. Na slici 3.12. je prikazana pogrešna detekcija markera u trenutku kad je ruka ispitivača ušla u kadar i algoritam je detektovao R komponentu na ruci ispitivača. To je primer loše pozadine kad algoritam ne uspeva da adekvatno detektuje markere.



Slika 3. 12. Primer pogrešno detektovanih markera. Preuzeto i modifikovano iz [25].

Sistem je jednostavan za korišćenje i primenljiv u kliničkom okruženju. Prednost ovog sistema u odnosu na standardno korišćeni sistem sa inercijalnim sensorima je u većem komforu za pacijente i bržem postavljanju. Procesiranje nije vidljivo doktoru, već samo finalni rezultat. Sistem je brz i u budućnosti bi se aplikacija mogla prilagoditi tako da bude moguće korišćenje na telefonu. Takođe, budući sistemi mogu koristiti reflektivne markere da bi se minimizirala greška koju unosi svetla pozadina.

4. *Pendulum test* (PT) skor kao nova mera spasticiteta²

4.1. Uvod

Povrede ili bolesti kičmene moždine mogu dovesti do invaliditeta jer smanjuju protok nervnih signala između viših centara centralnog nervnog sistema i perifernih senzornih i motoričkih sistema. Ukratko, ozleda kičmene moždine (eng. *spinal cord injury* - SCI) rezultuje sledećim posledicama: paralizovani mišići namenjeni za motoričku funkciju se ne koriste, opseg pokreta zglobova je smanjen zbog nedostatka ravnoteže između sinergističkih mišića, mišići koji se koriste za kompenzaciju gravitacije su atrofirani, neki mišići gube svoja kontraktilna svojstva i spinalni refleksi su modifikovani što dovodi do povećane rigidnosti i poboljšanog odgovora na istežanje.

Mišići koji izgube inervaciju podležu brzom propadanju [54], što se za povredu kičmene moždine pripisuje neaktivnosti mišića nakon gubitka eferentnih nervnih signala iz segmenta mozga i kičmene moždine do motoneurona [55]. Neuromuskularna aktivnost je smanjena nakon lezija kičmene moždine, ali varira u zavisnosti od nivoa spastičnosti [56, 57]. Količina atrofije varira kod ljudi i životinja nakon lezija kičmene moždine, ali nije u korelaciji sa padom neuromišićne aktivnosti [57-62]. Dosadašnje studije sugerišu da se veći deo atrofije paralizovanih mišića treba pripisati istovremenim promenama u dužini mišića i promene u opterećenju mišića, a ne opadanju neuromišićne aktivnosti [56, 63]. Sprečavanje denervacije i atrofije mišića zavisi od kapaciteta preživelih motoneurona da izniknu i reinerviraju mišićna vlakna. Posledično, mišićna vlakna mogu preživeti i kontrahovati se kao odgovor na veštački izazvanu aktivaciju, odnosno električnu stimulaciju neuro-mišićnih struktura.

Atrofija je izraženija u mišićima koji obuhvataju jedan zglob [63, 64]. Ovi mišići su prvenstveno odgovorni za održavanje držanja i nošenje težine [65]. Na primer, soleus m. koji se koristi za kontrolu položaja podleže značajnoj atrofiji, dok tibialis anterior m, koji se ne kontrahuje protiv otpora, pokazuje vrlo malu atrofiju [56, 62]. Medijalni gastrocnemius m., koji prelazi preko kolena i skočnog zgloba, manje je podložan atrofiji nego soleus m. Paralizovani mišići koji ne nose težinu pokazuju malu atrofiju [64]. Nasuprot tome, kvadriceps femoris m. koji drži telo dok stoji pokazuje značajnu atrofiju nakon povreda kičmene moždine [65]. Sličan obrazac atrofije mišića ekstremiteta pronađen je [66] u nestandardnim uslovima (let u svemir, imobilizacija zgloba, skraćivanje kontrakcija koje nije otporno normalnom opterećenju). Ovi nalazi takođe sugerišu da su promene u opterećenju ili dužini paralizovanih mišića nakon lezija kičmene moždine odgovorne za atrofiju. Međutim, gubitak

² Adaptirano iz rada: Popović-Maneski, L., Aleksić, A., Metani, A., Bergeron, V., Čobeljić, R., Popović, D. B. (2017). Assessment of spasticity by a pendulum test in SCI patients who exercise FES cycling or receive only conventional therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(1), 181-187.

motoneurona nekoliko segmenata ispod lezije kičmene moždine takođe može uzrokovati atrofiju mišića [67].

Trenutni klinički nalazi sugerišu da kod većine ispitanika s povredom kičmene moždine aktivnost koja uključuje paralizovane mišiće (pasivno i aktivno vežbanje, električna stimulacija, vibracije, potpomognuto stajanje i hodaње pomoću robotskog sistema) doprinosi oporavku funkcije, minimiziranju gubitka mišića i prevenciji kontraktura [68 - 72]. Vežba koja postaje vrlo popularna je okretanje pedala uz električnu stimulaciju na stacionarnom sobnom biciklu ili prilagođenom ležećem triciklu za putovanje na posao [71].

Jedan od patoloških odgovora nakon povrede kičmene moždine je automatsko povećanje tonusa zahvaćenih mišića i povećana osetljivost na istezanje. Time dolazimo do pojave spasticiteta. Povezano patološko motoričko ponašanje (otpor) uključuje povećanje pasivne ukočenosti tetiva i mišića, zajedno s povećanjem ukočenosti mišića koji se kontrahuje i povećanjem krutosti zbog refleksa istezanja. Da bi se proučio značaj različitih komponenti, kratko pasivno istezanje se može primeniti na mišić od interesa tokom različitih aktivnosti. Izmerene sile, kinematika i promene električne aktivnosti mišića daju informacije koje su od interesa za rehabilitacijsku terapiju [73].

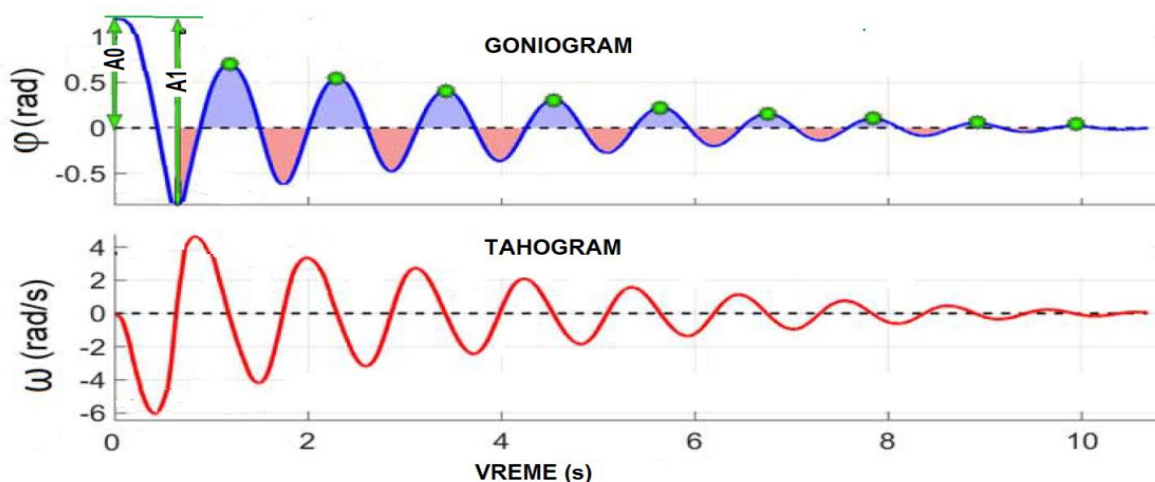
U ovoj studiji posmatrana je razlika u spastičnosti nogu između pojedinaca sa povredom kičmene moždine koji praktikuju vožnju biciklom uz pomoć FES i osoba sa povredom kičmene moždine koji primaju samo konvencionalnu terapiju. Retrospektivna studija je uključila tri male grupe: FES grupa (F) - tri pacijenta sa SCI koji redovno vežbaju na stacionarnom FES biciklu, kontrolna grupa (C) - šest pacijenata sa SCI koji su primali samo konvencionalnu terapiju i zdrava grupa (H) - šest zdrave osobe. Korišćena je Ašvortovu skala i *pendulum test* za procenu spasticiteta u nogama pacijenata. Upoređeni su rezultati između *pendulum testa* i modifikovane Ašvortove skale, i ispitana je hipoteza da je spastičnost izraženija u grupi C u odnosu na grupu F.

U cilju pojednostavljenja dijagnostike razmatrana je mogućnost uvođenja nove mere koja uzima u obzir parametre koji su definisani goniogramom i tahogramom *pendulum testa*. Bajd i Vodovnik [14] su definisali niz parametara koji karakterišu *pendulum test*, ali nisu uveli jedinstvenu meru koja je korelisana sa Ašvort ili modifikovanom Ašvort skalom.

Prelaže se nova meru spasticiteta, tzv. *pendulum test* (PT) skor koji se se izračunava na osnovu parametara koji ukazuju na razne kinematičke pojave u toku *pendulum testa* i iskazuje globalni uticaj spasticiteta na kretanje.

$$PT_i = \left| \frac{(\hat{R}_{2n_i} - \hat{R}_{2n_H})}{7 * \hat{R}_{2n_H}} \right| + \left| \frac{(\hat{N}_i - \hat{N}_H)}{7 * \hat{N}_H} \right| + \left| \frac{(\hat{\varphi}_i - \hat{\varphi}_H)}{7 * \hat{\varphi}_H} \right| + \left| \frac{(\hat{\omega}_{max_i} - \hat{\omega}_{max_H})}{7 * \hat{\omega}_{max_H}} \right| + \left| \frac{(\hat{\omega}_{min_i} - \hat{\omega}_{min_H})}{7 * \hat{\omega}_{min_H}} \right| + \left| \frac{(\hat{f}_i - \hat{f}_H)}{7 * \hat{f}_H} \right| + \left| \frac{\left(\left| \frac{P^+ - P^-}{P_{total}} \right|_i - \left| \frac{P^+ - P^-}{P_{total}} \right|_H \right)}{7 * 100} \right|, \quad (4.1)$$

U jednačini 4.1, indeks i označava subjekta za kojeg se određuje PT skor, a H se odnosi na zdrave ispitanike. Oznaka $\hat{}$ se koristi za srednju vrednost za posmatranu grupu ispitanika. Da bi se normalizovao PT skor, svaki član je podeljen sa ukupnim brojem parametara korišćenih u jednačini (sedam) i srednjom vrednošću datog parametra za zdravu grupu. Na slici 4.1 su naznačene plavom bojom površine P^+ , a crvenom bojom P^- , dok je P_{total} je ukupna površina između goniograma i vremenske ose, R_{2n} je relaksacioni indeks, N je broj maksimuma (zelene tačke), ω_{max} i ω_{min} su najveće pozitivne i negativne vrednosti na tahogramu. Konačno, f je učestanost oscilacija.



Slika 4. 1. Goniogram i tahogram zdravog ispitanika sa označenim amplitudama (A_0 , A_1), pozitivnim (plava boja) i negativnim površinama (crvena boja) i maksimumima goniograma (zelene tačke). Preuzeto i modifikovano iz [23].

U studiji su računati parametri iz rada [2], R_{2n} - relaksacioni indeks, N - broj oscilacija, φ_{max} , ω_{max} - maksimalna ugaona brzina, ω_{min} - minimalna ugaona brzina. Uvedene su dve nove mere, frekvencija oscilacija - f i apsolutna razlika između pozitivnih i negativnih površina koje se nalaze između goniograma i neutralne linije, počevši od prvog minimuma - $|P^+ - P^-|$. Apsolutna razlika između pozitivnih i negativnih površina podeljena sa totalnom površinom koja se sastoji od zbira ovih površina govori o jačini spasticiteta.

U daljem tekstu je pokazana korelisanost PT skora sa Ašvort skalom. Posmatrane su različite grupe pacijenata i zdrave ispitanike. Odluka da se uradi ova studiju je nastala na osnovu poznate činjenice da mišići koji nisu inervisani vrlo brzo propadaju [54]. Pokazano je da je mišićna aktivnost smanjena nakon povrede kičmene moždine, ali da varira u zavisnosti od nivoa spasticiteta [56], [57].

4.2. Metod i materijal

4.2.1. Ispitanici

Tri grupe ispitanika su učestvovala u ovoj studiji. Prva grupa je predstavljala grupu koja redovno vežba na sobnom trenažnom biciklu uz pomoć FES-a, druga grupa se sastojala iz pacijenata koji su primali isključivo konvencionalnu terapiju i treća grupa se sastojala od zdravih ispitanika. Ispitanici koji redovno vežbaju su pokazali značajne razlike u ponašanju u odnosu na ispitanike koji nisu vežbali i primali su samo konvencionalnu terapiju što je obezbedilo raznovrsnost i šarenolikost uzorka, kao i bolji uvid u ponašanje spasticiteta sa različitim vrstama terapije. Zdravi ispitanici su služili kao tzv. „zlatni etalon“ za poređenje. Demografski podaci ispitanika iz sve tri grupe su prikazani u tabeli 4.1.

Tabela 4. 1. Demografski podaci za učesnike studije

broj ispitanika	Pol	Godine	Visina (cm)	Masa (kg)	Nivo povrede	Ašvort (ekstenzija kolena)	Vreme od povrede	Način povrede	Lekovi
Pacijenti koji su primali FES terapiju									
1F	M	54	182	75	C4	0	48	saobraćajna nesreća	bez
2F	M	52	181	72	C6	0	37	saobraćajna nesreća	pumpa
3F	M	37	184	73	C7	0	56	saobraćajna nesreća	bez

Pacijenti koji su primali konvencionalnu terapiju									
1K	M	58	180	80	Th7	3	14	Pad	oralno
2K	M	36	186	85	C5	2	29	skok na glavu	oralno
3K	M	60	176	86	Th7	3	24	Pad	oralno
4K	M	62	185	85	C5	3	120	Pad	oralno
5K	M	28	188	70	C6	2	28	saobraćajna nesreća	oralno
6K	M	40	180	78	Th5	2	267	Skijanje	oralno
Zdravi ispitanici									
1Z	M	56	170	89	/	/	/	/	/
2Z	M	34	174	83	/	/	/	/	/
3Z	F	24	173	71	/	/	/	/	/
4Z	F	32	161	65	/	/	/	/	/
5Z	F	46	172	67	/	/	/	/	/
6Z	M	51	168	73	/	/	/	/	/

Studija je uključila 9 ispitanika sa povredom kičmene moždine i 6 zdravih ispitanika. Uz odobrenje etičkog odbora Klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović", svi ispitanici su dali svoju pismenu saglasnost u kojoj pristaju da učestvuju u studiji. Svi ispitanici su bili punoletni i doktor je prisustvovao tokom svih testova rađenim na osobama sa povredom kičmene moždine. Ispitanici sa povredom kičmene moždine nisu koristili lekove za kontrolu spasticiteta taj dan, osim ispitanika koji su imali ugrađenu baklofensku pumpu. Ispitanici su izabrani da odgovaraju sledećem kriterijumu: imaju dijagnozu ASIA B, povredu iznad Th12, nemaju drugih neuroloških povreda, imaju kontrolisani krvni pritisak i puls i sposobni su da učestvuju u testu. Podela ispitanika je bila u 3 grupe: pacijenti koji su učestvovali u programu sa FES, pacijenti koji su primali konvencionalnu terapiju i zdravi ispitanici.

Grupa F (3 ispitanika) koja je imala FES terapiju je trenirala za trku na specijalnim triciklima čije je kretanje bilo isključivo na račun stimulisanih paralizovanih mišića (Cybathlon, 2016. godine). Treninzi mišića su bili tri puta nedeljno. Trening sesija je zahtevala da ispitanik obrće pedale stacionarnog bicikla RT300 u vremenu od 60 minuta. Da bi pacijenti mogli da obrću pedale FES-om su im stimulisani kvadriceps, hamstrings i gluteusi na obe noge.

Grupa K od 6 ispitanika je primala konvencionalnu terapiju u bolnici ili kod kuće.

Grupa Z (zdravi) od 6 ispitanika su bile osobe kod kojih nije bilo poznatih senzorno-motornih deficita.

Opis instrumentacije, protokola merenja i preprocesiranja su dati u poglavlju *Opis Instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test*, a primenjen je *pendulum* sa ugaonim enkoderom.

4.2.2. Obrada signala

Nakon izvršenog preprocesiranja opisanog kao u poglavlju *Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test*, dužina signala korišćenog za dalju analizu je određena tako da se trajanje signala završava 1 sekundu nakon poslednje oscilacije. Poslednja oscilacija je određena kao oscilacija u kojoj je amplituda opala ispod 3% od razlike između maksimalnog i minimalnog ugla. Srednja vrednost signala ugla je izračunata kao srednja vrednost poslednje sekunde trajanja signala ugla. Ta vrednost je smatrana neutralnom za dati signal i oduzeta je od celog signala da bi signal bio centriran oko nulte vrednosti.

Statistička obrada je rađena u *Excel Xlstat* alatu (dodatak za Microsoft Excel, Pariz). Normalnost podataka u grupama zdravih ispitanika i ispitanika sa konvencionalnom terapijom je rađena pomoću Shapiro-Wilk testa normalnosti. Zbog relativno malog broja ispitanika korišćeni su neparametarski

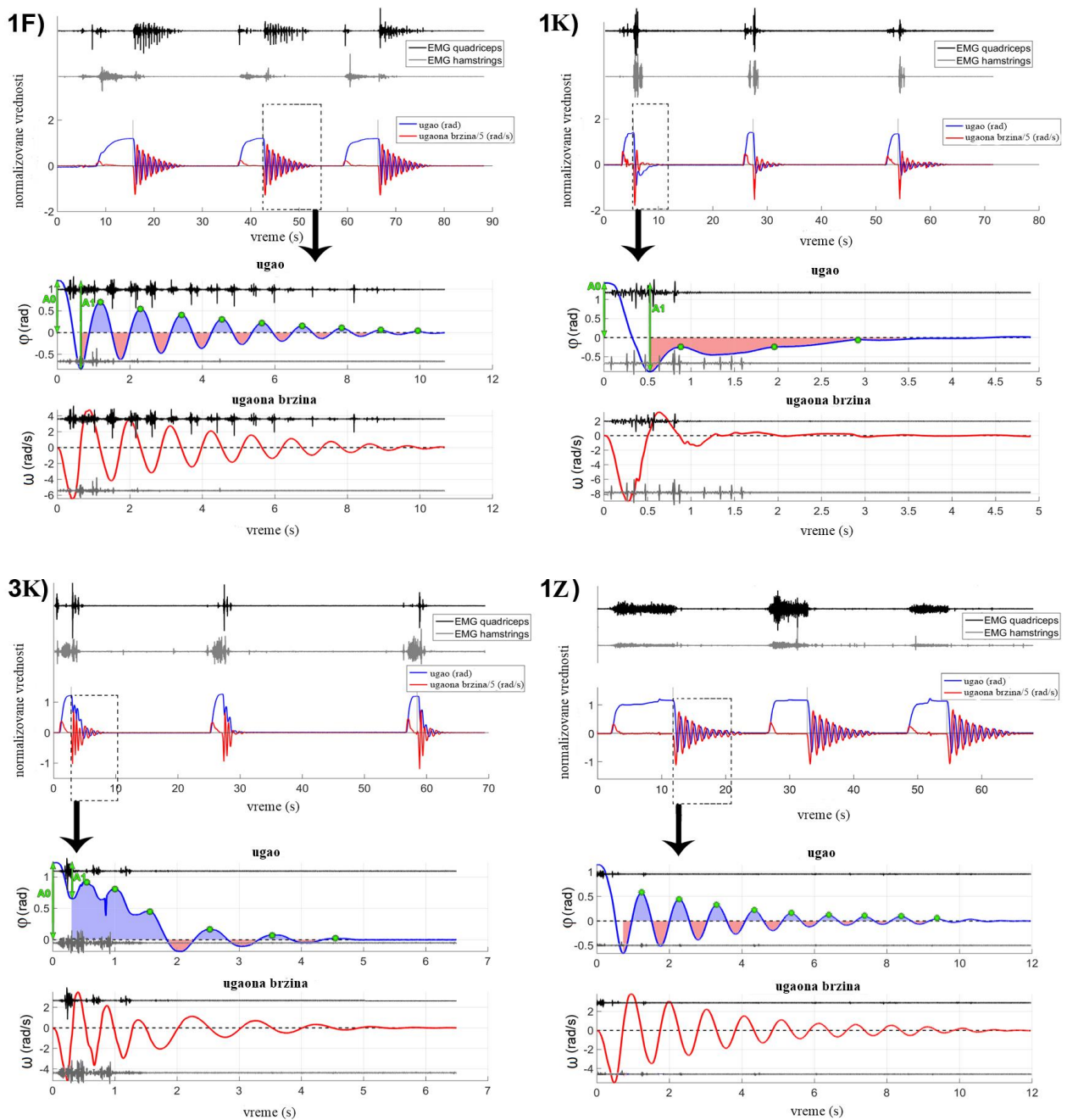
testovi. Za utvrđivanje statistički značajne razlike rezultata među različitim grupama, primenjen je Kruskal-Wallis test za nezavisne odбирke sa nivoom značajnosti $p=0.05$.

4.3. Rezultati i diskusija

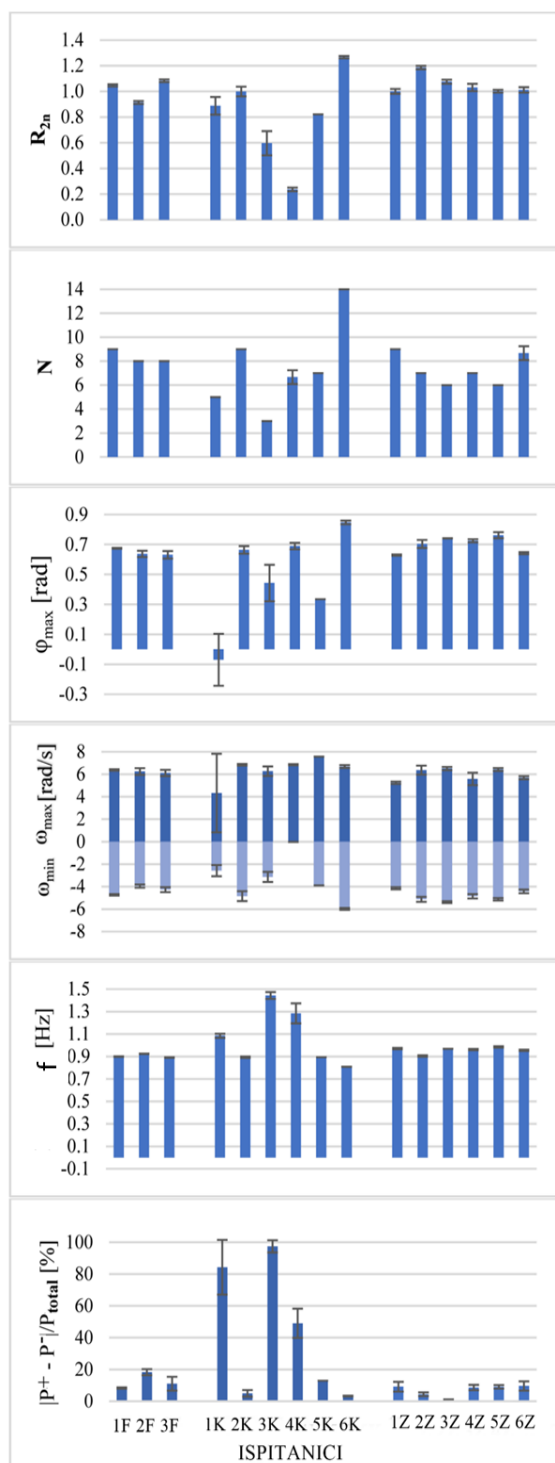
Na slici 4.2. su predstavljeni snimljeni signali za svaku od pojedinačnih grupa. Na gornjem levom panelu je data slika za ispitanika koji je trenirao koristeći FES terapiju. Gornji desni panel i donji levi panel predstavljaju dva različita ispitanika koji su primali konvencionalnu terapiju. Donji desni panel je signal zdravog ispitanika. Svaki od datih panela, sadrži signal EMG-a snimljen na hamstringsu i kvadricepsu. Ispod njih se nalaze snimci ugla i ugaonog ubrzanja, ali na manjoj vremenskoj skali, da bi se signal detaljnije video. Vidljivo je da signal ugla osciluje oko nulte vrednosti, što u ovom slučaju predstavlja relaksirano stanje noge.

Pozitivne i negativne površine ugla su označene plavom i crvenom bojom. Sa slike je vidljivo da su pozitivne i negativne površine zdravih ispitanika i ispitanika koji su bili pod FES terapijom vrlo simetrične. Sa druge strane, pacijenti koji su primali konvencionalnu terapiju nemaju simetrične grafike signala ugla. Vidljivo je dominantna jedna površina, pozitivna ili negativna. Na gornjem desnom panelu je vidljiv primer fleksionog spasticiteta, gde se noga naglo spušta (signal ugla ide ispod 0 rad) i nakon toga se polako povlači i vraća ka ravnotežnom položaju. Na levom donjem panelu je dat primer ekstenzionog spasticiteta pacijenta koji je primao konvencionalnu terapiju. U tom slučaju, nakon što doktor otpusti nogu, ekstenzioni mišići i njihov spasticitet ne daju nozi da padne, i ona se polako spušta ka 0 rad.

Ono što takođe treba primetiti na slici 4.2. jeste da su EMG signali bili vrlo različitih oblika za ispitanike koji su primali konvencionalnu terapiju i FES terapijsku grupu. Pacijenti koji su primali FES terapiju imaju duže trajanje EMG signala i na hamstringsu i na kvadricepsu. U grupi koja je primala konvencionalnu terapiju vidi se samo kratak EMG signal neposredno nakon početka *pendulum testa*. EMG signal konvencionalne grupe traje uglavnom samo prve dve do tri oscilacije, dok je kod FES grupe prisutan tokom izvođenja celog pokreta.

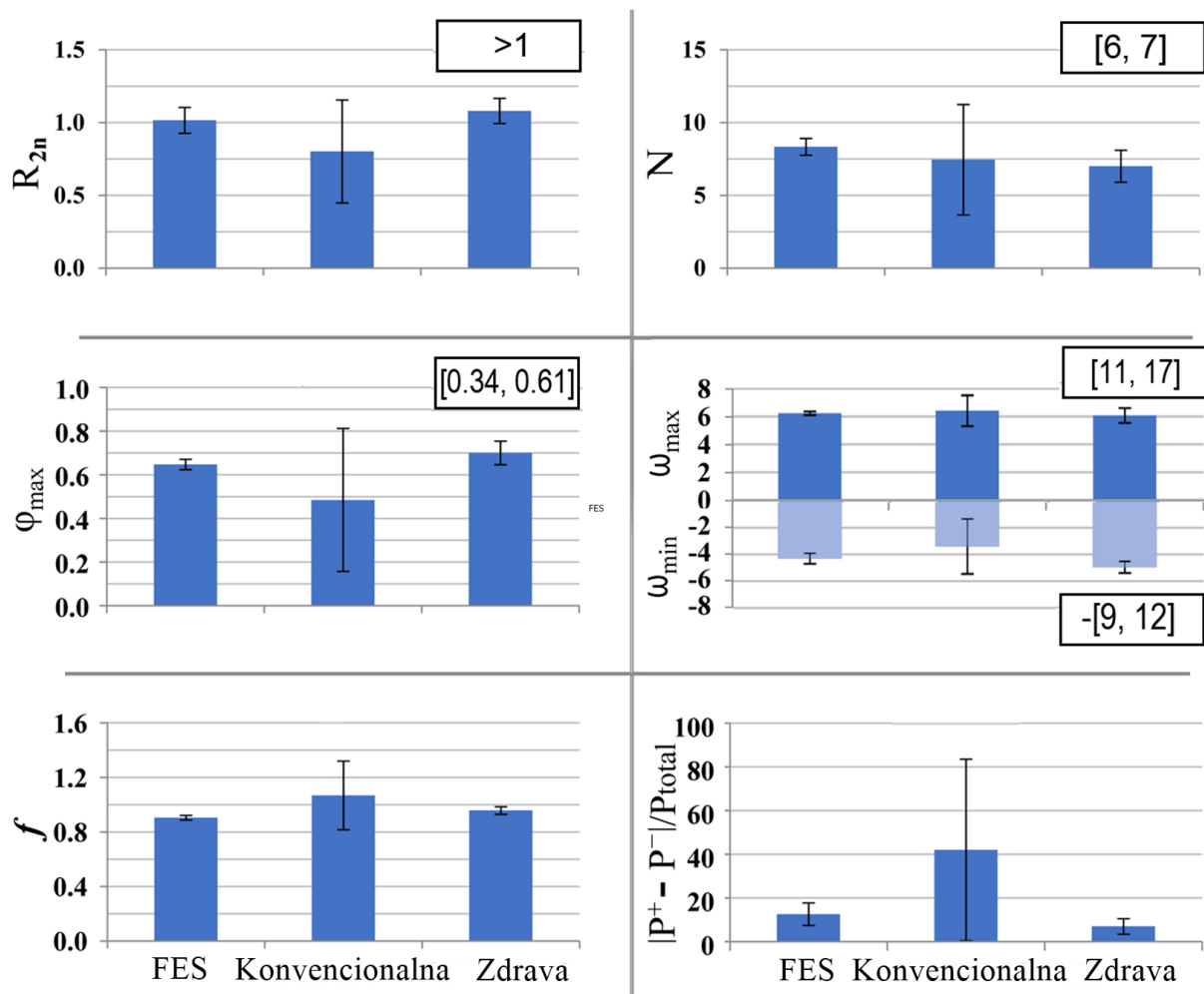


Slika 4. 2. Na slici su dati EMG signali, ugaone brzine i ugao za četiri različita ispitanika. Na slici 1F je prikaz pacijenta koji je primao FES terapiju, na slikama 1K i 3K pacijenti koji primaju konvencionalnu terapiju, dok je na slici 1Z zdrav ispitanik. Preuzeto i modificirano iz [23].



Slika 4. 3. Izmereni i izračunati parametri iz jednačine 4.1 za svakog ispitanika iz studije. Preuzeto i modifikovano iz [23].

Na slici 4.3. je dat grafički prikaz svih merenih parametara u studiji, za svakog ispitanika. Dobijene su određene razlike za parametre zdrave grupe u odnosu na rad [14]. Broj oscilacija kod zdravih osoba varira između 6 i 8, što je malo više nego što je dobijeno u studiji [14]. Razlog tome mogu biti manje striktni uslovi snimanja ugla u kolenu nego u studiji [14]. Primetna je razlika u maksimalnim ugaonim brzinama u odnosu na studiju [14]. Izmerene maksimalne brzine za zdrave ispitanike u našoj studiji iznose 5-6 rad/s.



Slika 4. 4. Bar grafovi za svaku od pojedinačnih grupa. U crnim pravougaonicima su date očekivane vrednosti iz [14]. Preuzeto i modifikovano iz [23].

Kada posmatramo srednju vrednost broja oscilacija, maksimalnog ugla i ugaone brzine, primećuje se veliko standardno odstupanje grupe koja je primala konvencionalnu terapiju. Sa druge strane, ovi isti parametri FES i zdrave grupe imaju mnogo manju standardnu devijaciju u odnosu na srednju vrednost. Ove standardne devijacije su rezultat različitih vrsta spasticiteta: fleksionog i ekstenzionog. Srednja vrednost grupe koja je primala konvencionalnu terapiju je u opsegu zdravih vrednosti, međutim vrednosti standardnog odstupanja su čak veća 2 do 3 puta veće od standardnih devijacija u zdravoj i FES grupi. U tabeli 4.2 su rezultati PT skora i Ašvort skale za svakog ispitanika pojedinačno, a u tabeli 4.3 su date srednje vrednosti i standardna odstupanja svih izmerenih parametara, a ove vrednosti su grafički prikazane na slici 4.3. za svaku od postojećih grupa. Podaci iz konvencionalne i zdrave grupe odgovaraju normalnoj raspodeli, dok podaci FES grupe nisu testirani na normalnost zbog malog broja odbiraka.

Tabela 4. 2. Uporedni prikaz Ašvort skale i PT skora

broj ispitanika	Ašvort (ekstenzija kolena)	PT skor
1F	0	0.81
2F	0	0.74
3F	0	0.87
1K	3	4.57
2K	2	0.84
3K	3	4.59
4K	3	4.09
5K	2	1.95
6K	2	2.83
1Z	/	0.81
2Z	/	0.74
4Z	/	0.47
5Z	/	0.38
6H	/	0.93

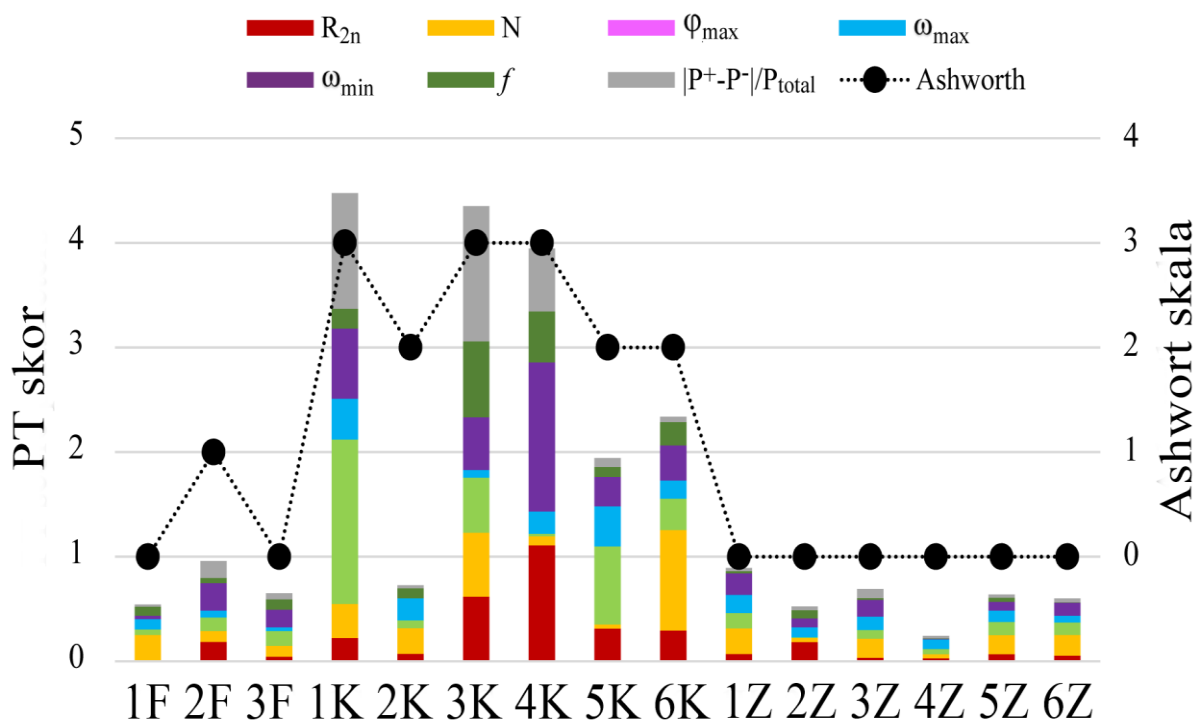
U tabeli 4.2 su date i vrednosti PT skora svake od grupa. Vrednost PT skora za zdrave osobe je manja od 1. Statistika za svaku od grupa je data na slici 4.3. gde se vidi da statistički rezultati za FES i zdravu grupu izgledaju vrlo slično, dok grupa koja je primala konvencionalnu terapiju se vrlo razlikuje. Vrednost PT skora grupe koja je primala konvencionalnu terapiju je znatno viša u odnosu na ostale grupe.

Korelacija između vrednosti PT skora i Ašvort skale za ispitanike ove studije je vrlo visoka: 0.88. Na slici 4.4. je dat vizuelni prikaz poređenja Ašvort skale i PT skora za svakog ispitanika.

Korelisanost PT skora sa Ašvort skalom je data na slici 4.5. Vizuelno je vidljivo sa slike da su ta dva parametra uporediva. Takođe, vidljiv je odgovor zašto su vrednosti PT skora konvencionalne grupe najveće. Ovi pacijenti su procenjeni i po Ašvort skali kao najspastičniji, stoga njihovi parametri pokazuju najveća standardna odstupanja i najviše vrednosti. Visoka korelisanost PT skora i Ašvort skale je primetna u sve tri grupe, ali njihova priroda i jačina spasticiteta su drugačije, stoga i imaju različite vrednosti.

Tabela 4. 3. Srednja vrednost i standardna devijacija parametara merenih u studiji

Grupa		R_{2n}	N	φ_{max} [rad]	$\omega_{max} / \omega_{min}$ [rad/s]	f [Hz]	$ P^+ - P^- /P_{total}$ [%]	PT skor
F	Srednja vrednost	1.01	8.33	0.65	6.24 - 4.32	0.90	12.54	0.68
	Standardna devijacija	0.09	0.58	0.02	0.13 - 0.39	0.02	5.15	0.18
K	Srednja vrednost	0.80	7.44	0.48	6.42 - 3.40	1.07	41.97	3.14
	Standardna devijacija	0.35	3.79	0.33	1.11 - 2.06	0.25	41.53	1.57
Z	Srednja vrednost	1.05	7.28	0.70	5.96 - 4.84	0.96	6.94	0.70
	Standardna devijacija	0.07	1.29	0.05	0.53 - 0.47	0.03	3.55	0.22



Slika 4. 5. Prikaz doprinosa svakog od pojedinačnih parametara u PT skoru za sve ispitanike. Dat je i uporedni prikaz Ašwort (Ashwort) skale zbog vizuelnog poređenja. Preuzeto i modifikovano iz [23].

4.4. Zaključak

Funkcionalna električna stimulacija je trenutno jedini mogući način za aktivaciju paralizovanih mišića [57]. Ova vrsta stimulacije i vežbe, pacijentima pruža komforan i jednostavan način da im se mišići aktiviraju. Vožnja bicikla pomoću FES-a, omogućava kontrolisan pokret koji se ponavlja, a prezentovani rezultati pokazuju da im ova vrsta vežbe pomaže u održavanju niskog nivoa spasticiteta.

Pri izvođenju *pendulum testa*, primećene su velike razlike između zdrave grupe, grupe koja je primala FES terapiju i grupe koja je primala konvencionalnu terapiju. Razlika je primetna u vrednostima relaksacionog indeksa, maksimalnog ugla i ugaone brzine, frekvencije, broja oscilacija i odnosa pozitivnih i negativnih površina ispod goniograma. Najprimetnije su razlike kad se posmatraju standardna odstupanja pojedinačnih parametara grupe, dok su srednje vrednosti bliskije. Što se tiče PT skora, vrednosti grupe koja je primala FES terapiju, kao i grupe koja je primala konvencionalnu terapiju se značajno razlikuju. Isto tako, vrednosti grupe koja je primala konvencionalnu terapiju su značajno različite od vrednosti zdrave grupe. Sa druge strane, vrednosti grupe koja je primala FES terapiju ne pokazuje značajnu razliku u odnosu na vrednosti zdrave grupe. Ipak, treba naglasiti da je postojala velika početna razlika: pacijenti koji su bili aktivni su imali manji nivo spastičnosti i samim tim približnije vrednosti parametara zdravim pacijentima u odnosu na grupu sa konvencionalnom terapijom. PT skor grupe koja je biciklirala je imao manje vrednosti u odnosu na konvencionalnu grupu kao što su imali i manje procene Ašvort skale. Velika korelacija između PT skora i Ašvort skale govori da se PT skor može adekvatno koristiti kao mera za procenu spasticiteta. PT skor je jedinstvena mera izvedena iz dosad poznatih mera spasticiteta. Može da služi kao matematička mera koja ne zavisi od subjektivnosti kliničara kao objektivna mera spasticiteta. On predstavlja unificiranu matematičku meru jačine spasticiteta.

Bilo bi interesantno ponoviti studiju sa većim brojem ispitanika koji vežbaju, što je nažalost u praksi redak slučaj. Sa većim brojem ispitanika koji vežbaju, takođe bi bilo zanimljivo videti da li svi imaju nizak nivo spasticiteta i porediti ih sa pacijentima koji primaju konvencionalnu terapiju, ali isključivo sa istom početnom procenom na Ašvort skali.

5. Procena spasticiteta pri galvanskoj stimulaciji vestibularnog trakta³

5.1. Uvod

Spasticitet je prisutan kod oko 65% pacijenata sa povredom kičmene moždine u trenutku otpuštanja iz bolnice nakon rehabilitacije [74] i povećava se sa vremenom nakon terapije do 85% [75,76]. Oko 35% do 55% pacijenata sa povredom kičmene moždine uzima neke lekove protiv spasticiteta [74,76], a većina pacijenata prijavljuje da im spasticitet negativno utiče na život i na dnevno funkcionisanje [77,38]. Postoje različiti tretmani spasticiteta, ali problem samog lečenja spasticiteta i dalje je prisutan [78]. Galvanska vestibularna stimulacija (GVS) koja se primenjuje na mastoid aktivira aferentna vlakna vestibularnog nerva. Potom se ova aktivacija prenosi do vestibularnog nukleusa i zatim do vestibularnookularnih i vestibulospinalnih izlaznih puteva [79]. Coats i Stoltz 1969. godine [80] su opisali promene u nagibu tela prouzrokovane galvanskom stimulacijom kod zdravih osoba kao i povezanost srednje latence u odgovoru mišića soleusa [81,82]. GVS takođe utiče na tonus posturalnih mišića i uzrokuje hipotoniju sa anodnom i hipertonijom sa katodnom stimulacijom [83]. Kennedy and Inglis [84] su pokazali da GVS može da moduliše H – refleks kod zdravih ispitanika čak i kad se ne koriste posturalno. Takođe u [85] je potvrđena modulacija H refleksa kod zdravih osoba koristeći 10 sukcesivnih kratkih pulseva galvanskom stimulacijom. Neke prethodne studije su pokazale da galvanska stimulacija primenjena na pacijente koji imaju povredu kičmene moždine može da pobudi odgovore srednje latence u mišiću soleusa koga karakterišu produžene latence [86],[87]. U svojoj studiji, Ribarić-Jankes [88], je primetila smanjenje spasticiteta kod 5 od 9 hroničnih pacijenata sa povredom kičmene moždine u vidu jedne do dve ocene na Ašvort skali.

Cilj ove studije je proširenje prehodne istraživanjem o tome da li binauralna galvanska stimulacija menja biomehaničke i kliničke mere spasticiteta kod pacijenata sa povredom kičmene moždine koji imaju klasifikaciju AIS-A [89]. Primena galvanske stimulacije na pacijentima sa kompletnom lezijom je bila podstaknuta prisustvom odgovora mišića erector spinae ispod nivoa lezije kod 2 od 9 AIS-A pacijenata nakon binauralne GVS [60]. Takođe, primećeno je prisustvo miogenih potencijala u soleusu prouzrokovanih vestibularnim stimulusima kod pacijenata sa kompletnom lezijom kičmene moždine [90]. Za razliku od akustične stimulacije, koja aktivira samo mali deo vestibularnog aparata (saccule), galvanska stimulacija pobuđuje ceo vestibularni nerv, odnosno pobuđuje aferentne nerve koji potiču iz polukružnih kanala i kalcifikata u uhu. Modifikacija spastičnosti (hipertonija mišića)

³ Adaptirano iz rada: Cobeljic, R. D., Ribaric-Jankes, K., Aleksic, A., Popovic-Maneski, L. Z., Schwirtlich, L. B., Popovic, D. B. (2018). Does galvanic vestibular stimulation decrease spasticity in clinically complete spinal cord injury?. *International Journal of Rehabilitation Research*, 41(3), 251-257.

nakon GVS-a bi sugerisala moguće postojanje rezidualnih vestibularnih (vestibulospinalnih) uticaja na spinalnu mrežu ispod nivoa klinički potpune SCI.

5.2. Metod i materijal

U studiji opisanoj u ovom poglavlju je cilj primeniti prethodno uvedenu meru spasticiteta PT skor na pacijente sa povredom kičmene moždine, proučiti kako deluje galvanska stimulacija na spasticitet i izmeriti njen uticaj. Postojale su dve vrste stimulacije: realna galvanska stimulacija i lažna galvanska stimulacija (placebo efekat). Lažna galvanska stimulacija je rađena da bi se videlo šta je zapravo efekat galvanske stimulacije, a šta je efekat samo ponovljenog pendulum testa i opuštanja noge. U studiji je učestvovalo 7 ispitanika. Koristeći Modifikovanu Ašvort skalu, procenjen je spasticitet u nogama pre (0–), i posle stimulacije (0+), kao i 5 minuta i 30 minuta nakon stimulacije. Nakon toga, izračunat je PT skor i ove mere su iskorišćene za procenu smanjenja spasticiteta nakon vestibularne galvanske stimulacije.

5.2.1. Ispitanici

U studiji je učestvovalo 7 ispitanika sa povredom kičmene moždine. Svi ispitanici su potpisali pristanak da učestvuju u studiji, uz odobrenje od etičkog odbora Klinike za rehabilitaciju "Dr Miroslav Zotović". Ispitanici su ispunili osnovnih pet kriterijuma:

- 1) imaju kompletnu leziju na cervikalnom ili torokalnem delu kičme iznad pršljena Th12.
- 2) imaju stabilni neurološki i medicinski status
- 3) nemaju autonomnu disrefleksiju
- 4) nemaju nikavih kognitivnih poremećaja
- 5) nemaju medicinsku istoriju poremećaja sluha ili balansa.

Na dan ispitivanja, učesnici studije nisu uzeli lekove. U tabeli 5.1 su dati demografski podaci za sve učesnike studije.

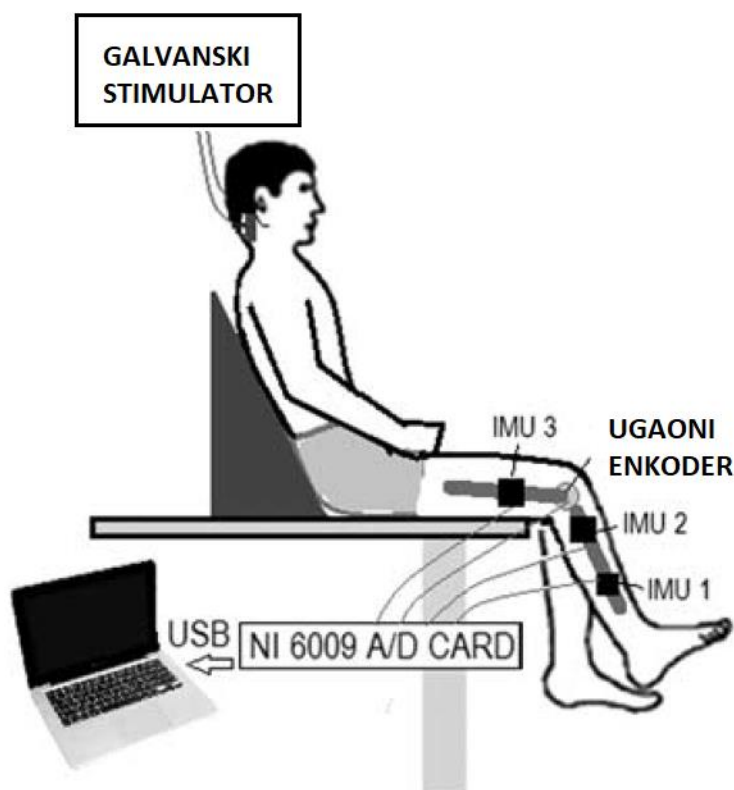
Tabela 5. 1. Demografski podaci za učesnike studije

Ispitanik	Pol	Godine	Nivo lezije	ASIA	Vreme od povrede (meseći)	Uzrok povrede
1	ženski	53	C7	A	48	Bolest
2	ženski	30	Th4	A	11	Bolest
3	muški	58	Th5	A	19	Pad
4	muški	40	Th6	A	33	Skok na glavu
5	ženski	25	C6	A	10	Saobraćajna nesreća
6	muški	50	C6	A	60	Skok na glavu
7	muški	39	Th6	A	6	Saobraćajna nesreća

5.2.2. Oprema

Oprema se sastojala od dva dela: dela koji je služio za snimanje *pendulum testa* i opreme koja je korišćena za galvansku stimulaciju. Oprema za snimanje *pendulum testa* je opisana u poglavlju *Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test*, kao *Potenciometar sa ugaonim enkoderom u osi kolena*. Prikaz ova dva sistema je na slici 5.1.

Za galvansku stimulaciju je korišćen posebno napravljen stimulator, kao i samolepljive BF-2Bio-Flex elektrode za jednokratnu upotrebu (Bio-Medical Instruments, Warren, MI, USA). Veličina elektrode je 3x3 cm. Dve ovakve elektrode su korišćene kao katoda i anoda. Stimulator je omogućio amplitudu u opsegu od 1 do 10 mA i generisao jednofaznu stimulaciju.



Slika 5. 1. Uporedni prikaz opreme za snimanje i opreme za galvansku stimulaciju. Preuzeto i modifikovano iz [24]

5.2.3. Protokol

Pacijent je naslonjen na tvrdi jastuk sa uglom u kuku od 135°. Koleno je bilo oko 5 cm od ivice stola na kom ispitanik sedi da bi bilo moguće kretanje potkolena i *pendulum testa*. Urađene su stvarna i lažna stimulacija, da bi se dobro procenili efekti stimulacije. U oba slučaja, elektrode su bile postavljene iza ušiju i pacijentima je rečeno da će biti stimulacije. Anoda je bila postavljena iza desnog, a katoda iza levog uha.

U protokolu sa galvanskom stimulacijom, ispitivač je ručno birao intenzitet stimulacije na osnovu toga koliko su glava i torzo bili nagnuti u odnosu na neutralnu liniju. Stimulacija je trajala ispod 15

sekundi, a odgovarajući nagib glave je uglavnom postignut strujom od 4 mA. Pri snimanju sa lažnom stimulacijom, elektrode su postavljene iza uha, ali je jačina struje bila 0 mA.

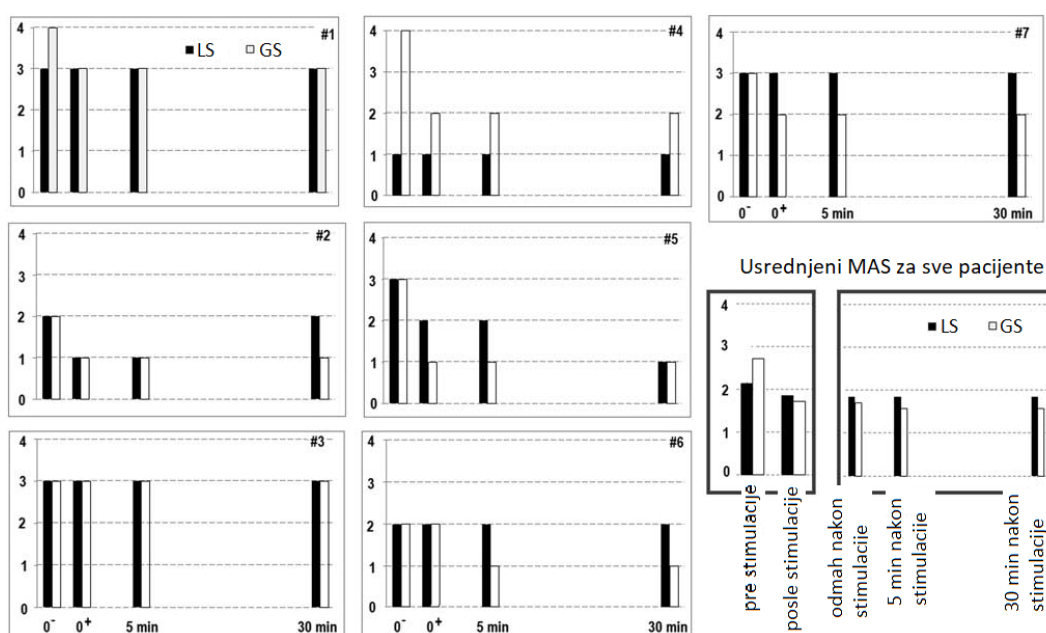
Pendulum test je rađen neposredno pre i posle galvanske stimulacije, kao i u 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Kod ispitanika 1, 2 i 3 je lažna stimulacija rađena u istom danu kad i prava, dva sata pre. Kod ispitanika 4 do 7 je procena prave i lažne stimulacije rađena u različitim danima. Pre *pendulum testa* je procenjen ekstenzioni spasticitet na osnovu MAS skale. *Pendulum test* je pri svakom pojedinačnom snimanju rađen tri puta za redom, sa pauzom od po 15 sekundi.

5.2.4. Obrada signala

Obrada signala je opisana u poglavlju *Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test* pod podnaslovom *Potenciometar sa ugaonim enkoderom u osi kolena*. U studiji su računati parametri R_{2n} - relaksacioni indeks, N - broj oscilacija, φ_{max} , ω_{max} - maksimalna ugaona brzina, ω_{min} - minimalna ugaona brzina, f - frekvencija oscilacija, $|P^+ - P^-|/|P_{total}|$ - relativna razlika između pozitivnih i negativnih površina i PT skor.

5.3. Rezultati

Bar grafovi sa slike 5.2. daju ocenu po MAS skali za snimanja u različitim vremenskim trenucima. Belom bojom su obeleženi grafovi koji su snimani sa pravom galvanskom stimulacijom (GS), a crnom bojom sa lažnom stimulacijom (LS).

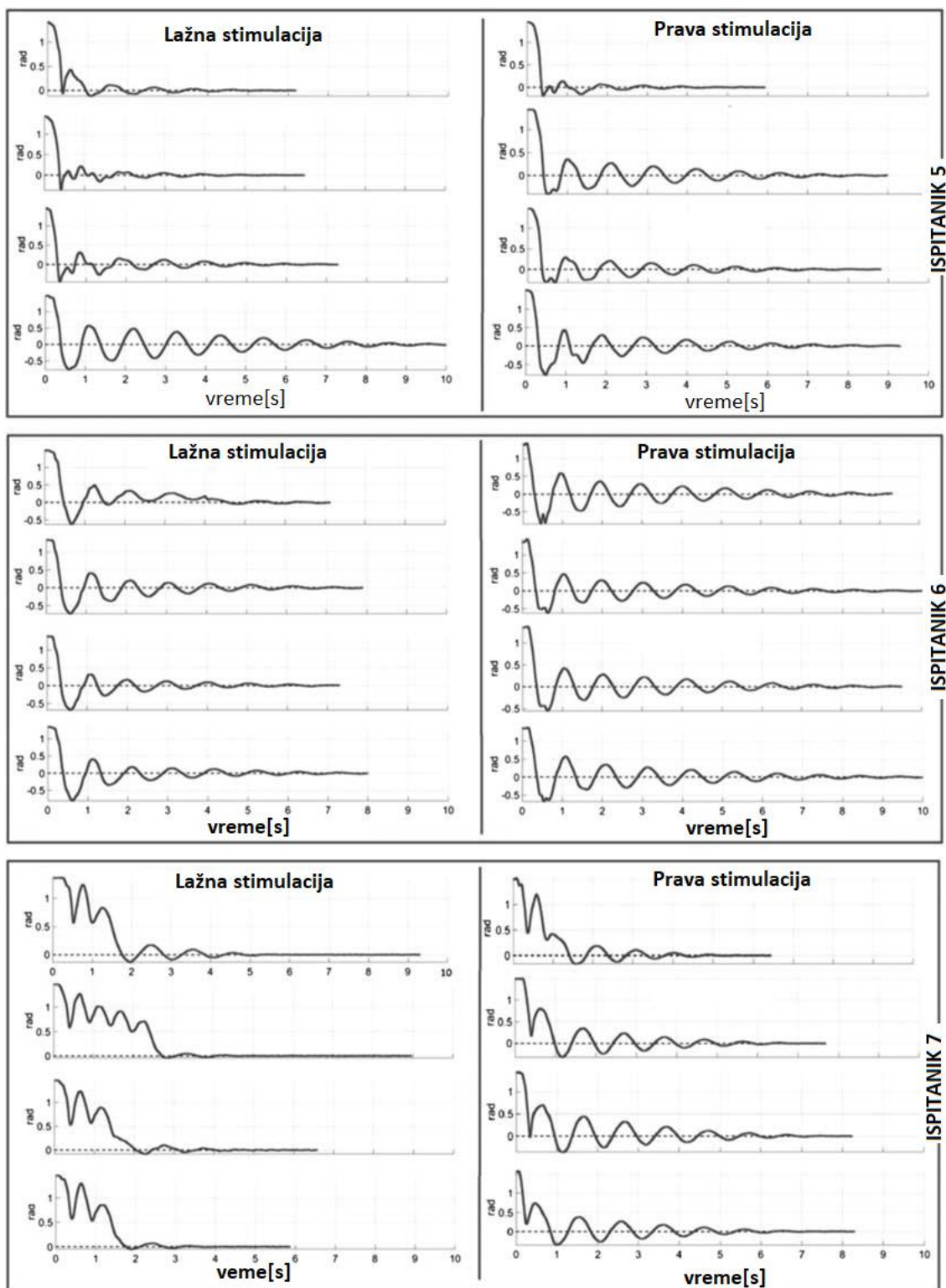


Slika 5. 2. Procena po Modifikovanoj Ašvort skali (MAS) uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. #N označava redni broj pacijenta iz tabele 5.1. Preuzeto i modifikovano iz [24].

Pri lažnoj stimulaciji, MAS ocena je ostala ista za ispitanike 1, 3, 4 i 6 (71.4%). Kod preostala dva ispitanika (28.5%) ocena se promenila. Kod ispitanika 2, ocena se smanjila za jedan stepen posle 5 minuta, ali se potom u 30. minutu vratila na inicijalnu vrednost. Kod ispitanika pod rednim brojem 5, MAS procena se postepeno smanjivala tokom testa.

Pri stvarnoj galvanskoj stimulaciji, MAS ocena se smanjila kod svih pacijenata osim kod pacijenta pod rednim brojem 3. Kod svih ostalih pacijenata, bilo je primetno smanjenje spasticiteta za 1 do 2 ocene, pri poređenju sa početnom MAS ocenom. Kod pacijenta pod rednim brojem 5, primetno je smanjenje spasticeta po MAS skali u slučaju i lažne i stvarne stimulacije, s tim da je pri stvarnoj stimulaciji MAS ocena opala za 2 stepena a pri lažnoj za 1. Kod pacijenta 3 nije došlo do promene pri MAS proceni, ni sa lažnom ni stvarnom stimulacijom. Kod dotičnog pacijenta je prisutan jak fleksioni spasticitet, dok je u ovom radu procenjivan samo ekstenzioni.

Na slici 5.2. se takođe vide i usrednjeni trend MAS ocene pri obe vrste stimulacije. U donjem desnom uglu slike se vidi srednja ocena MAS skale za snimanje neposredno pre, neposredno posle, kao i 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Prosečna MAS ocena je tokom stvarne galvanske stimulacije opala sa 2.7 na 1.7, dok je pri lažnoj stimulaciji promena vrlo mala. Primenjeni T-test za nezavisne odbirke ($t=1.19$, $p=0.11$) nije pokazao nikakvu statistički značajnu razliku, uprkos vizuelnim razlikama u rezultatima.



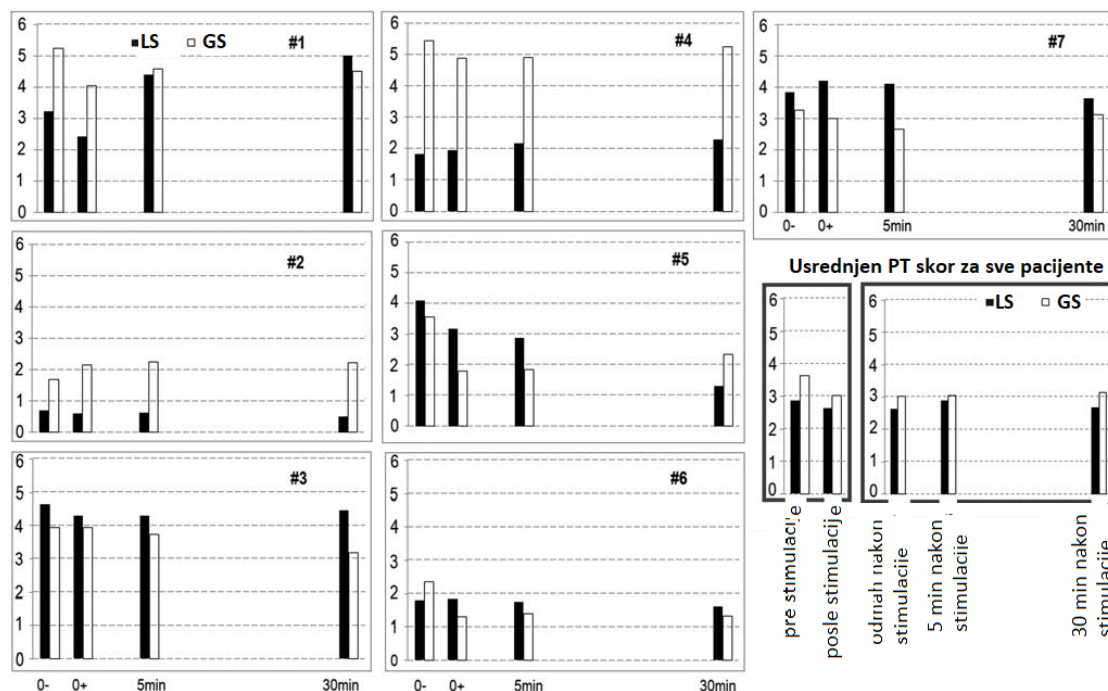
Slika 5. 3. Prikaz goniograma pri lažnoj (levo) i stvarnoj (desno) galvanskoj stimulaciji. Svaki grafik pokazuje četiri krive koje predstavljaju odozgo nadole, snimljene rezultate neposredno pre, neposredno posle, u 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Preuzeto i modifikovano iz [24].

Za procenu spasticiteta i detaljniju analizu, proučavani su rezultati *pendulum testa*. Na slici 5.3. su dati rezultati *pendulum testa* za ispitanike 5, 6 i 7 koji predstavljaju tri tipična slučaja. Prikazani grafici sa leve strane su nakon primene lažne galvanske stimulacije, dok je sa desne strane prikazan rezultat nakon stvarne galvanske stimulacije. Svaki grafik pokazuje četiri krive koje predstavljaju

odozgo nadole, snimljene rezultate neposredno pre, neposredno posle, u 5 i 30 minuta nakon stimulacije.

Ovi goniogrami omogućavaju da se vizuelno vidi i prouči spastičnost pacijenata u vremenu. Na prvom grafiku, koji predstavlja ispitanika pod rednim brojem 5, vidi se prelazak iz toničnog oblika spasticiteta u fazični. Ova promena je vidljivo bliža pri primeni galvanske stimulacije nego pri lažnoj stimulaciji.

Na srednjem grafiku je prikazano povećanje broja oscilacija, kao i trajanja oscilacija fazičnog spasticiteta pri galvanskoj stimulaciji. Na poslednjem, donjem panelu se vidi postepena promena iz toničnog spasticiteta sa izraženom ekstenzionom komponentom u fazični spasticitet pod dejstvom galvanske stimulacije. To je grafik koji predstavlja ponašanje spasticiteta ispitanika pod rednim brojem 7, i vidi se da je promena sa lažnom galvanskom stimulacijom minimalna.



Slika 5. 4. Dobijene vrednosti PT skora uz lažnu i stvarnu galvansku stimulaciju. Preuzeto i modifikovano iz [24].

Na slici 5.4. je prikazana analiza spasticiteta za sve pacijente pomoću PT skora. PT skor se pri stvarnoj stimulaciji smanjio kod 4 ispitanika pod rednim brojevima 1, 3, 4 i 5. Pri poređenju PT skora sa i bez galvanske stimulacije, evidentno su manje vrednosti pri realnoj galvanskoj stimulaciji. Donji desni panel pokazuje usrednjeni trend PT skora za sve pacijente, neposredno pre, neposredno posle, kao i 5 i 30 minuta nakon stimulacije. U studiji opisanoj u trećem poglavlju je pokazano da je vrednost PT skora za zdrave osobe ispod 1.

5.4. Diskusija

U okviru ovog rada i rezultata treba razmotriti činjenicu da su moguće spontane, ali dramatične i snažne promene jačine spasticiteta u toku dana kod pacijenata [91]. Takođe, ponavljanje istežanja noge i *pendulum testa* može uticati na smanjenje spasticiteta. Ovakav efekat nije imao uticaja na izvedenu studiju, jer je test ponavljan samo 3 puta sa preporučenom pauzom od 15 sekundi kao u radu [14]. Posmatrajući spasticitet uz pomoć različitih validiranih metoda, pokazano je da je kod većine ispitanika spasticitet smanjen nakon galvanske stimulacije.

Od sedam ispitanika koji su učestvovali u ovoj studiji, samo kod jednog (ispitanik 7) je pokazano vrlo jasno opadanje spasticiteta nakon prave galvanske stimulacije. Kod njega je primećeno trenutno opadanje MAS ocene nakon stimulacije, kao i u 5 i 30 minuta nakon stimulacije. Kod istog pacijenta, nije došlo do promene pri lažnoj stimulaciji. Kod ispitanika 5, MAS ocena se smanjila prilikom obe vrste stimulacije. Njegov goniogram i PT skor takođe pokazuju opadanje spasticiteta. Kod ova dva pacijenta, MAS ocena, PT skor i goniogram ukazuju na pad spasticiteta. Time je pokazan pozitivan uticaj galvanske stimulacije na smanjenje spasticiteta.

Ipak, ono što je takođe bitno naglasiti u ovoj studiji, jeste odnos PT skora kao mere spastičnosti u odnosu na Modifikovanu Ašvort skalu. Potrebno je primetiti da na primer kod pacijenata koji imaju istu ocenu Ašvort skale kao npr. pacijent pod rednim brojem 3, on ima isto takvu primetnu konstantnost PT skora. Isto tako, kod ispitanika pod rednim brojem 4, 6 i 7, sa lažnom stimulacijom primetna je konstantnost i modifikovane Ašvort procene i PT skora, a sa stvarnom galvanskom stimulacijom i Ašvort ocena i PT skor opadaju. Kod ispitanika 5 spasticitet sa obe vrste stimulacije opada, a tako i vrednost modifikovane Ašvort ocene i PT skora. Kod ispitanika pod rednim brojem 2, procena PT skora je gotovo konstantna pri obe stimulacije, a iako nisu sve procene Ašvort skale iste, možemo tvrditi da su vrednosti PT skora i Ašvort procene relativno bliske. Jedino kod prvog ispitanika, pri lažnoj stimulaciji imamo procenu modifikovane Ašvort skale trećeg stepena, dok PT skor raste. Pri stvarnoj galvanskoj stimulaciji, kod prvog ispitanika i PT skor i modifikovana Ašvort procena opadaju.

5.5. Zaključak

U radu je pokazano primetno opadanje spasticiteta prilikom galvanske stimulacije u odnosu na merenja bez galvanske stimulacije. Iako smanjenje spasticiteta nije bilo uvek primetno u MAS skali i PT skoru, trend opadanja je bio vidljiv u goniogramima i primetniji u merenjima gde je rađena stvarna galvanska stimulacija. Bitno je naglasiti da kad se posmatra PT skor kao mera spasticiteta, trend je pratio trend procene modifikovane Ašvort skale, za sve osim jednog pacijenta. To govori u prilog visokoj korelaciji dobijenoj u trećem poglavlju između modifikovane Ašvort skale i PT skora koja je ostvarena i u ovoj studiji.

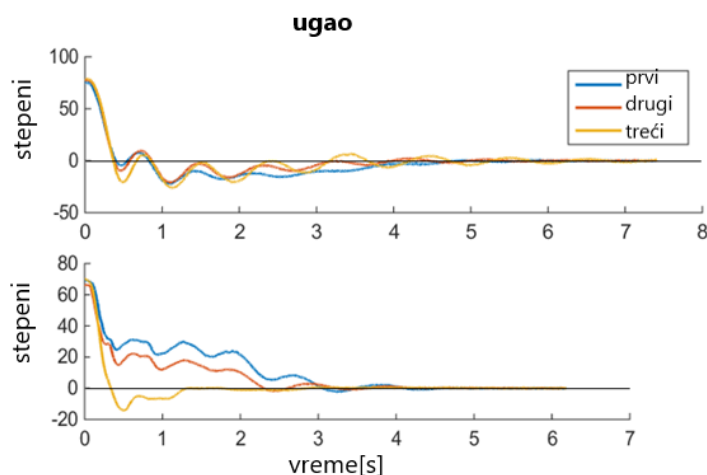
Jedan od razloga zbog kojih je bilo nemoguće dobiti značajnu razliku pri statističkoj obradi jeste nehomogenost u podacima koji su obrađivani. Postoje velike razlike koje se tiču nivoa lezije, kao i vremena koje je prošlo od povrede, stoga je i spasticitet pacijenata drugačije prirode. Različiti nivoi lezija obuhvataju vratne i torokalne lezije, dok je vremenski period od povrede između 6 i 60 meseci za učesnike studije. Ova studija pokreće pitanje uticaja galvanske stimulacije i stimulacije vestibularnih puteva zarad smanjenja spasticiteta. Potrebno je uraditi ispitivanje na većem uzorku ispitanika da bi se precizno odredili adekvatni parametri intenziteta i dužine trajanja impulsa za vestibularnu stimulaciju.

6. Metoda modeliranja za merenje spasticiteta⁴

6.1. Uvod

U prethodnim studijama, primećeno je da postoje dva osnovna oblika kretanja tokom *pendulum testa*. Pri prvom obliku, primetno je zadržavanje noge u gornjem položaju, pod jakim uticajem ekstenzora kolena. Drugu vrstu kretanja karakteriše nagli pad noge, uzrokovan dejstvom fleksora kolena. Takva ponašanja su povod za ovu studiju i proučavanje novog modela koji će uspešno opisati i pacijente kod kojih je dominantna komponenta ekstenzora ili kod kojih je dominantna komponenta fleksora kolena, kao na slici 6.1. Na slici su data tri uzastopna pokušaja *pendulum testa* za dva različita pacijenta, s tim da je osnovna komponenta spazma bila različita za pacijente, na gornjem panelu je dominantna fleksiona, a na donjem ekstenziona.

Cilj ove studije je da se definiše verodostojan opis kretanja noge tokom *pendulum testa*, kao i da se odredi dominantna vrste spasticiteta: fleksioni ili ekstenzioni. Polazna osnova je bio jednostavan model *pendulum testa*.



Slika 6. 1. Tri pokušaja *pendulum testa* snimljena na 2 različita pacijenta. Gornji panel predstavlja dominantnu fleksionu a donji dominantnu ekstenzionu komponentu. Preuzeto i modifikovano iz [22].

⁴ Adaptirano iz rada: Popović Maneski, L., Aleksić, A., Čobeljić, R., Bajd, T., Popović, D. B. (2017). A new method and instrumentation for analyzing spasticity. IETI Transactions on Ergonomics and Safety, 1(1), 12-27.

Da bi se opisala razlika između vrsta spasticiteta, pošlo se od modela *pendulum testa*, opisanog u drugom poglavlju [13],[92]:

$$T_h - T_g = J_k \ddot{\varphi} + B(\dot{\varphi}) + K(\varphi) \quad (6.1)$$

$$T_g = \frac{mgd \sin \varphi}{2} \quad (6.2)$$

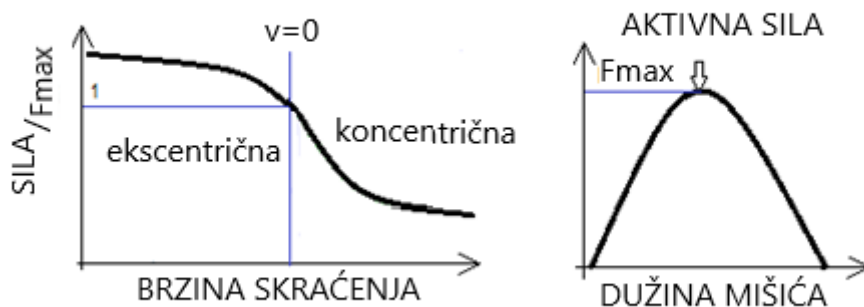
Moment T_h je moment sile koji prouzrokuje mišić tj. refleks i u sebi sadrži informacije o jačini spasticiteta koji se javlja tokom *pendulum testa*. J_k predstavlja zajednički moment inercije za stopalo i potkolenicu koji se posmatraju kao jedinstveno kruto telo spram ose rotacije koja se nalazi u centru kolena, a T_g je momenat koji je prouzrokovan gravitacijom dat jednačinom (6.2). Masa ovog zajedničkog segmenta je predstavljena kao m , a d je distanca od kolena do centra mase, a B i K su parametri koji određuju pasivne komponente modela (elastičnost, trenje, otpor vazduha). Ugao φ predstavlja ugao između položaja potkolenice i linije gravitacije.

Mišićna sila je modelirana koristeći sledeće jednačine 6.3. i 6.4. iz [93], a na slici 6.2. je dat grafik zavisnosti mišićne sile od skraćenja mišića i mišićne dužine:

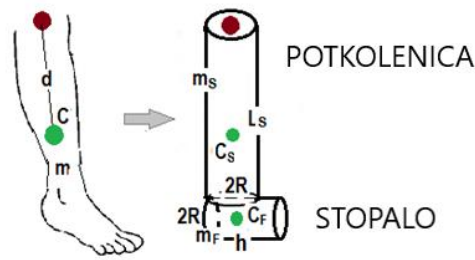
$$F = b_1(L - L_0)^2 + b_2(L - L_0) + b_3, \quad (6.3)$$

$$\frac{F}{F_{max}} = \begin{cases} k_1, & \dot{L} < 0 \\ k_1(1 - k_2\dot{L}), & 0 \leq \dot{L} < k_2 \\ 0, & k_2 \leq \dot{L} \end{cases}, \quad (6.4)$$

pri čemu je L_0 dužina mišića u opuštenom stanju, a parametri b_i i k_i ($i = 1,2,3$) karakteristični za svaki pojedinačni mišić se mogu odrediti metodama navedenim u radovima [94] i [95]. Na slici 6.3. je dat model donjeg dela noge koji je korišćen u studiji.



Slika 6. 2. Zavisnost mišićne sile od brzine skraćenja mišića(levi panel) i od mišićne dužine (desni panel). Preuzeto i modifikovano iz [22].



Slika 6. 3. Model potkolenice i stopala korišćen u studiji. Preuzeto i modifikovano iz [22].

Mere L_s i h se mogu izmeriti, dok je prečnik R računat iz obima potkolenice iznad skočnog zgloba. Mase stopala i potkolenice se mogu izračunati na osnovu procenjene zapremine i gustine tkiva iz literature (1100 kg/m^3). Distanca do centra mase zajedničkog segmenta potkolenice i stopala računata od kolena i moment inercije J_K datog segmenta su dati jednačinama 6.5 i 6.6.

$$d = \frac{\frac{m_s L_s}{2} + m_F (L_s + R)}{m_s + m_F} \quad (6.5)$$

$$J_K = \frac{m_s L_s^2}{3} + \frac{(m_s + m_F) R^2}{4} + \frac{m_F h^2}{12} + m_F (h - R)^2 + m_F (L_s + R)^2 \quad (6.6)$$

Ukoliko se jednačinama 6.5 i 6.6 odrede centar mase i moment inercije, i pretpostavi da je $T_h=0$, u jednačini 6.1 ostaju nepoznati samo parametri B i K , koji se potom mogu numeričkim metodom fitovanja odrediti. Ova metoda je i primenjena, te su za jednog zdravog muškog ispitanika starosti 25 godina, visine 188 cm i težine 88 kg, izračunati parametri B i K , koji su posle primenjeni na sve ispitanike. Nakon toga, kad su B i K poznati, u jednačini 6.1. je jedina preostala nepoznata T_h , koju takođe možemo izračunati numeričkim fitovanjem jednačine 6.1.

6.2. Metod

6.2.1. Ispitanici

U ovoj studiji učestvovala su dva pacijenta sa povredom kičmene moždine. Ovi pacijenti su selektovani kao dva od 20 snimljenih za studiju sa vestibularnom galvanskom stimulacijom. Ovi pacijenti su odabrani kao dva pacijenta sa izrazito različitim ponašanjem tokom *pendulum testa*, ali ipak vrlo spastični ($MAS > 3$). Oba subjekta su dala pismenu saglasnost odobrenu od strane lokalnog etičkog komiteta Klinike za rehabilitaciju „Dr. Miroslav Zotović“. Prvi pacijent ima kompletnu T5/T6 paraplegiju (AIS – A), a pacijent 2 ima leziju na nivou C4 sa inkompletnom tetraplegijom (AIS – C).

6.2.2. Procedura

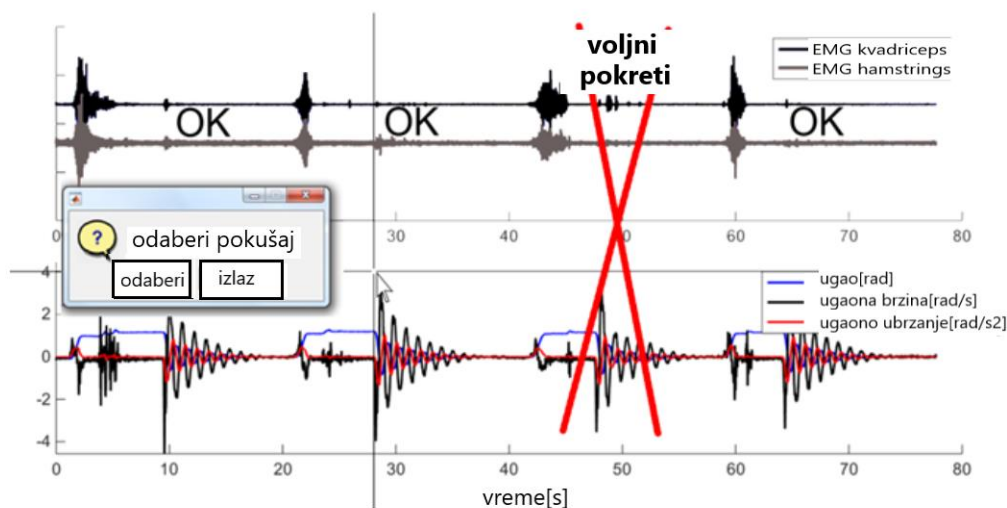
Ispitanik sedi na posebno napravljenom podlozi za snimanje. Podloga je napravljena tako da postoji kvadratna šupljina na mestu gde se nalazi hamstrings ispitanika, što omogućava nesmetano snimanje EMG signala sa tog mišića. Ispitanici su se naslanjali leđima na dušek, tako da je ugao u kuku u odnosu na butinu 135° . Najpre je medicinski ekspert procenjivao Ašvort meru ispitanika, a potom je radio pendulum test tako što bi istegao nogu ispitanika do potpune ekstenzije i zatim je pustio. Ova procedura je ponovljena 3 puta za redom za svakog ispitanika, sa razmakom od 15 s nakon svakog završenog pokušaja. Od zdravih ispitanika je zahtevano da budu relaksirani tokom snimanja, kao i da kontrolišu pokret što je moguće manje. Pendulum test je ponavljan više puta, a u razmatranje su uzeta tri snimka sa minimalnom EMG aktivnošću.

6.2.3. Oprema i obrada signala

Oprema i obrada signala su opisane u poglavlju Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test kao i Pendulum sa ugaonim enkoderom u osi kolena.

6.2.4. Aplikacija i algoritam

U softverskom paketu MATLAB (Mathworks, SAD) je razvijena aplikacija sa implementiranom jednačinom pokreta 6.1. u kojoj se određuju parametri B i K za zdrave i bolesne ispitanike. Za svakog od pacijenata uneti su pojedinačni parametri i mere tela, sa pretpostavkom da ne postoji aktivni i reflektivni moment, tj. Smatrano je da je $T_h=0$. Program je takav da nudi opcije biranja pokušaja *pendulum testa*. Na slici 6.4. je dat izgled MATLAB panela, pri čemu su na osnovu EMG-a birani samo pokušaji koji ne sadrže voljne pokrete.



Slika 6. 4. Interfejs za identifikaciju parametara B i K , kao i za pregled signala ugla, ugaone brzine i ugaonog ubrzanja (na donjem panelu) i EMG aktivnosti (na gornjem panelu). Preuzeto i modifikovano iz [22].

Spastični pacijenti najčešće imaju veoma različit pokret, putanju i signal ugla od ispitanika koji su zdravi. Primer razlika u kretanju između zdravih ispitanika i pacijenata je dat na slici 6.5. Iz

originalnog (neobrađenog) signala ugla nije moguće odrediti parametre B i K , te je stoga za analizu korišćen signal ugla koji je filtriran jednim visokopropusnim filtrom i nakon toga su fitovanjem jednačine 6.1 određeni parametri B i K . Nakon toga program prikazuje grafike na kojima se nalaze snimljeni EMG signali, signal ugla kao i moment sile T_h , izračunat na osnovu jednačine 6.1.

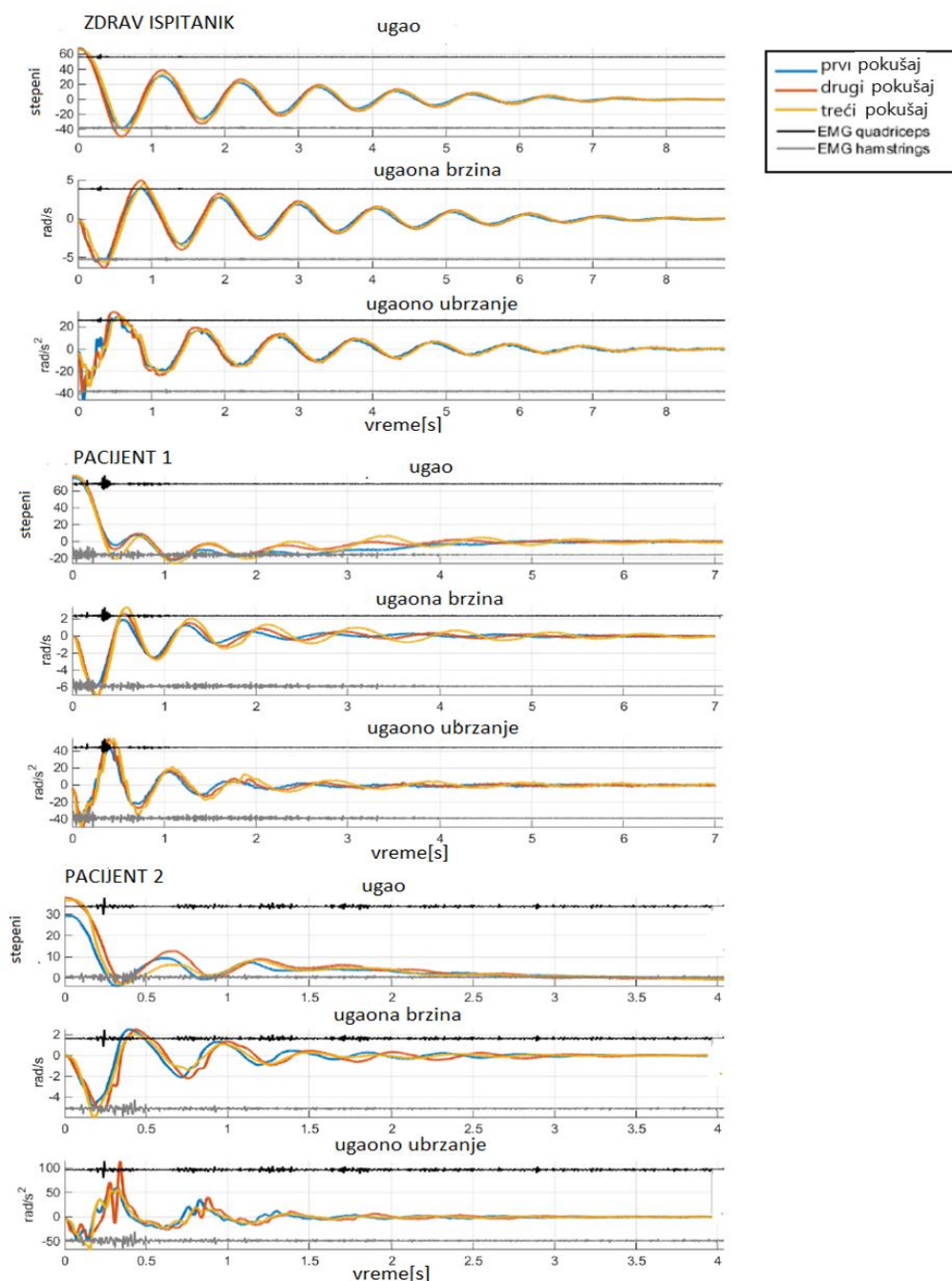
Kao finalni izlaz razvijene aplikacije, dobija se niz brojeva koji karakterišu apsolutnu vrednost eksponencijalnog fita za vrednosti momenta T_h :

$$T_{h_fit}=ae^{-bt}, \quad (6.7)$$

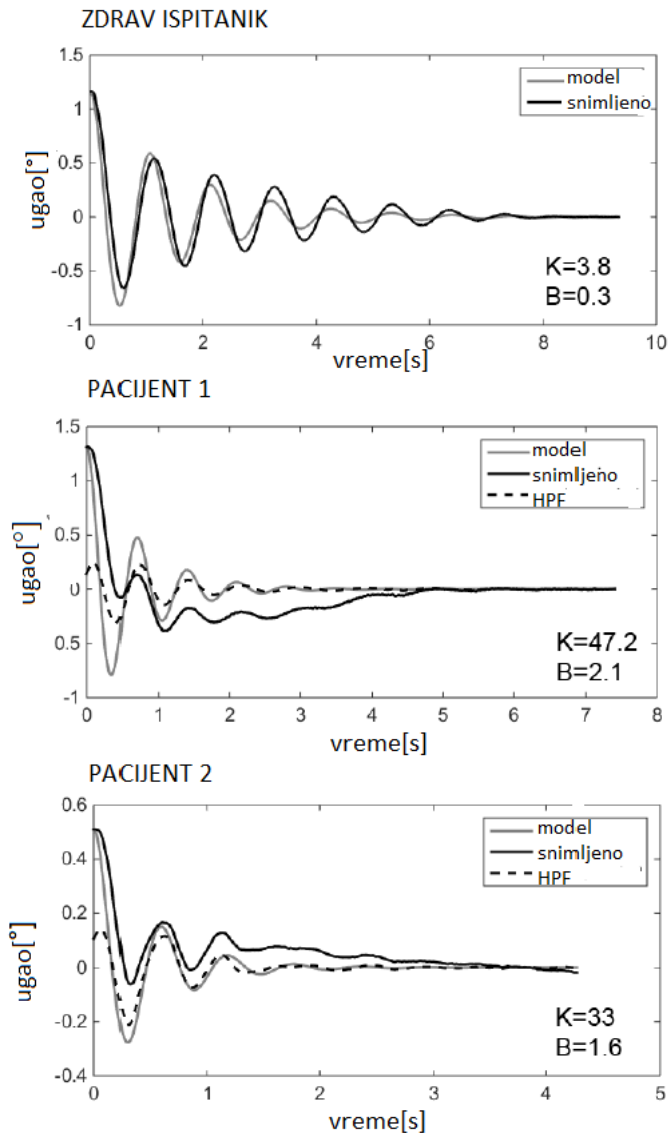
Parametar a govori o prirodi momenta T_h , da li on opada ili raste, što govori u prilog da li je spasticitet ekstenzione ili fleksione prirode. Parametar b govori o jačini spasticiteta i brzini njegovog opadanja, što je parametar b veći, spasticitet će brže opadati. Takođe, date su vrednosti pozitivnih i negativnih površina između T_h krive i i linija koje su paralelne vremenskoj osi, U slučaju pozitivnih površina, ukupna površina je računata kao oblast ispod krive T_h i linije praga od 1 Nm, dok je u slučaju negativnih površina računato kao oblast ispod krive T_h i linije praga od -1 Nm. Ovim parametrima je moguće kvantitativno opisati tip spasticiteta, tj. kod ekstenzionog spasticiteta biće dominantna pozitivna površina, a kod fleksionog negativna površina.

6.3. Rezultati i diskusija

Na slici 6.5 su prikazani snimljeni signali sa senzora za jednog zdravog ispitanika i dva ispitanika sa povredom kičmene moždine. Na gornjem panelu je vidljiv signal ugla, na srednjem signal ugaone brzine, a na donjem ugaono ubrzanje. Za svakog ispitanika, prikazana su različitim bojama 3 pokušaja *pendulum testa*.



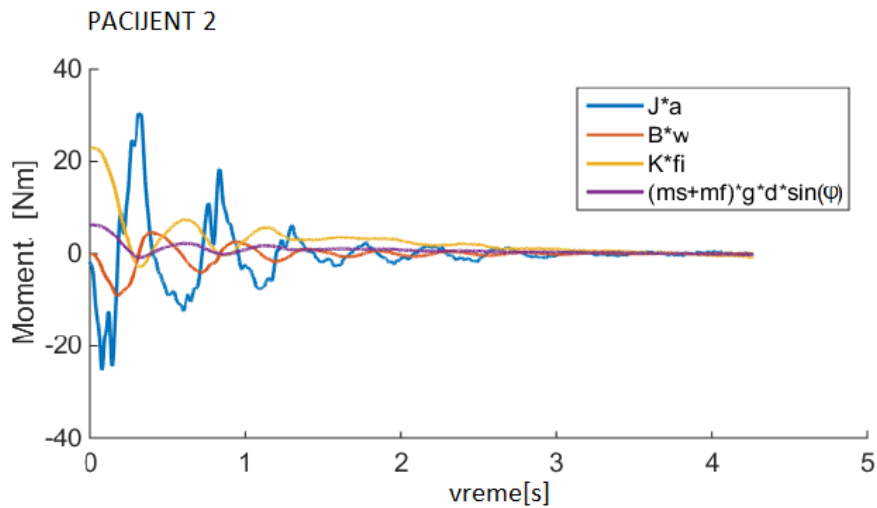
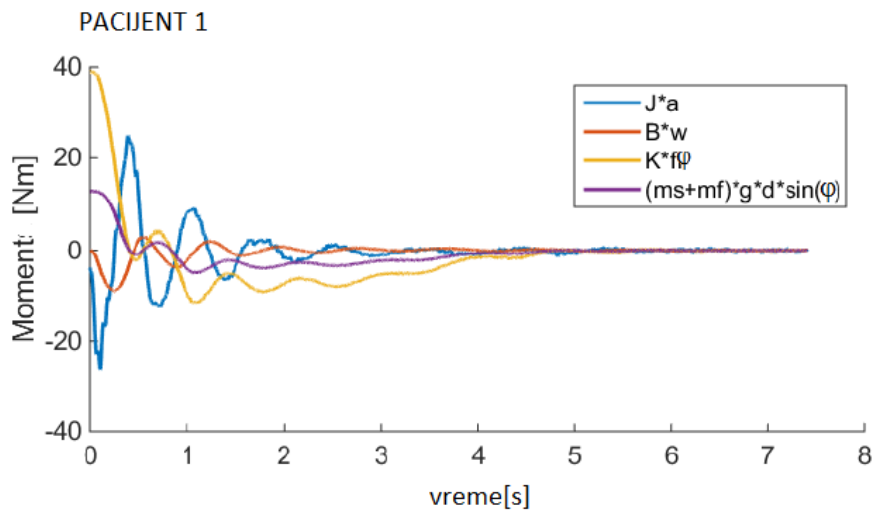
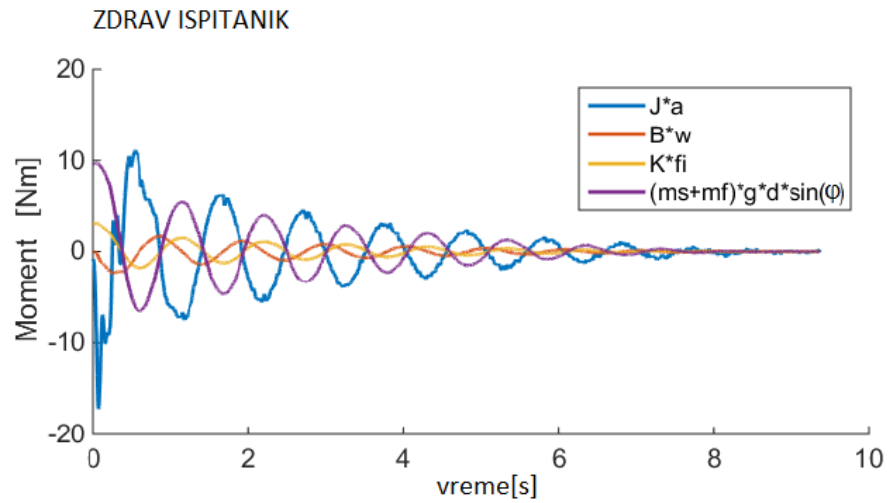
Slika 6. 5. Snimljeni signali sa ugaonog enkodera, žiroskopa, i dva akcelerometra tokom tri uzastopna pokušaja *pendulum testa*. Gornji panel predstavlja zdravog ispitanika, dok donja dva predstavljaju ispitanike sa povredom kičmene moždine. Crni signal predstavlja EMG snimljen sa kvadricepsa, sivi sa hamstringsa, a tri različito obojena signala predstavljaju snimljene signale sa inercijalnih senzora tokom različitih pokušaja *pendulum testa*. Preuzeto i modifikovano iz [22]



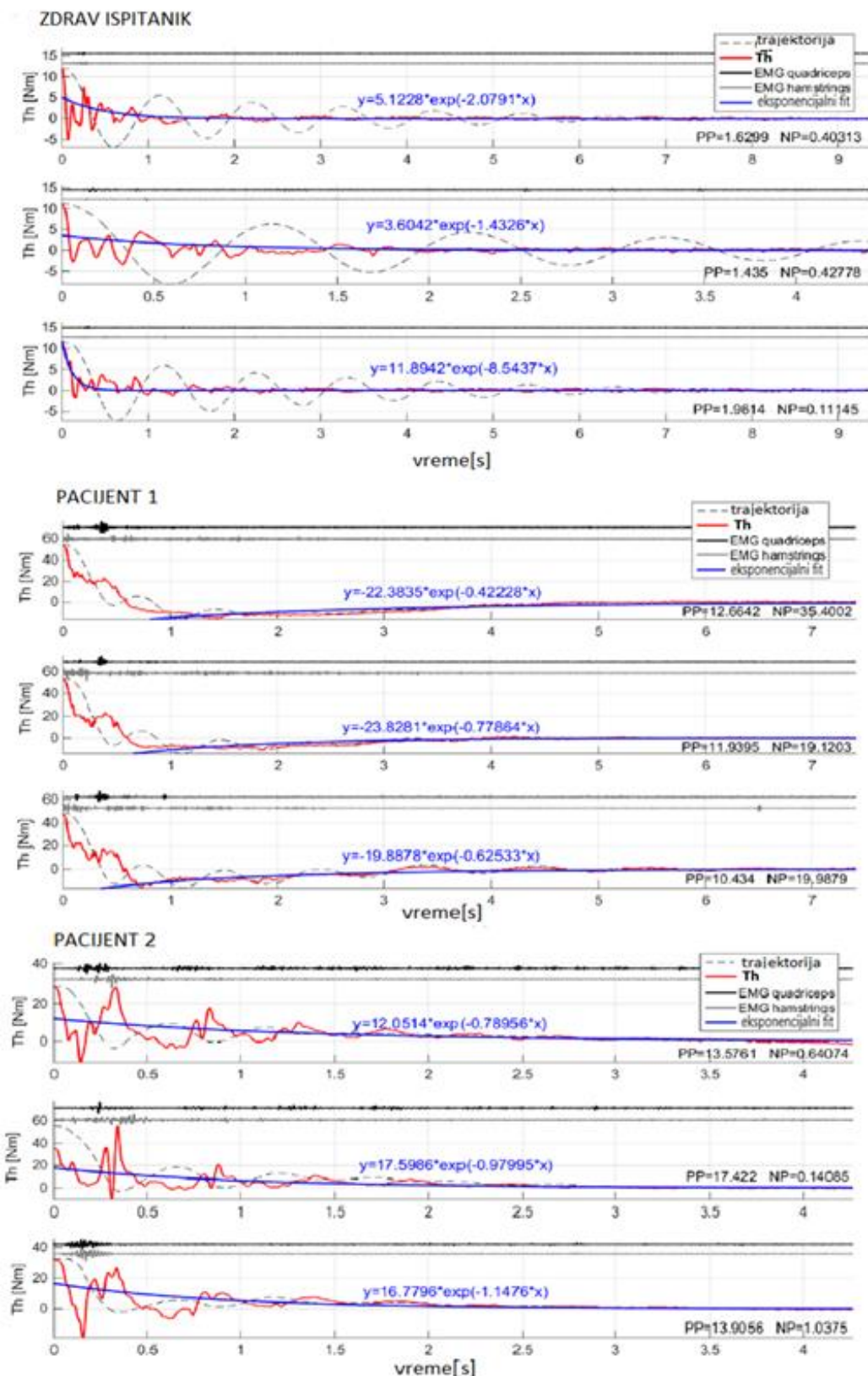
Slika 6. 6. Model i originalni signal ugla za zdravog ispitanika su prikazani na gornjem panelu. Na dva donja panela se nalazi model, originalni signal, kao i filtrirani signal ugla filtrom visokopropusnikom (*High Pass Filter*, HPF) za dva pacijenta. Preuzeto i modifikovano iz [22]

Na slici 6.6. su prikazani rezultati simulacije koji su rešenje pojednostavljene jednačine 6.1. u kojoj su zanemarani momenti T_f i T_e , tj. smatrano je da su jednaki nuli. Takođe, izvršili smo aproksimaciju $\sin\varphi = \varphi$ i upotrebili izračunate parametre B i K . Isprekidana linija na slici označava signal ugla na koji je primenjen filter visokopropusnik sa odsečnom frekvencijom od 1Hz. Na ovaj signal je primenjen numerička metoda fitovanja Nelder-Mead [96], pri ograničenju da je $T_h = 0$ za dobijanje parametara B i K . Potom je, smatrajući parametre B i K poznatim, primenjena metoda fitovanjem koristeći minimalnu kvadratnu grešku i tako je dobijen momentat T_h .

Na slici 6.7. su prikazane pojedinačne komponente iz jednačine 6.1., dobijene uz pomoć Nelder-Mead algoritma, pri ograničenju da je $T_h = 0$. Sa slike je vidljivo kad i koja komponenta najviše doprinosi.



Slika 6. 7. Pojedinačne komponente iz jednačine 6.1. za jednog zdravog i dva ispitanika sa povredom kičmene moždine. Preuzeto i modifikovano iz [22].



Slika 6. 8. Moment Th je obeležen crvenom bojom, EMG signal sa ekstenzora kolena je obeležen crnom bojom, dok je sa fleksora obeležen sivom. Eksponecijalni fit u odnosu na apsolutnu vrednost Th je dat u plavoj boji. PP-pozitivna površina, NP-negativna površina. Preuzeto i modifikovano iz [22].

Sa slike 6.8. je primetno da se momenti T_h za odabrane ispitanike sa povredom kičmene moždine izuzetno razlikuju. U slučaju pacijenta 1, moment T_h se nalazi pretežno u negativnom domenu, što ukazuje na fleksioni spasticitet pacijenta. Kod pacijenta 2 kod kojeg dominira ekstenzioni spasticitet se momenat T_h nalazi u pretežno pozitivnom domenu.

Kod zdravog ispitanika je vidljiv jak intenzitet momenta T_h u početnom trenutku, na početku prvog zamaha. Ovo se može objasniti time da u samom početku pokreta, kad se dešava vrlo jako istežanje, nelinearne komponente iz jednačine se ne mogu zanemariti. Ovo takođe doprinosi tome da je odnos a/b (parametara iz jednačine 6.7) vrlo mali. Za zdrave ispitanike je ovaj odnos $a/b < 2.5$.

Na slici 6.9. se nalaze EMG signali ista tri ispitanika, samo ovaj put za isključivo prvih 1.5 sekundi. Na slici se vidi da je kod prvog pacijenta dominantna EMG aktivnost sa fleksornih mišića, dok je kod pacijenta 2 obrnuto. EMG aktivnost je najveća tokom prve oscilacije zbog najjačeg i najbržeg istežanja. Frekvencije pokreta oba pacijenta su međusobno slične i znatno manje od frekvencije zdravog ispitanika. Takođe, vidljiv je trend momenta T_h u početnom intervalu. Kod zdravog ispitanika trend momenta T_h je simetričan, dok je kod pacijenta 1 ekstenzioni, a kod pacijenta 2 fleksioni trend.

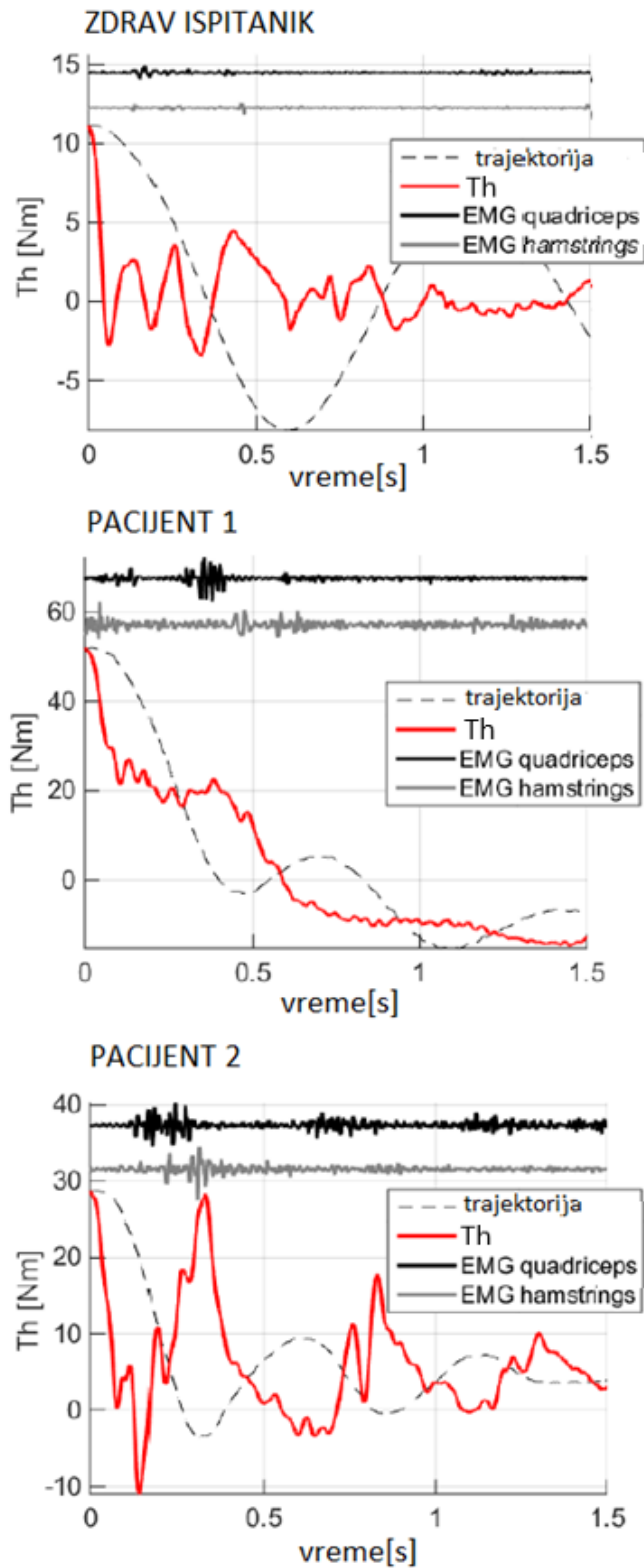
Na slici 6.8. su prikazani i momenti T_h . Srednje vrednosti datih momenata za pacijenta 1 (P1) i pacijenta 2 (P2) su sledeće:

$$T_{h_fit_P1} = -21e^{-0.6t} \quad (6.8)$$

$$T_{h_fit_P2} = 15.5e^{-0.97t} \quad (6.9)$$

Primetna je negativna vrednost parametra a pri fleksionom spasticitetu, dok je kod ekstenzionog ovaj isti parametar pozitivan. To jesu mere koje govore o vrsti spasticiteta. U zavisnosti od vrste spasticiteta parametar a će biti pozitivan ili negativan. Tipična vrednost parametra a kod zdravih ispitanika je oko 5, dok je parametar prigušenja b oko 2.5. Ovakva vrednost prigušenja ukazuje na naglo i veliko opadanje momenta T_h . Zdravi ispitanici pošto nemaju spasticitet, imaju manju vrednost parametra a koja govori o jačini spasticiteta i veću vrednost parametra b koji govori o prigušenju spasticiteta. Prigušenje je kod pacijenata manje izraženo. Kod pacijenta 2 sa ekstenzionim spazmom je malo izraženije i iznosi 0.97, dok je kod pacijenta 1 prigušenje 0.6. Odnos a/b je za zdravog ispitanika 1.7, dok je kod pacijenta 1 i 2 ovaj odnos 34 i 15.98 respektivno.

Pozitivne i negativne površine za tri prikazana ispitanika su sledeće $PP_H = 1.96$, $NP_H = 0.11$, a $PP_{P1} = 11.67$, $NP_{P1} = 24.8$ and $PP_{P2} = 14.96$, $NP_{P2} = 0.6$, pri čemu oznake PP predstavljaju pozitivnu površinu, NP - negativnu površinu a indeksi H - zdravog ispitanika, P1 - prvog ispitanika a P2 - drugog ispitanika. Kada saberemo pozitivne i negativne površine, dobijamo totalnu površinu TP, koja za ispitanika 1 iznosi $TP_{P1} = -13.13$, a za ispitanika 2 $TP_{P2} = -14.36$. Kod zdravog pacijenta ukupna površina iznosi $TP_H = 1.85 < 2$. Iz ukupnih površina se vidi da kod pacijenta 1 sa dominantnim fleksionim spasticitetom, je ukupna površina negativna. Sa druge strane, kod ekstenzionog spasticiteta, ukupna površina je pozitivna, dok je kod zdravog ispitanika ukupna površina mnogo manja po apsolutnoj vrednosti od ukupnih površina kod pacijenata, zbog pretežne simetričnosti krive.



Slika 6. 9. Prvih 1.5 sekundi signala uglomera, EMG aktivnosti, kao i momenta Th . Crna boja predstavlja EMG sa kvadricepsa, dok siva predstavlja mišićnu aktivnost hamstringsa. Preuzeto i modificirano iz [22].

6.4. Zaključak

U ovoj studiji uveden je nov metod akvizicije signala tokom *pendulum testa*. Ovaj metod je praktično primenjiv, brz i jednostavan za upotrebu u kliničkom okruženju. Sam program ne prikazuje korisniku (kliničaru) matematičke proračune već isključivo krajnji rezultat.

Pokazano je da ovaj metod daje detaljna objašnjenja prirode spasticiteta. Parametar a ukazuje na nivo spasticiteta, dok b određuje brzinu opadanja signala koja ukazuje na brzinu relaksiranosti i opadanje spastičnosti pacijenta. Iako vrlo jednostavne, ove mere daju detaljan opis spasticiteta. Pacijenti sa fleksionim spasticitetom imaju negativan parametar a , dok oni koji poseduju ekstenzioni imaju pozitivan. Takođe, ispitanici sa povredom kičmene moždine imaju znatno veći parametar a od ispitanika koji su zdravi. Parametar b nam govori o tome koliko brzo spasticitet opada tj. popušta, koliko se brzo mišići pacijenta relaksiraju. Parametar b je obrnuto srazmeran opadanju spasticiteta, tj. što je parametar b veći, to spastičnost brže opada. Zato je parametar b najveći za zdrave ispitanike koji nisu spastični.

Pozitivne i negativne površine takođe govore o dominantnoj vrsti spasticiteta. Veća pozitivna površina govori u prilog ekstenzionom spasticitetu, a manja o fleksionom. Kod zdravih ispitanika odnos pozitivnih i negativnih površina treba da bude približno 1. Još jednostavnije je posmatrati totalnu površinu koja je zbir negativne i pozitivne površine. U tom slučaju, negativna totalna površina ukazuje na fleksioni spasticitet, a pozitivna na ekstenzioni. Kod zdravih ispitanika, totalna površina teži nuli, usled simetričnosti krive.

Ovakva vrsta analize je vrlo jednostavna, brza i primenljiva u kliničkom okruženju. Predstavljen metod može biti brza i efikasna pomoć lekarima i terapeutima u proceni, dijagnozi i tretmanu različitih vrsta spasticiteta.

7. Nova skala za procenu spasticiteta korišćenjem modela *pendulum testa*⁵

7.1. Uvod

U prethodnom poglavlju je uveden model *pendulum testa*, kao i mogućnost diferenciranja spasticiteta na fleksioni i ekstenzioni. Model *pendulum testa* koji su uveli Bajd i Bowman [13] je uključivao nevoljne kontrakcije mišića koji drže koleno. Model je opisan jednačinom 7.1, gde se posmatra pokret potkolena u sagitalnoj ravni:

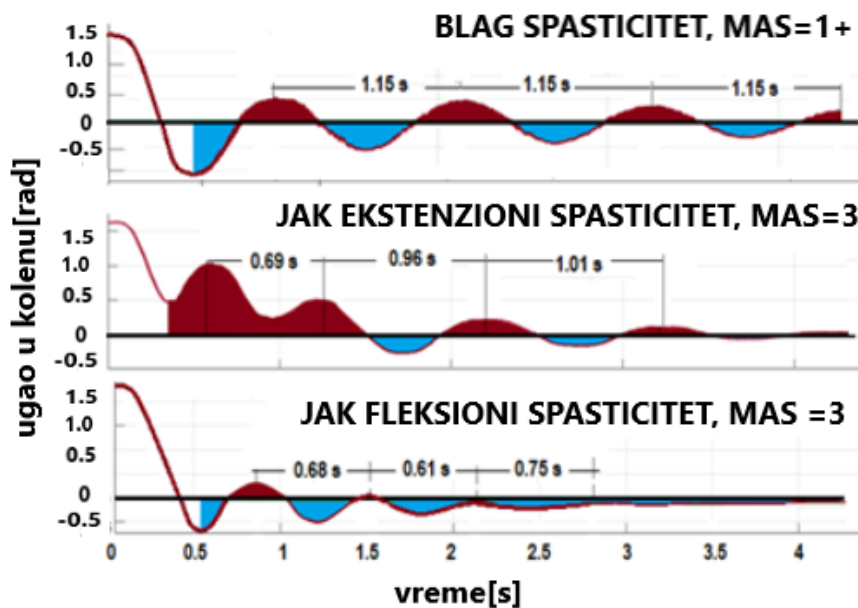
$$J\ddot{\varphi} = -B\dot{\varphi} - K\varphi - \frac{1}{2}mgl \sin \varphi + T \quad (7.1)$$

J je moment inercije kompleksa potkolena i stopala u sagitalnoj ravni, B i K su koeficijenti krutosti i linernog modela pasivnog otpora na kolenom zglobu, m je masa potkolena i stopala, l je dužina od kolena do stopala, a T je ukupni momenat spastičnih mišića koji drže koleno. φ je ugao meren od linije gravitacije. Goniogrami sa slike 7.1. pokazuju razlike koje se mogu izmeriti u uzastopnim oscilacijama kod različitih pacijenata.

5

Adaptirano iz radova Aleksić, A., Popović, D. B. (2021). New scale for assessing spasticity based on the pendulum test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-10.

Aleksić A., Popović D.B. „A Measure of Spasticity Based on the Exponential Fit of the Knee Joint Torque Estimated from the Goniogram During the Pendulum Test, *Proceedings of the 8th International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering (IcETRAN 2017)*, Etno selo Stanišići, Republika Srpska, September 2021, 1-4.



Slika 7. 1. Goniogrami za 3 spastična pacijenta. Prikazane su 4 sekunde *pendulum testa*. Efekti spastičnih momenata su приметniji kod pacijenata sa izraženijim spasticitetom. Preuzeto i modifikovano iz [25]

Kompleksniji modeli od modela datog jednačinom 7.1 vode do analize sa većim brojem parametara gde postoji problem identifikacije parametara, koje nije lako odrediti sa željenom preciznošću, a koristeći neinvanzivna merenja. Jedan takav kompleksniji model sa uključenom nelinearnošću je dat jednačinom 7.2 [15,16,49]. Momenat T uključuje nelinearnost spastičnih mišića fleksora i ekstenzora kolena. Ova nelinearnost je dominantna na početku *pendulum testa* kad je i istežanje najveće.

$$\ddot{J}\varphi = T_E(\varphi, \dot{\varphi}) - T_F(\varphi, \dot{\varphi}) - B\dot{\varphi} - K\varphi - mg \frac{l}{2} \sin\varphi \quad (7.2)$$

Jednačina 7.2. sadrži multiplikativni trokomponentni model sa momentima računatim za mišiće fleksora i ekstenzora (T_E – momentat ekstenzora i T_F – momenat fleksora) dat od strane Popovića i Bajda (jednačina 7.3) [19]. Momenti T_E i T_F utiču na *pendulum test* kad je najjača aktivnost mišića. Sami intervali kad su momenti aktivni se određuju tokom *pendulum testa* uz pomoć EMG signala sa mišića kvadricepsa i hamstringsa.

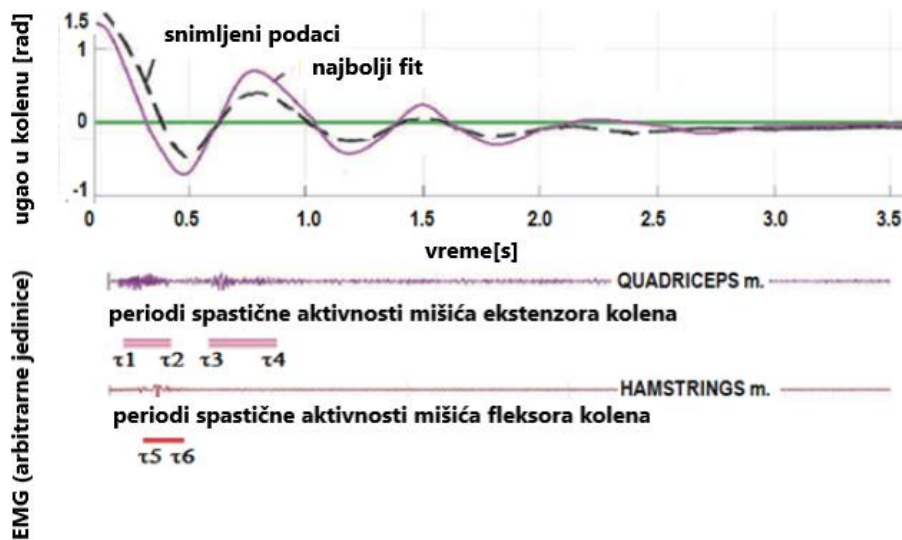
Jednačinom 7.3 je dat model *pendulum testa* sa refleksnim spastičnim momentima. Ovaj model dobija putanju potkolena koristeći minimalnu kvadratnu greške.

$$T_E(\varphi, \dot{\varphi}) = [h(t - \tau_1) - h(t - \tau_2) + h(t - \tau_3) - h(t - \tau_4)]T_E(\varphi)T_E(\dot{\varphi})u_{act} \quad (7.3)$$

$$T_F(\varphi, \dot{\varphi}) = [h(t - \tau_5) - h(t - \tau_6)]T_F(\varphi)T_F(\dot{\varphi})u_{act} \quad (7.4)$$

U ovom modelu u_{act} predstavlja nivo (izlaz iz filtera drugog reda sa kratkim pravougaonim pulsevima amplitude od 0 do 1 [94]. Koristeći Hevisajdovu funkciju određuje se vremenski momenat uključivanja refleksivnih momenata. Kad je $t \geq 0$, tada je $h(t) = 1$, $h(t) = 0$, kad je $t < 0$. Time je modelirano uključivanje i isključivanje mišića tokom različitih vremenskih momenata. Vremenski

momenti τ_1 do τ_6 su prikazani na slici 7.2. Na osnovu EMG signala moguće je odrediti momente uključenja i isključenja mišića.



Slika 7. 2. Vremenski momenti uključivanja i isključivanja fleksornih i ekstenzornih momenata. Preuzeto i modifikovano iz [25].

Trokomponentni multiplikativni model je dat jednačinama 7.5 i 7.6 od strane Steina i Popovića [94,97].

$$T_i(\varphi) = b_{1i}(\varphi - \varphi_0)^2 + b_{2i}(\varphi - \varphi_0) + b_{3i}, i = E, F \quad (7.5)$$

$$T_i(\dot{\varphi}) = \begin{cases} T_{max,i}, & \dot{\varphi} < 0 \\ T_{max,i}(1 - k_i\dot{\varphi}), & 0 \leq \dot{\varphi}; \\ 0, & 1/k_i \leq \dot{\varphi} \end{cases} i = E, F \quad (7.6)$$

Parametri b_{1i} , b_{2i} , b_{3i} , i k_i , $i=E, F$ su različiti za svaku osobu i određuju se metodama opisanim [94]. Pomoću jednačina 7.5. i 7.6, kao i momenata vremenskog uključivanja mišića, moguće je izračunati momenat mišića koji utiču na fleksiju i ekstenziju kolena pomoću jednačina 7.3. i 7.4. Ovakav model se pokazao kao suviše kompleksan i sa previse aproksimacija za ovu studiju, koje dovode do neodgovarajuće tačnosti modela. Model koji koristimo u ovom poglavlju je bliži realnosti, jer ne uključuje parametre koji ne mogu biti određeni sa adekvatnom preciznošću.

U prethodnom poglavlju je uveden model *pendulum testa* koji u sebi sadrži moment sile paralizovanih mišića koji smo označili sa T_h (jednačina 7.1). Potom je ovaj momenat fitovan eksponencijalnom krivom $Th=a*exp(-bt)$. Ovu krivu karakterišu 2 parametra, a u Nm (moment), koji prikazuje snagu refleksnog odgovora mišića i parametra b koji se prikazuje u sekundama (vreme) i odnosi se na vreme trajanja *pendulum* pokreta i relaksacije noge pacijenta do neutralnog položaja. Parametar a može biti i pozitivan i negativan, što ukazuje na dominantni tip spasticiteta: fleksioni ili ekstenzioni. Parametar b je isključivo pozitivan. Ova dva parametra su fizički različite veličine, a njihov odnos a/b nije

fizička veličina. Ipak, u ovoj studiji je pokazano da je odnos a/b korelisan sa spasticitetom i uvedena je nova mera:

$$SPAS=4*\log(a/(10b)) \quad (7.6)$$

Mera je tako skalirana da bi bila korelisana sa Modifikovanom Ašvort skalom. Nova mera je nazvana SPAS, što potiče od skraćenice za SPASticity scale.

7.2. Nova mera spasticiteta dobijena korišćenjem modela *pendulum testa* SPAS

7.2.1. Metod i materijal

7.2.1.1. Ispitanici

U kliničkoj studiji učestvovalo je šest ispitanika (Tabela 7.1.) sa kompletnom povredom kičmene moždine. Parametri za uključivanje ispitanika u studiju su bili: 1) potpuna lezija iznad Th12; 2) stabilan neurološki i zdravstveni status; nema autonomne disrefleksije; 3) nema kognitivnih poremećaja; i 4) nema anamneze o poremećajima sluha ili ravnoteže.

Informisani pristanak koji prati Helsinšku deklaraciju, odobrio je Etički komitet Klinike za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“, Beograd, Srbija. Svi učesnici su potpisali pristanak nakon što su sa svojim fizijatrom razgovarali o kompletnoj proceduri i mogućim rizicima. U tabeli 7.1. su dati demografski podaci ispitanika.

Tabela 7. 1. Demografski podaci ispitanika

Ispitanik N ^o	Pol	Godine	Nivo povrede	ASIA	Broj meseci od povrede	Način povrede
1	M	58	Th5	A	19	Pad
2	Ž	30	Th4	A	11	Bolest
3	M	40	Th6	A	30	Skok
4	M	50	C6	A	60	Skok
5	M	39	Th6	A	6	Saobraćajna nesreća
6	Ž	25	C6	A	10	Saobraćajna nesreća

7.2.1.2. Instrumentacija i obrada signala

Oprema za snimanje i obrada signala je opisana u poglavlju *Opis instrumentacije i eksperimentalnog protokola za pendulum test* pod podnaslovom *Pendulum sa inercijalnim senzorima*.

Pored opreme za snimanje, korišćena je takođe i oprema za galvansku stimulaciju opisana u poglavlju 5.

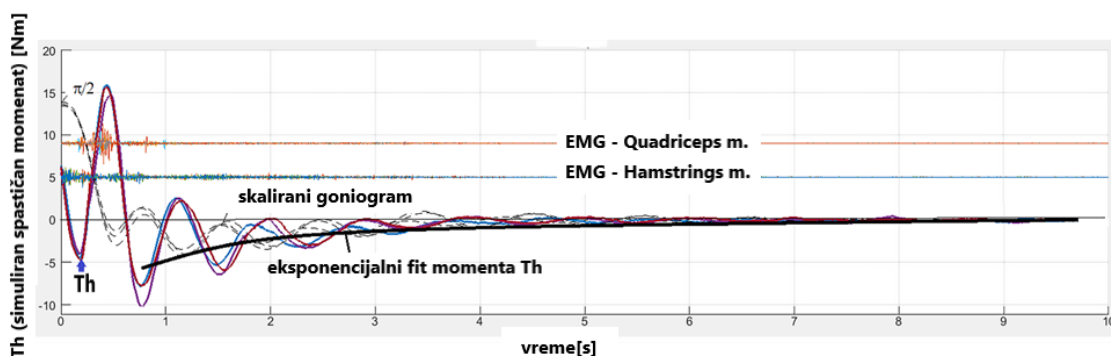
7.2.1.3. Protokol

Protokol snimanja je identičan kao u petom poglavlju: *Primena PT skora za procenu spasticiteta pri galvanskoj stimulaciji vestibularnog trakta.*

Kod subjekata pod rednim brojem 1, 2 i 3 galvanska i lažna stimulacija su rađene u različitim danima, dok su kod subjekata pod rednim brojem 4, 5 i 6 snimane istog dana, sa pauzom od 2 sata između testiranja.

7.2.2. Rezultati

Slika 7.3. prikazuje rezultate modelovanja: moment T_h kao i njegov eksponencijalni fit za subjekta 3 i skaliran goniogram. Narandžastom bojom je obeležen EMG snimljen na kvadricepsu, a plavom EMG snimljen na hamstringsu. Sa slike 7.3 je vidljivo da je najveća EMG aktivacija na početku pokreta. U prvoj sekundi *pendulum testa*, aktivnost kvadricepsa je znatno veća od aktivnosti hamstringsa.

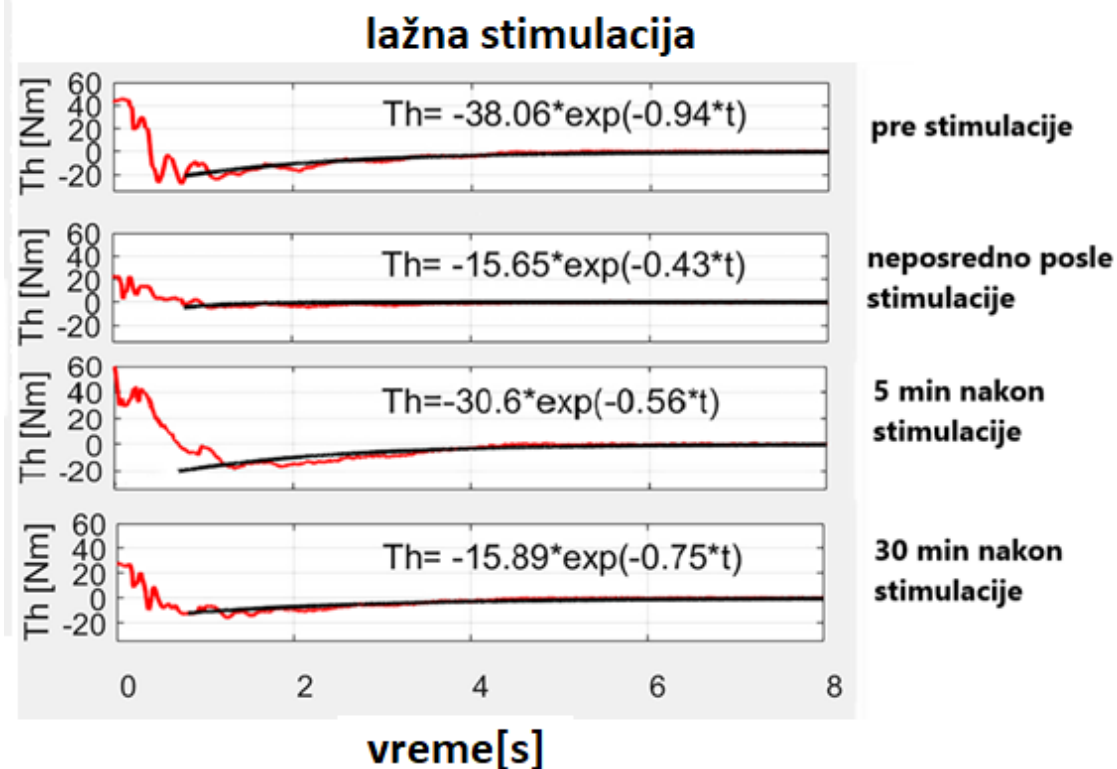


Slika 7. 3. Primer procenjenog spastičnog momenta i eksponencijelnog fita za subjekta pod rednim brojem 1, 30 minuta nakon stimulacije. Isprekidanom linijom obeležena su tri goniograma snimljena u tri pokušaja *pendulum testa*. Tri boje prikazuju izračunati momenat T_h za tri pokušaja *pendulum testa*. Crna linija predstavlja eksponencijalni fit momenta T_h . Plavom i narandžastom bojom je prikazan EMG signal snimljen sa mišića hamstringsa i kvadricepsa respektivno. Preuzeto i modifikovano iz [25].

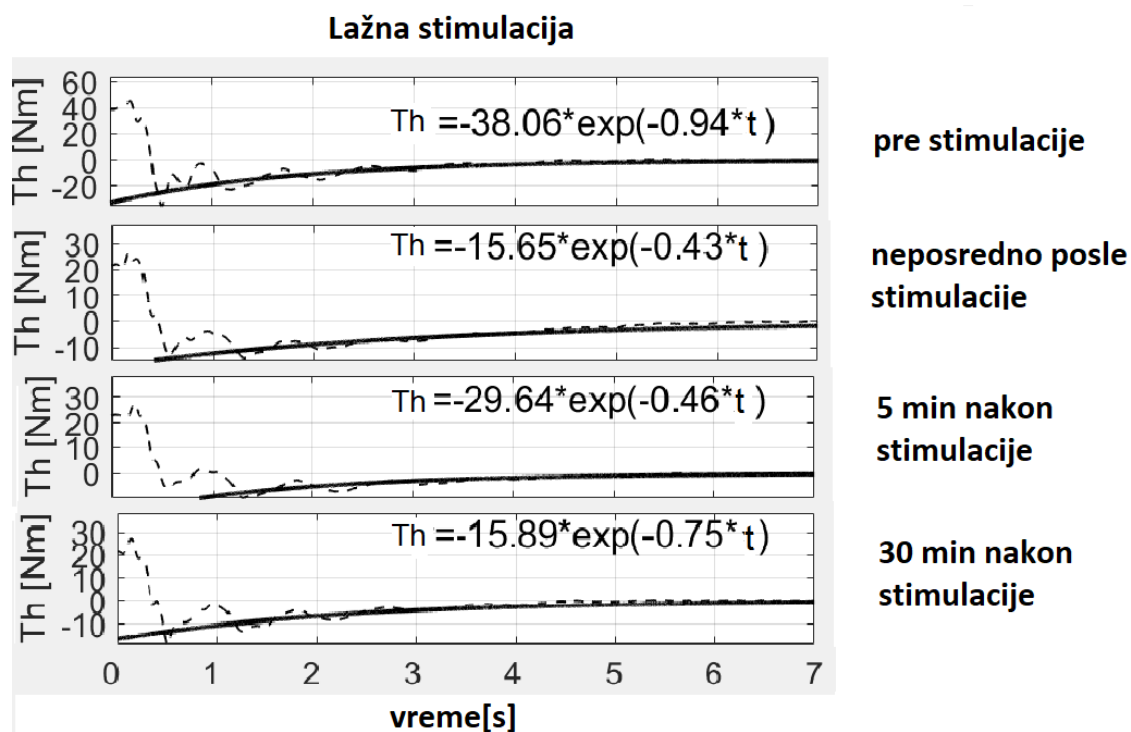
Na slikama 7.4. - 7.6. je prikazan spastični moment T_h za subjekta 1. Na slici 7.4. je prikazana lažna galvanska stimulacija, momenat T_h i njegov eksponencijalni fit u momentima pre, posle, kao i 5 i 30 minuta nakon lažne stimulacije. Na slikama 7.5. i 7.6. su prikazane lažna i galvanska stimulacija respektivno, originalni snimljeni ugao u kolenu, kao i fit momenta T_h .

Na slikama 7.7. - 7.9. su prikazani primeri za subjekta pod rednim brojem 3. Na slici 7.7. je prikazan crvenom linijom spastični momenat kolena pri lažnoj stimulaciji, a crna eksponencijalni fit spastičnog momenta T_h . Na slikama 7.8. i 7.9. su prikazane lažna i galvanska stimulacija respektivno, originalni snimljeni ugao u kolenu, kao i fit momenta T_h . Primetna je velika razlika između vrednosti parametara a i b snimljenih tokom lažne i galvanske stimulacije.

Slika 7.10. – 7.12. predstavljaju lažnu i galvansku stimulaciju za subjekta pod rednim brojem 5, sa prikazanim momentum T_h , njegovim eksponencijalnim fitom i originalnim goniogramom na slikama 7.11. i 7.12.

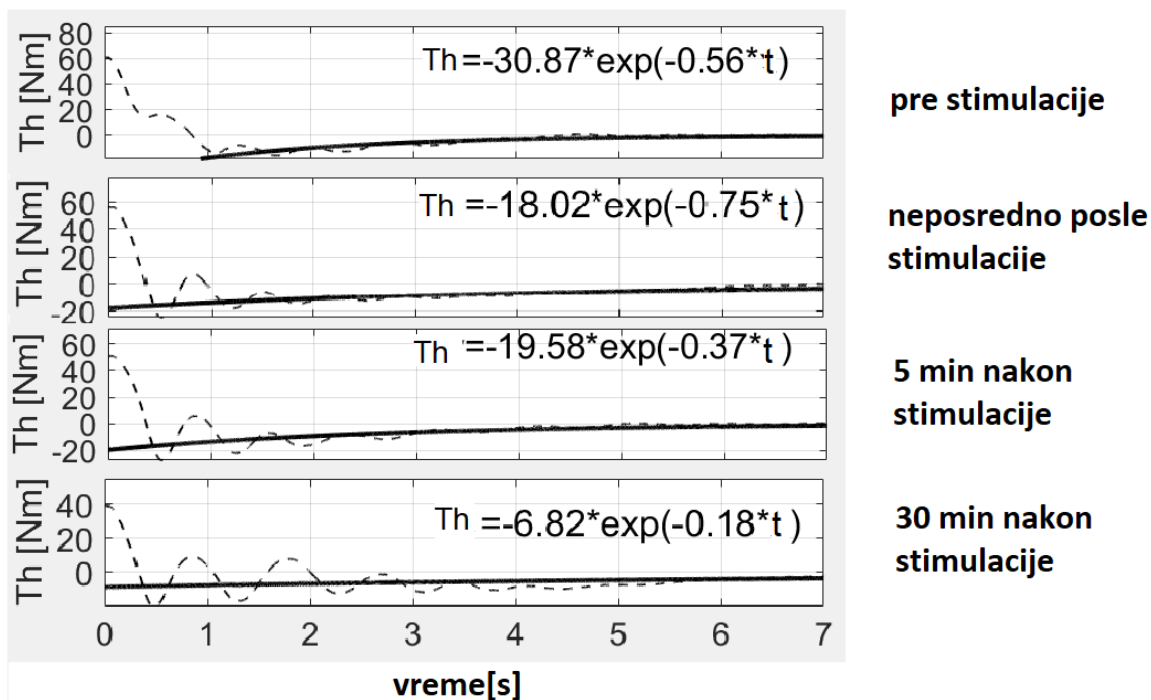


Slika 7. 4. Rezultati za prvog subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom, a njegov eksponencijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 1.2 do 3.2. Preuzeto i modifikovano iz [25].



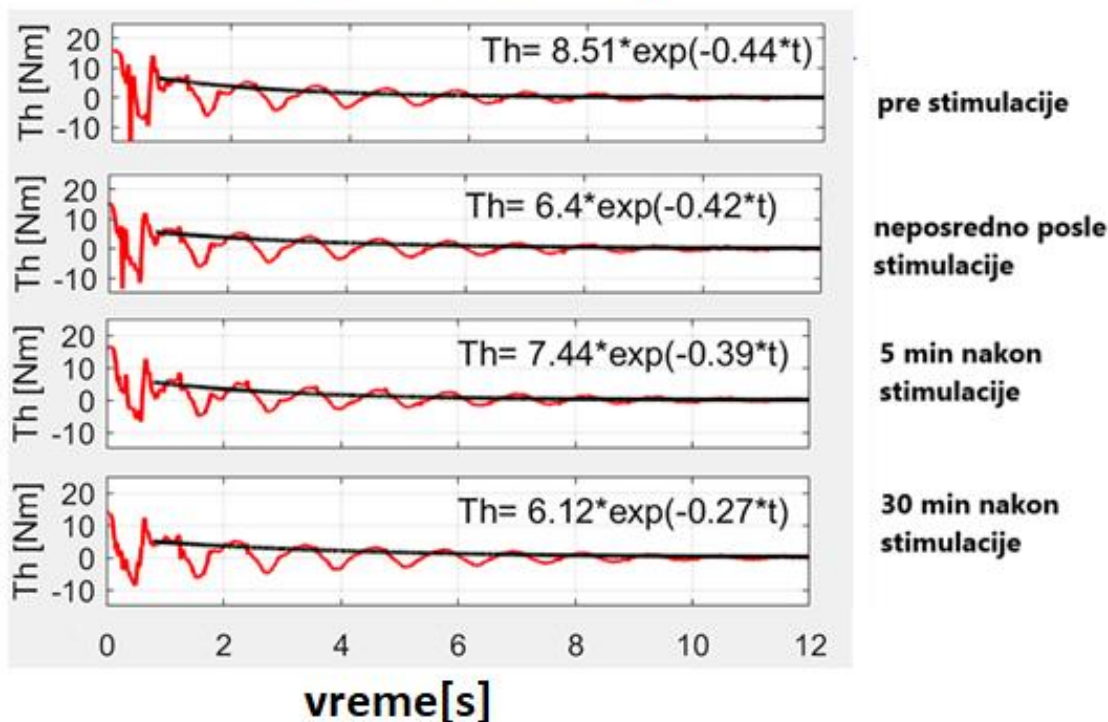
Slika 7. 5. Rezultati za prvog subjekta sa lažnom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponencijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.

Galvanska stimulacija

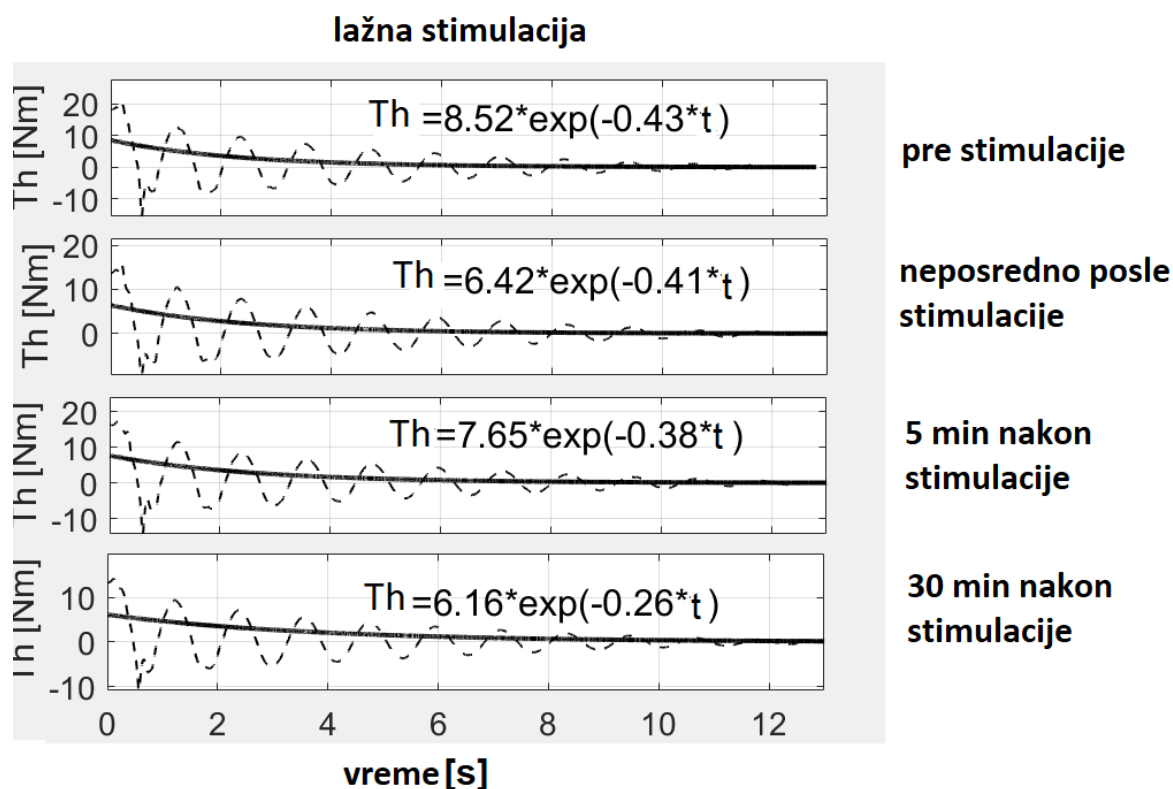


Slika 7. 6. Rezultati za prvog subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponecijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.

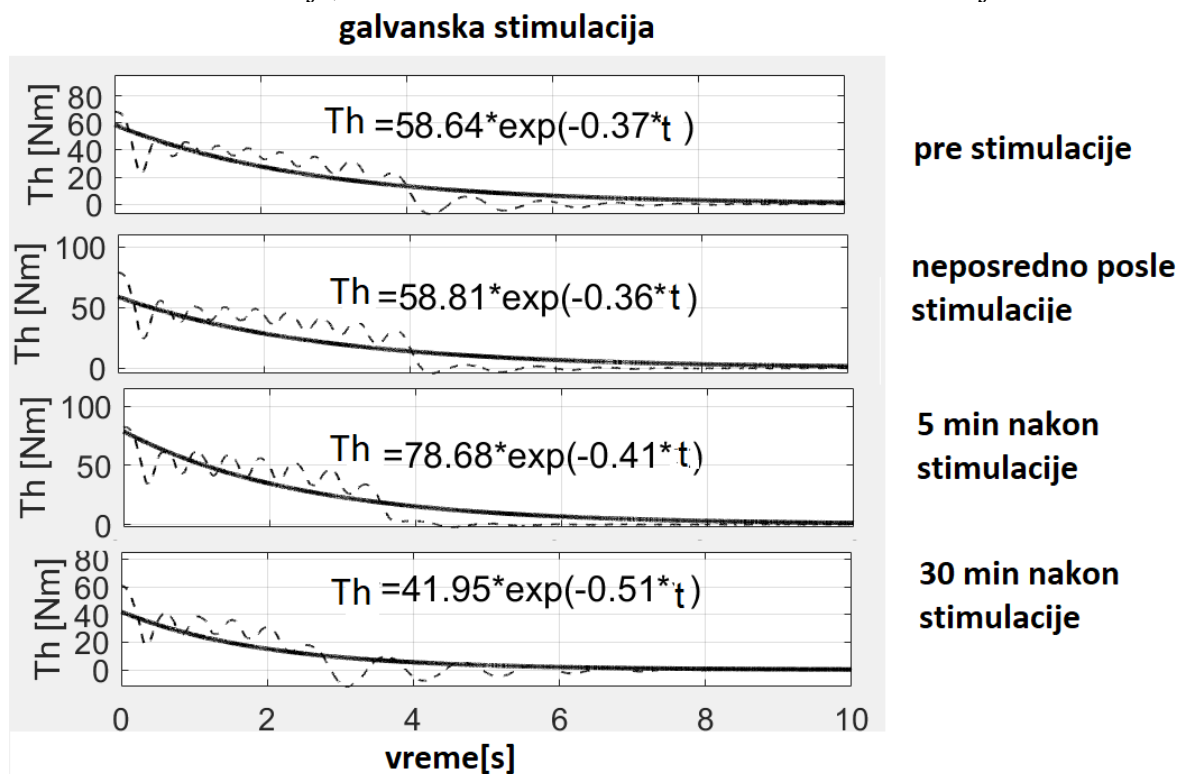
lažna stimulacija



Slika 7. 7. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom a njegov ekspancijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 0.8 do 1.4. Preuzeto i modifikovano iz [25].

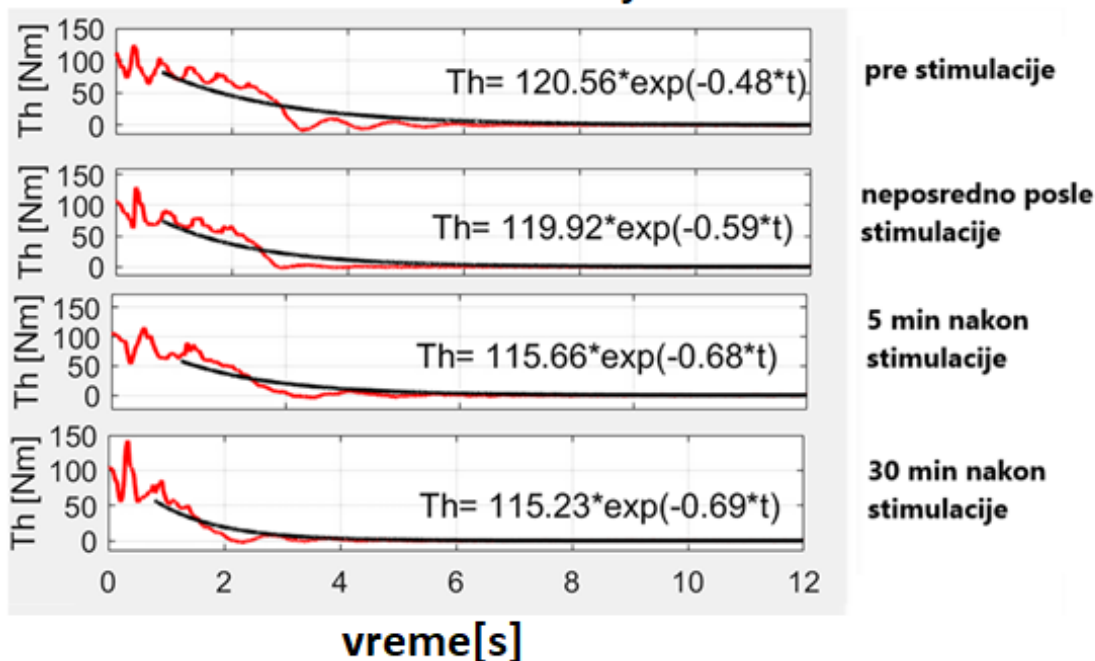


Slika 7. 8. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponecijalni fit momenta Th je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.



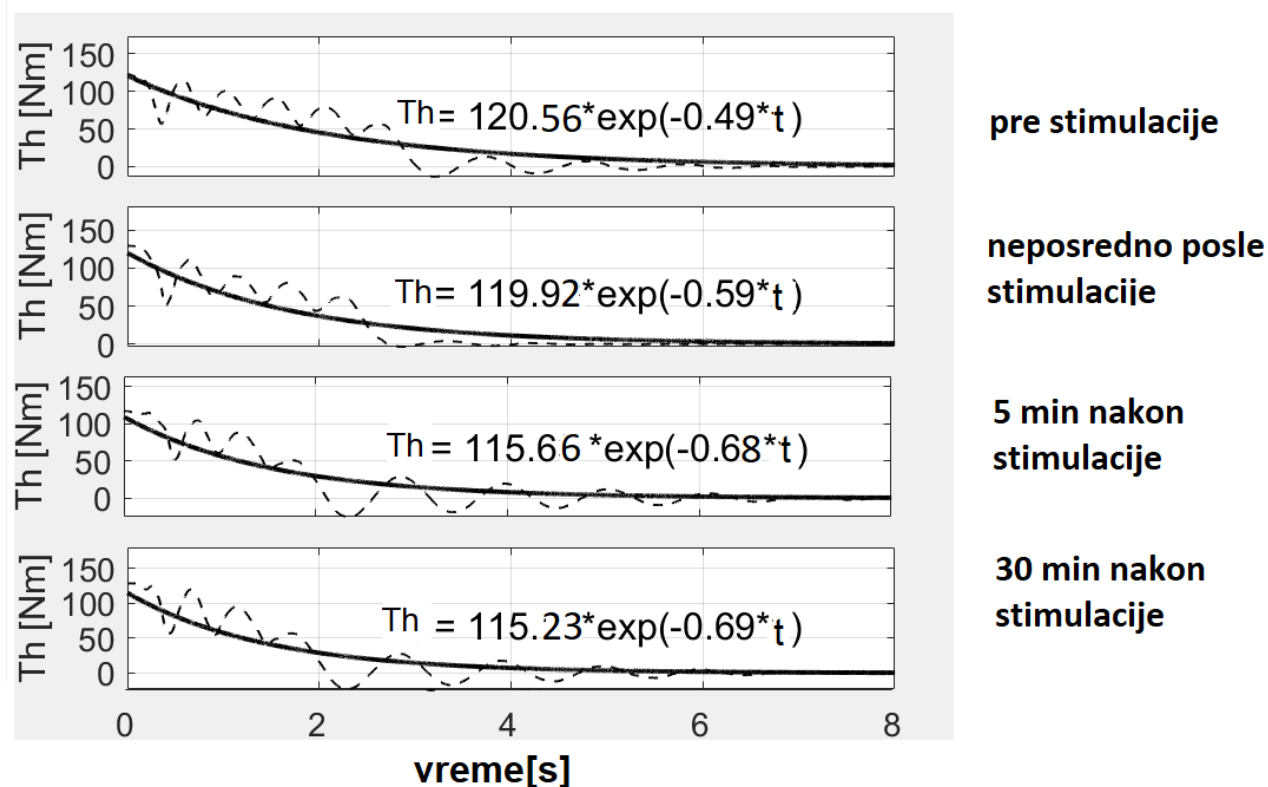
Slika 7. 9. Rezultati za trećeg subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponecijalni fit momenta Th je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.

lažna stimulacija



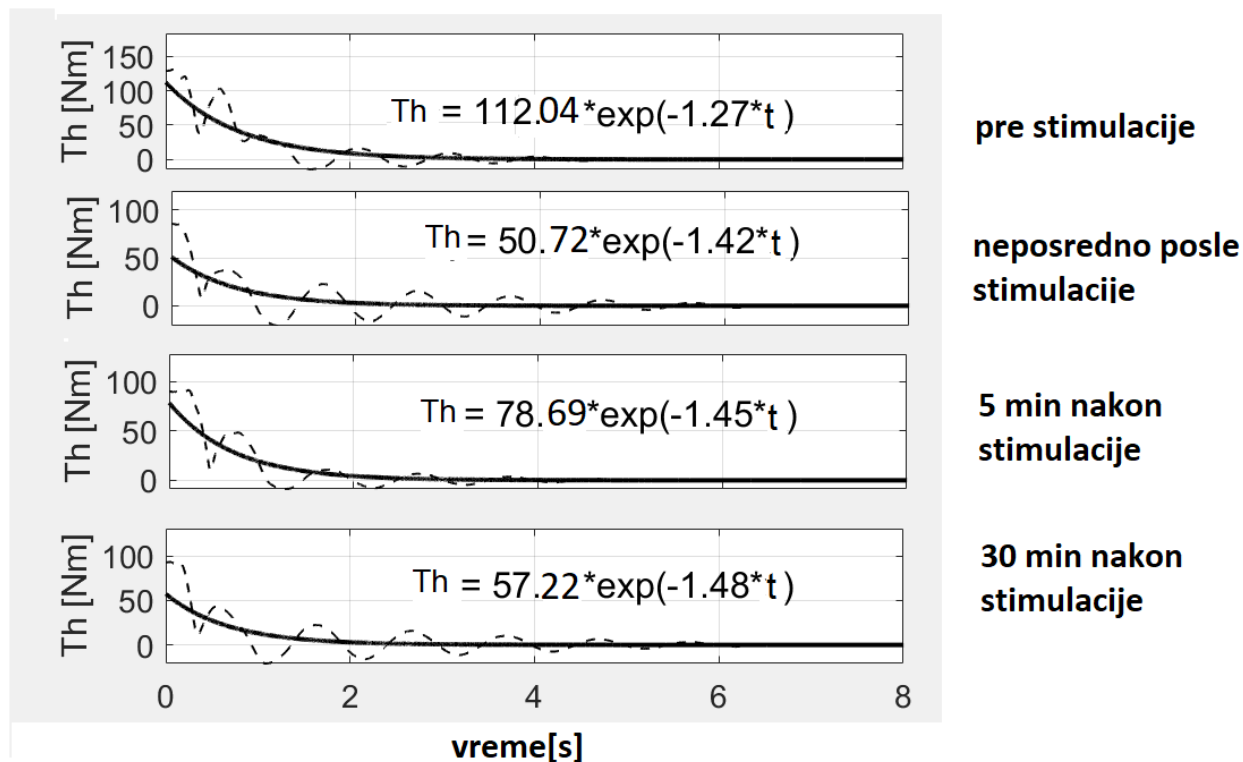
Slika 7. 10. Rezultati za petog subjekta sa lažnom stimulacijom. Simulirani spastični moment T_h je obeležen crvenom linijom a njegov eksponencijalni fit crnom bojom. SPAS procena kod ovog subjekta varira od 4.86 do 5.6. Preuzeto i modifikovano iz [25].

lažna stimulacija



Slika 7. 11. Rezultati za trećeg subjekta sa lažnom galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponencijalni fit momenta T_h je prikazan punom crnom linijom. Prikazani su rezultati neposredno pre i posle lažne stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon lažne stimulacije.

galvanska stimulacija



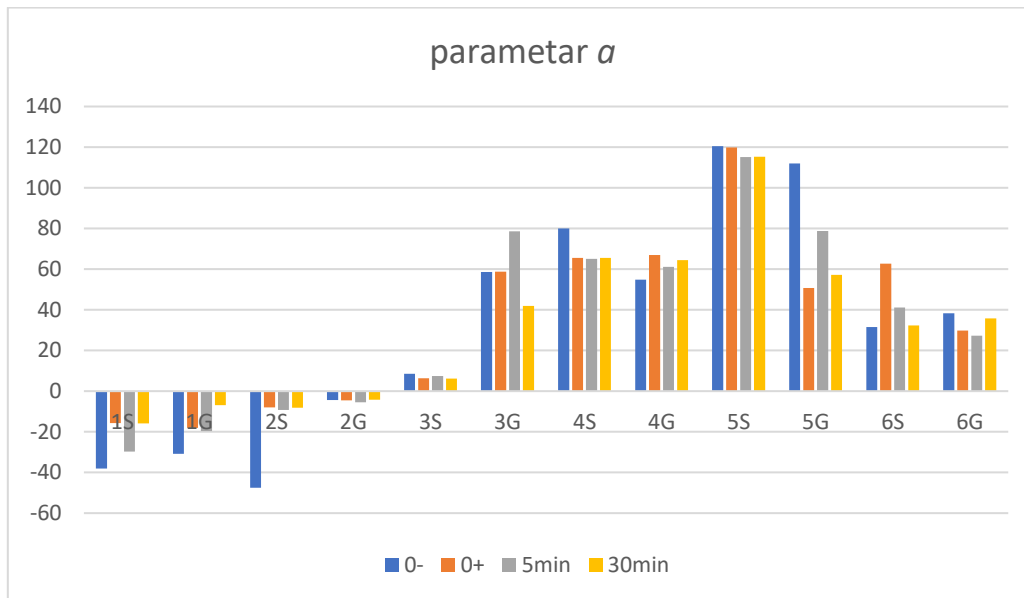
Slika 7. 12. Rezultati za petog subjekta sa galvanskom stimulacijom. Na slici je prikazan originalni goniogram subjekta (isprekidana crna linija), korišćen u jednačini 7.1. Eksponencijalni fit momenta Th je prikazan punom crnom linijom. . Prikazani su rezultati neposredno pre i posle stimulacije, kao i nakon 5 min i 30 min nakon stimulacije.

U tabeli 7.2. prikazani su parametri a i b za sve učesnike studije.. Analiza je pokazala da ponavljanje *pendulum testa* vodi ka sve opuštenijim udovima, te se stoga i parametri a i b smanjuju. Parametar b nikad ne menja znak i uvek je pozitivan.

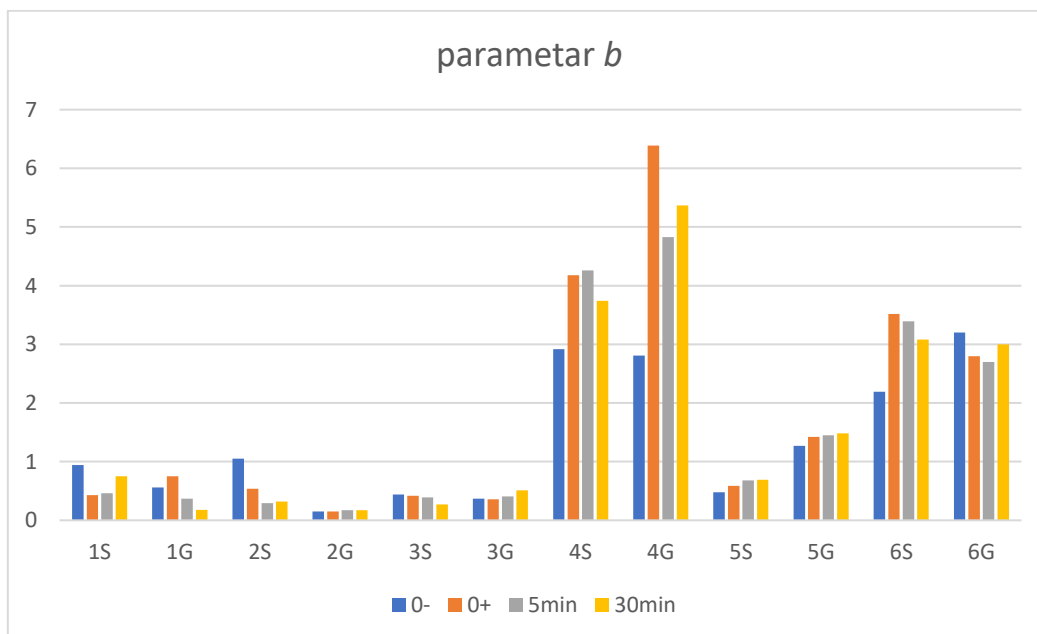
Tabela 7. 2. Parametri a i b pri primeni lažne i galvanske stimulacije za sve ispitanike u studiji, neposredno pre, neposredno posle, nakon 5 i nakon 30 minuta od realne ili lažne stimulacije

t	0-		0+		5min		30min	
No	a	b	a	b	a	B	a	b
1S	-38.06	0.94	-15.65	0.43	-29.64	0.46	-15.89	0.75
1G	-30.87	0.56	-18.02	0.75	-19.58	0.37	-6.82	0.18
2S	-47.55	1.05	-7.96	0.54	-9.26	0.29	-8.2	0.32
2G	-4.31	0.15	-4.47	0.15	-5.41	0.17	-4.14	0.17
3S	8.52	0.44	6.42	0.43	7.65	0.38	6.16	0.26
3G	58.64	0.37	58.81	0.36	78.68	0.41	41.95	0.51
4S	80.01	2.92	65.5	4.18	65.11	4.26	65.56	3.74
4G	54.9	2.81	66.95	6.39	61.2	4.83	64.46	5.37
5S	120.56	0.48	119.92	0.59	115.11	0.68	115.23	0.69
5G	112.04	1.27	50.72	1.42	78.69	1.45	57.22	1.48
6S	31.47	2.19	62.67	3.52	41.18	3.39	32.34	3.08
6G	38.23	3.20	29.84	2.83	27.32	2.71	35.85	3.03

Bar dijagrami pokazuju procenjene vrednosti parametara a i b koji definišu eksponencijalno prilagođavanje spastičnom obrtnom momentu i novu meru skale spastičnosti $SPAS = 4 * \log(a/b)$ za šest pacijenata u dva stanja (galvanska - GS i lažna stimulacija - LS). Parametar a je prikazan na slici 7.13., parametar b na slici 7.14, dok je SPAS mera prikazana na slici 7.15.



Slika 7. 13. Parametar a prikazan na bar dijagramu. Plava boja predstavlja vrednost neposredno pre, narandžasta neposredno posle, siva 5 min posle, a žuta 30 min nakon realne ili lažne stimulacije (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija).

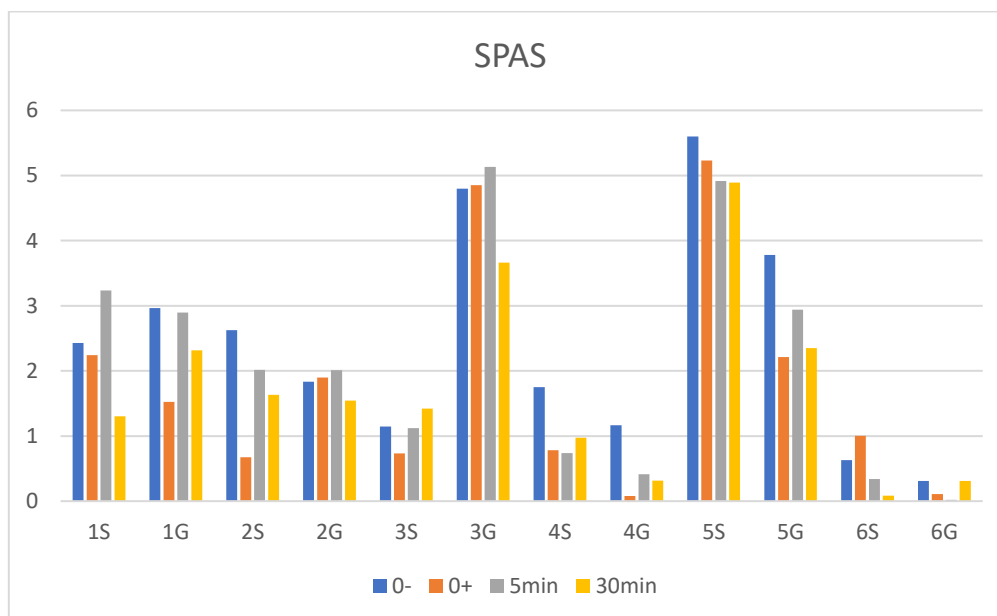


Slika 7. 14. Parametar b prikazan na bar dijagramu. Plava boja predstavlja vrednost neposredno pre, narandžasta neposredno posle, siva 5 min posle, a žuta 30 min nakon realne ili lažne stimulacije (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija).

Tabela 7. 3. SPAS pri primeni lažne i galvanske stimulacije za sve ispitanike u studiji, neposredno pre, neposredno posle, nakon 5 i nakon 30 minuta od realne ili lažne stimulacije

SPAS	0-	0+	5min	30min
1S	2.429364	2.244184	3.236481	1.304251
1G	2.965394	1.522774	2.894444	2.314047
2S	2.623845	0.674077	2.016852	1.634655
2G	1.833544	1.896865	2.010993	1.546206
3S	1.145908	0.731723	1.122033	1.421551
3G	4.799969	4.852595	5.132322	3.660647
4S	1.751046	0.78026	0.736952	0.975069
4G	1.163464	0.080999	0.411217	0.317264
5S	5.599848	5.232158	4.914417	4.890866
5G	3.782278	2.211564	2.938206	2.349145
6S	0.629811	1.002068	0.337947	0.084757
6G	0.309017	0.110563	0.020468	0.309472

U tabeli 7.3. prikazana SPAS procena numeričkim vrednostima, dok je na slici 7.15. ova ista procena prikazana grafički. Plava boja predstavlja SPAS vrednost neposredno pre, narandžasta neposredno posle, a siva i žuta u 5 i 30 minuta nakon lažne ili galvanske stimulacije.



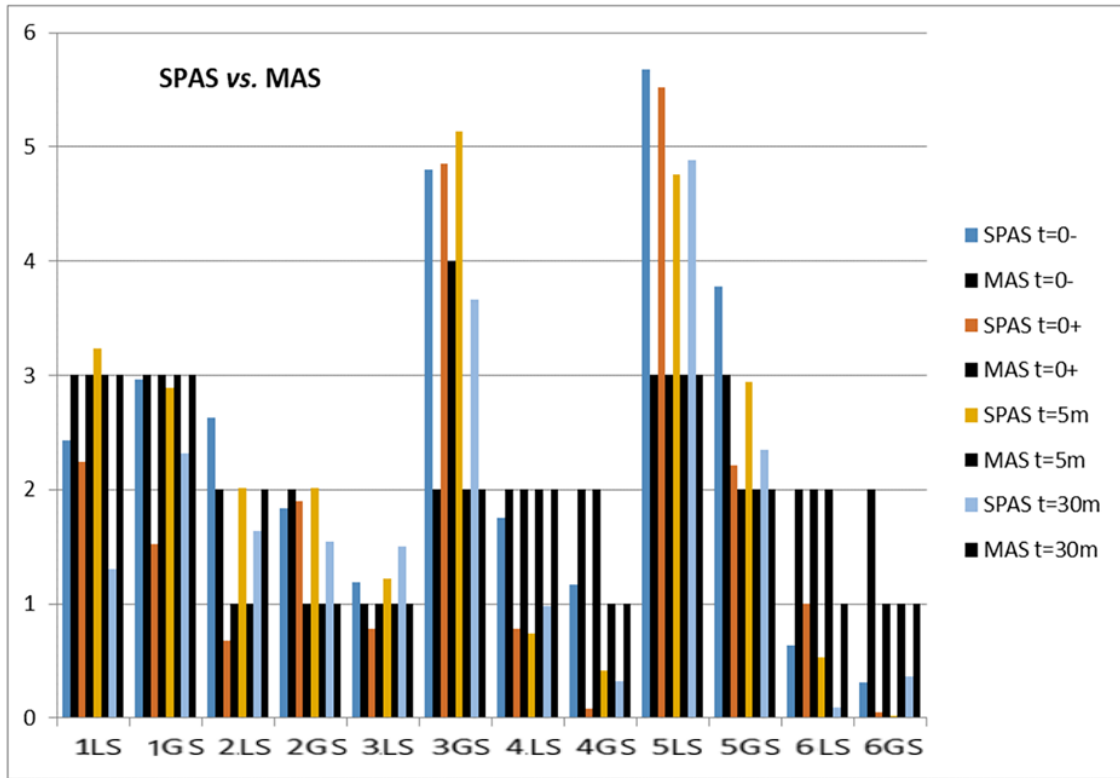
Slika 7. 15. Bar dijagrami koji prikazuje vrednosti SPAS za šest ispitanika testiranih u dva protokola (GS - galvanska stimulacija i LS - lažna stimulacija). Četiri vrednosti (neposredno pre stimulacije (0-), neposredno nakon stimulacije (0+) i na 5 i 30 minuta nakon stimulacije) za svakog subjekta su predstavljene različitim bojama.

Tabela 7. 4. MAS procena za 6 pacijenata za oba protokola (GS – galvanska stimulacija, LS – lažna stimulacija).

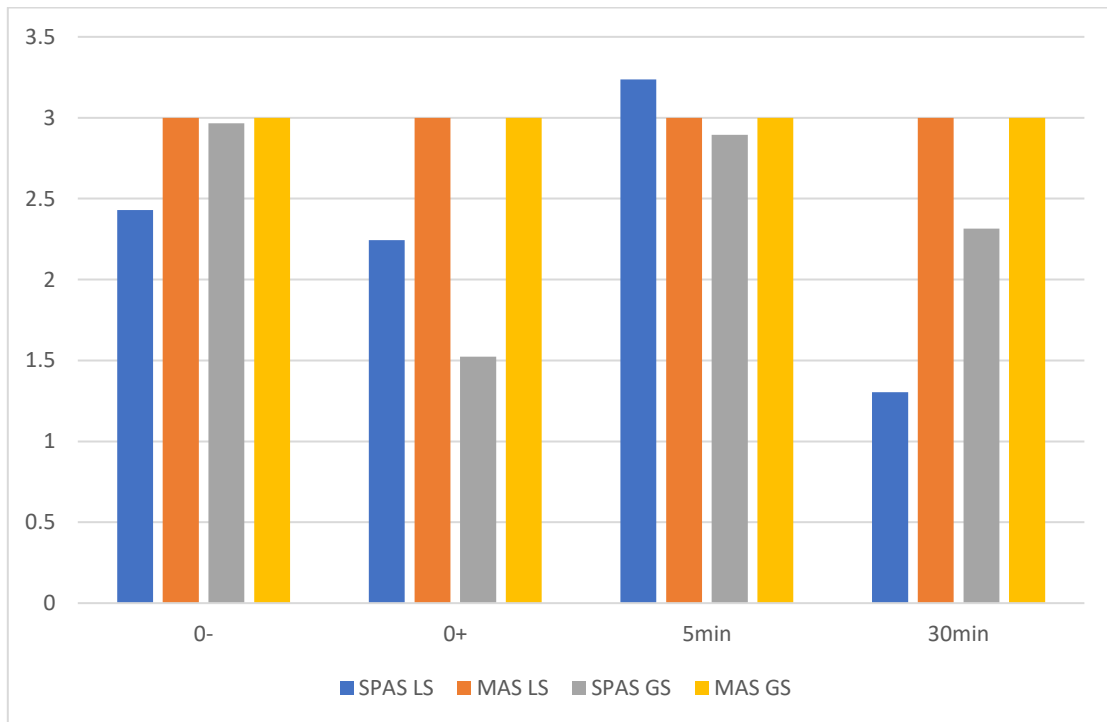
Subjekat N°	VREME SNIMANJA			
	t=0-	t=0+	t= 5 min	t= 30 min
1LS	3	3	3	3
1GS	3	3	3	3
2LS	2	1	1	2
2GS	2	1	1	1
3LS	1	1	1	1
3GS	2	4	2	2
4LS	2	2	2	2
4GS	2	2	1	1
5LS	3	3	3	3
5GS	3	2	2	2
6LS	2	2	2	1
6GS	2	1	1	1

Na slici 7.16. je dato poređenje MAS i SPAS procene. Na slici 7.16., zanimljivo je primetiti da su vrednosti a i b znatno niže za prva tri subjekta u odnosu na preostala tri subjekta. Apsolutna vrednost parametra a je za subjekta pod rednim brojem 5 skoro 50 puta veća nego za subjekta pod rednim brojem 2. Sa druge strane, SPAS ocena ne pokazuje toliku razliku kao parametri a i b , i srazmerna je Modifikovanoj Ašvort skali. Modifikovana Ašvort skala je data za sve subjekte koji su učestvovali u studiji u tabeli 7.1.

Slika 7.16. pokazuje da vrednosti $SPAS = 4 * \log(a/(10b))$ koreliraju sa vrednostima MAS rezultata. MAS rezultati su celi brojevi i imaju samo šest vrednosti, dok su SPAS realni brojevi; na taj način pružaju detaljniji opis spastičnosti. Znak parametra a definisan je vrstom spastičnosti. Ovo je još primetnije na slici 7.17. gde su zasebno prikazane vrednosti SPAS i MAS za subjekta pod rednim brojem 1.



Slika 7. 16. Vrednosti $SPAS = 4 \cdot \log(a/(10b))$ i MAS rezultata za šest pacijenata procenjene u dva protokola (S - lažna i G - galvanska stimulacija). Crne vrednosti su MAS rezultati. Plavom, narandžastom i žutom bojom je označena SPAS skala u različitim momentima snimanja. Preuzeto i modificirano iz [25]



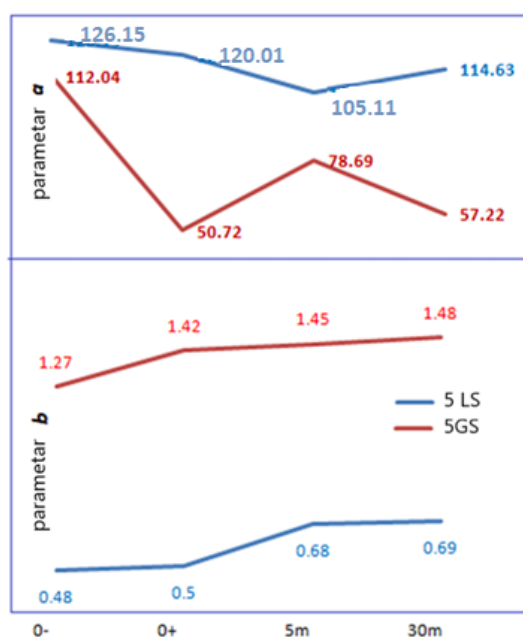
Slika 7. 17. SPAS i MAS procena za ispitanika 1, pri lažnoj i galvanskoj stimulaciji. Plavom bojom je prikazan SPAS pri lažnoj, a sivom pri realnoj stimulaciji. MAS vrednosti su prikazane narandžastom pri lažnoj, a žutom pri pravoj galvanskoj stimulaciji.

Skala koja je predložena za procenjivanje spastičnosti je data u tabeli 7.5.

Tabela 7. 5. SPAS skala za procenu spasticiteta

SPAS	Znak <i>a</i>	Nivo spastičnosti	MAS procena
>3	-	Vrlo jaka fleksija	4
2 – 3	-	Jaka fleksija	3
1 – 2	-	Osrednja fleksija	2
0.2 - 1	-	Nizak nivo fleksije	1
<0.2	-/+	Normalno	0
0.2 -1	+	Slaba ekstenzija	1
1 – 2	+	Srednja ekstenzija	2
2 – 3	+	Jaka ekstenzija	3
> 3	+	Vrlo jaka ekstenzija	4

Činjenica da su SPAS realni brojevi omogućava suptilnu gradaciju koja je važna za lečenje i odabir najprikladnije intervencije kako bi se spastičnost održala na nivou koji je najbolji za kvalitet života pacijenta. Na slici 7.18. su je dat grafički prikaz za ispitanika pod rednim brojem 5 parametara *a* i *b* neposredno pre, neposredno posle, 5 i 30 min nakon lažne i realne stimulacije.



Slika 7. 18. Promene parametara *a* i *b* za pacijenta br. 5 četiri puta: 0-, 0+, 5 min i 30 minuta nakon stimulacije. Crvene linije su za protokol galvanske stimulacije, a plave za protokol lažne stimulacije. Preuzeto i modifikovano iz [25].

7.2.3. Diskusija

Na slikama 7.4. do 7.12. prikazani su rezultati modeliranja tj. izračunat je momenat i eksponencijalna kriva dobijena minimiziranjem srednje kvadratne greške u odnosu na izračunati trenutak Th . Odabrani su primeri koji prikazuju pacijenta sa izraženom fleksionom spastičnošću (br. 1S), pacijenta sa ozbiljnom ekstenzionom spastičnošću (br. 5S) i pacijenta sa manjom ekstenzionom spastičnošću (br. 3S). U primerima primećujemo da se sa svakom serijom od četiri merenja simulirani spastični moment oblikuje, a eksponencijalni model menja u trenucima neposredno pre, neposredno posle, nakon 5 minuta i nakon 30 minuta. Parametri a i b karakterišu eksponencijalni model.

Slika 7.7. pokazuje da pacijent 3S ima malu spastičnost. Parametar a je pozitivan u sva četiri testa; ipak, on je gotovo red veličine manji od istog parametra kod pacijenta pod rednim brojem 5. Ovo pokazuje da ispitanik br. 3 ima manji ekstenzioni spasticitet od ispitanika pod rednim brojem 5.

Negativne vrednosti parametra a pokazuju fleksioni tip spastičnosti, kao kod ispitanika br. 1 na slici 7.4. Ovaj ispitanik, za razliku od br. 3 i 5, takođe ima negativne vrednosti Th , zbog negativne vrednosti parametra a . Na goniogramu ispitanika 1, uočljiv je dominantni pad noge ispod nule, i postepeno vraćanje noge ka ravnotežnom položaju. Momenat Th prati ovakvo ponašanje ugla i raste od negativnih ka pozitivnim vrednostima, tokom pendulum testa. Na slikama 7.8., 7.9., 7.11. i 7.12. uočljivo je suprotno ponašanje noge tokom *pendulum testa*. U tim slučajevima noga postepeno pada i vrednosti spastičnog momenta Th opadaju tokom pendulum testa. Vrednosti parametra a su prikazane u tabeli 7.2. kao i na slici 7.13., gde se vidi da negativne vrednosti parametra a korelišu sa fleksionim spasticitetom, a pozitivne sa ekstenzionim tipom spasticiteta.

Parametar b se menja tokom vremena, što pokazuje da je spastičnost promenljiva tokom pasivnog istezanja kao i *pendulum testa*. Ovo je vidljivo na slici 7.14. Celokupno testiranje je trajalo nešto duže od 30 minuta po ispitaniku i obuhvatilo je preko 15 pasivnih ekstenzija nogu i *pendulum* oscilacija. Takođe je primetno da je parametar b viši kod ispitanika pod rednim brojem 5G u poređenju sa pacijentima pod rednim brojem 3 i 1 (u sva tri slučaja protokol je bio identičan: realna stimulacija).

Slika 7.15., kao i tabela 7.3. su rezime veličine SPAS-a, što je prikaz apsolutne vrednosti odnosa a/b . Primetno je da se vrednost SPAS menja tokom merenja neposredno pre, neposredno nakon i nakon 5 i 30 minuta nakon stimulacije. To je slučaj i sa galvanskom stimulacijom i sa lažnim protokolom. Primetno je da je u oko 80% slučajeva SPAS najveći pre stimulacije. Ovo je posledica neaktivnosti potkolenice, koja je posledica paralize. Ova činjenica ukazuje da bi protokol ispitivanja klatna trebalo da sadrži najmanje tri ponavljanja ispitivanja pre početka merenja.

Slika 7.16. upoređuje rezultat pomoću MAS skale i nove SPAS mere. Mera SPAS dobijena je heurističkom metodom, a ocene zaokružene na celobrojne vrednosti korelisane su sa MAS rezultatima. Prednost upotrebe skale koja koristi realne brojeve (SPAS) sa skalom sa diskretnim vrednostima (MAS) je u tome što finija gradacija bolje opisuje suptilne promene spastičnog odziva. Ovo je najbolje vidljivo na slici 7.17. gde su posebno prikazane vrednosti MAS i SPAS ocene za ispitanika 1. Vidljivo je da je ocena MAS konstantno 3, dok SPAS varira. SPAS direktno zavisi od momenta Th , koji je prikazan na slici 7.4., čije su vrednosti promenljive, te i vrednosti SPAS prate promene spastičnog momenta Th . Analiza podataka prikazana na slici 7.16. dovela je do rezultata predstavljenog u tabeli 7.5. gde je prikazana nova skala za procenu spastičnosti.

Takođe, na slici 7.16 se može uočiti klasifikacija na slabu i jaku spastičnost. SPAS ima slične srednje vrednosti u oba protokola (galvanska stimulacija i lažna stimulacija). Izuzetak je ispitanik pod rednim brojem 3 kod kojeg je razlika u SPAS ocenama bila značajna (tabela 7.3.). Međutim, razlika u MAS rezultatu je takođe značajna kod ovog pacijenta (tabela 7.4). Prema kasnijoj analizi, otkrili smo da je ovaj pacijent koristio opijate pre lažnog protokola protivno zahtevima ispitivača.

Praćenje parametara a i b tokom testa je pogodno za analizu spastičnosti (slika 7.18.). Primer koji navodimo je pacijent pod rednim brojem 5 na kome je primenjena galvanska stimulacija (br. 5GS) i

lažna stimulacija (br. 5LS). Promena parametra a u vremenu pokazuje da galvanska stimulacija utiče na spastičnost i da taj efekat traje najmanje 30 minuta. Razlike u parametru b pokazuju da se spastičnost smanjuje u ponavljajućem testu klatna, tj. da pasivna manipulacija spastičnog mišića smanjuje refleksni odgovor. To daje bolji uvid u analizu spastičnosti u toku vremena.

Koristeći jednostavan instrument i program koji prati uređaj, kliničar može objektivno i numerički da okarakteriše spastičnost. Na ovaj način se potpuno izbegava subjektivnost u merenjima.

7.2.4. Zaključak

U radu se upoređuje nova mera spastičnosti nazvana SPAS sa konvencionalno prihvaćenom MAS ocenom. Mera SPAS je proizvedena iz eksponencijalnog fita spastičnog momenta mišića natkolena. Parametri a i b karakterišu eksponencijalni fit momenta koji je rezultat nevoljnog refleksnog aktiviranja paralizovanih mišića. Znak parametra a označava vrstu spasticiteta. Negativne vrednosti parametra a ukazuju na fleksioni, dok pozitivne vrednosti ovog parametra ukazuju na ekstenzioni tip spasticiteta. Parametar b karakteriše brzinu opadanja momenta paralizovanih mišića. Veće vrednosti apsolutnog odnosa a/b ukazuju na jaču, a niže vrednosti na slabiju spastičnost. Prikazani rezultati malog broja pacijenata sugerišu da su MAS i SPAS korelisani. Suštinska prednost SPAS-a u odnosu na MAS je to što predstavlja realni broj. MAS ocene su celi brojevi, stoga SPAS daje precizniju gradaciju i ocenu spastičnosti u poređenju sa MAS.

7.3. Nova mera spasticiteta dobijena fitovanjem momenta zgloba kolena

7.3.1. Metod i materijal

7.3.1.1. Subjekti

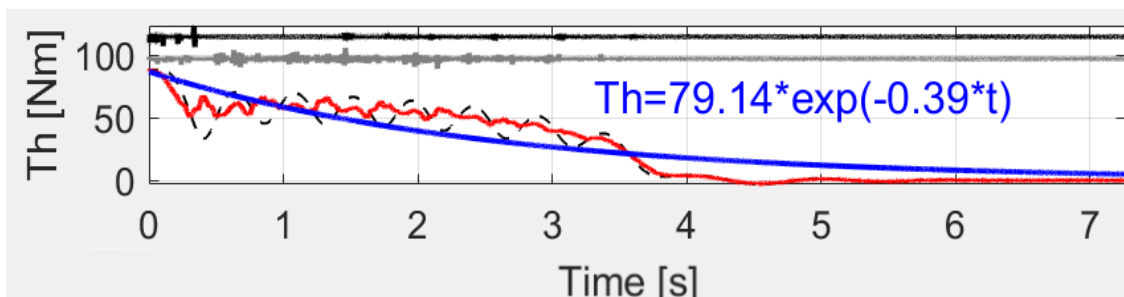
Podaci su snimljeni u Klinici za rehabilitaciju „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu čiji etički odbor je odobrio studiju. Šest ispitanika je potpisalo informisanu saglasnost u skladu sa Helsinškom deklaracijom. Kriterijumi za uključivanje ispitanika u ispitivanje su bili: 1) potpuna lezija iznad Th12; 2) stabilan neurološki i medicinski status; 3) nepostojanje autonomne disrefleksije; 4) nepostojanje kognitivnih poremećaja i 5) nepostojanje anamneze o poremećajima sluha ili ravnoteže. Snimanja su rađena četiri puta tokom dve sesije, pri čemu su prva dva snimka rađena uzastopno, a potom je snimano nakon 5 i nakon 30 minuta. Ovako je dobijeno 48 setova podataka za analizu.

7.3.1.2. Instrumentacija i obrada signala

Oprema za snimanje i obrada signala sa senzora je opisana u poglavlju 7.2., sa izuzetkom korišćenja galvanske stimulacije.

7.3.2. Rezultati

Slika 7.19. prikazuje skalirani goniogram zgloba u kolenu isprekidanom crnom linijom, izračunati moment T_h prikazan crvenom, a eksponencijalno uklapanje plavom bojom. Gornja dva signala prikazuju EMG signale koji su direktno povezani sa spasticitetom i razlog su narušavanja normalnog kretanja poput klatna u polju gravitacije.



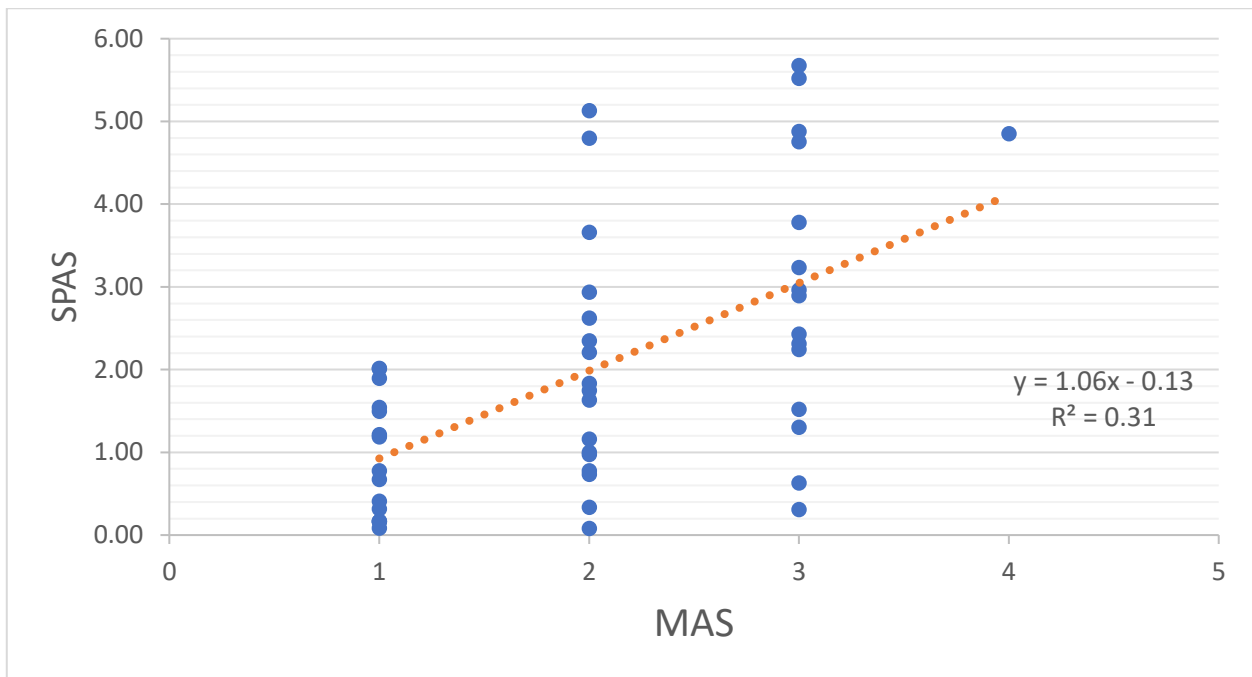
Slika 7. 19. Primer procenjenog momenta T_h i eksponencijalnog fita za jednog od subjekata. Crvena linija prikazuje procenjeni moment T_h , plava linija i jednačina predstavljaju najbolje fitovanje momenta T_h . Isprekidana crna linija prikazuje skalirani goniogram zgloba kolena $\varphi(t)$ koji počinje od $\pi/2$ i završava u 0. Gornji crni i sivi signali su izmereni EMG signal (<0,5mV) fleksora kolena i ekstenzora zglobova, respektivno. Preuzeto i modifikovano iz [28].

MAS i SPAS vrednosti za sve subjekte koji su učestvovali u istraživanju nalaze se u Tabeli 7.6.

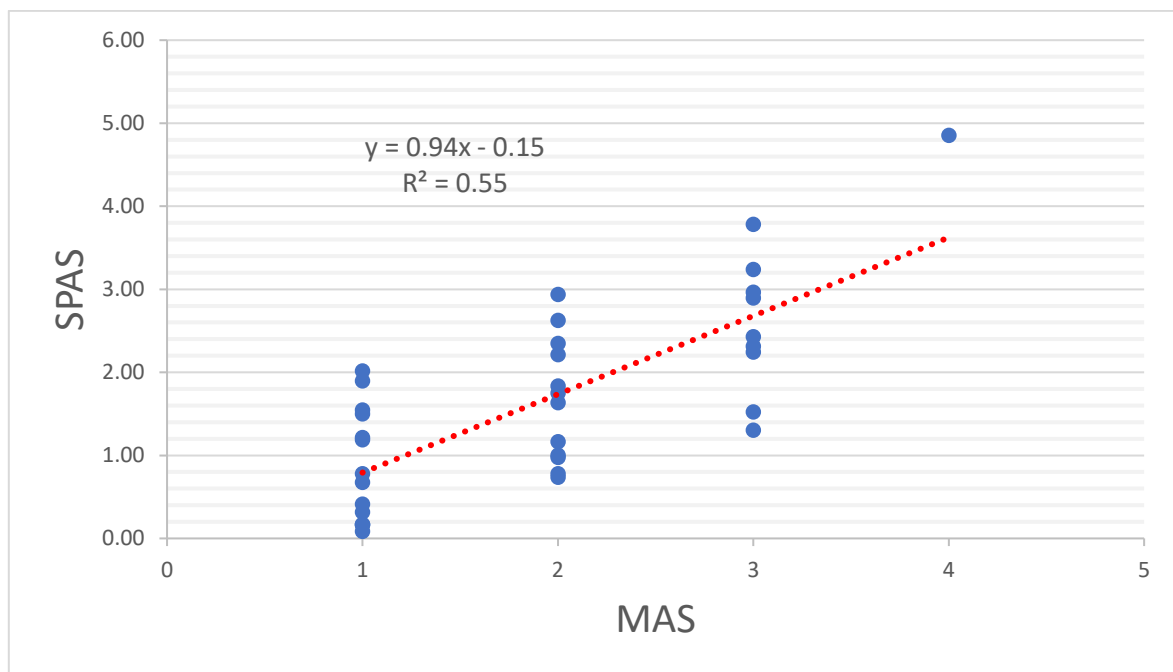
Tabela 7. 6. MAS i SPAS ocena za 6 subjekata. U svakoj od ukupno dve sesije snimanja je snimano 4 puta (P-prva sesija, D-druga sesija)

N°	PRVI MAS	PRVI SPAS	DRUGI MAS	DRUGI SPAS	TREĆI MAS	TREĆI SPAS	ČETVRTI MAS	ČETVRTI SPAS
1p	3	2.43	3	2.24	3	3.24	3	1.30
1d	3	2.97	3	1.52	3	2.89	3	2.31
2p	2	2.62	1	0.67	1	2.02	2	1.63
2d	2	1.83	1	1.90	1	2.01	1	1.55
3p	1	1.19	1	0.78	1	1.22	1	1.50
3d	2	4.80	4	4.85	2	5.13	2	3.66
4p	2	1.75	2	0.78	2	0.74	2	0.98
4d	2	1.16	2	0.08	2	0.41	1	0.32
5p	3	5.68	3	5.52	3	4.76	3	4.88
5d	3	3.78	2	2.21	2	2.94	2	2.35
6p	2	0.63	2	1.00	2	0.34	1	0.08
6d	2	0.31	1	0.17	1	0.17	1	0.17

Podaci iz Tabele 7.3. prikazani su na slici 7.20. Primenjena je linearna regresija i dobijeno je da je $SPAS = 1,06 MAS - 0,12$, $R^2=0,31$. Na slici 7.20. je prikazana linearna regresija pri čemu je MAS na x osi u odnosu na SPAS na y osi.



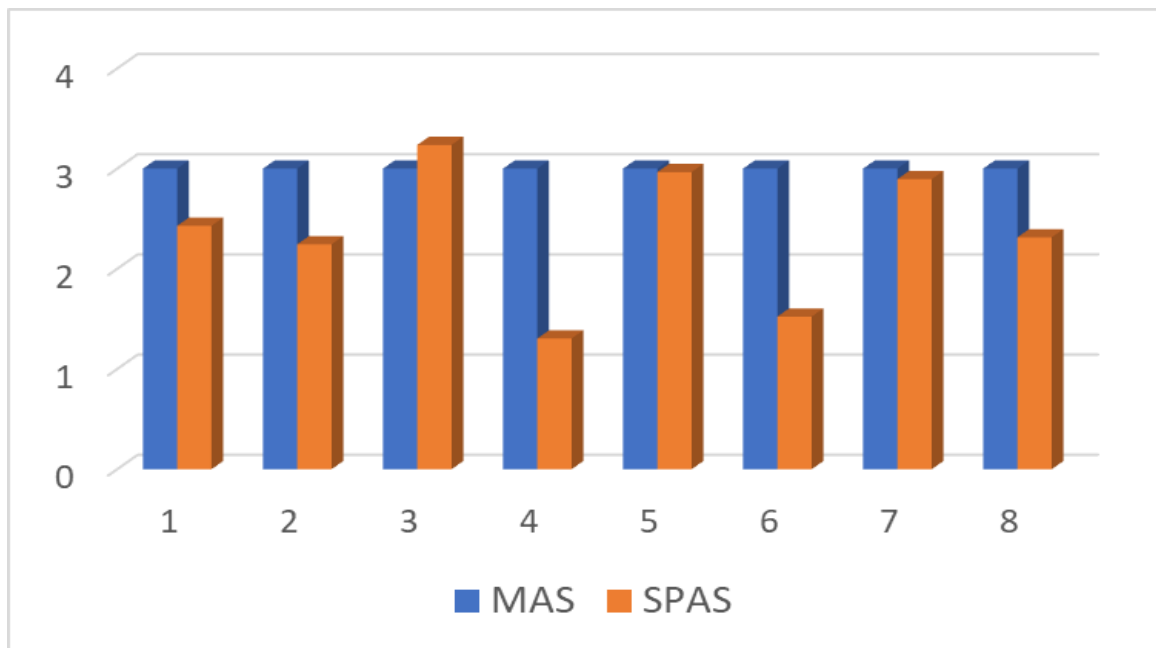
Slika 7. 20. Linearna regresija SPAS u odnosu na MAS podataka za sve pacijente, 48 snimaka.



Slika 7. 21. Linearna regresija SPAS u odnosu na MAS podatke za 36 snimaka. Preuzeto i modificirano iz [28].

Na slici 7.21. je prikazana linearna regresija SPAS ocene naspram MAS procene sa izbačenim *outlier*-ima. *Outlier*-i su određeni kao dve najveće i najmanje SPAS ocene za MAS vrednosti 1, 2 i 3. Nakon ovakve obrade i izbacivanja *outlier*-a, ostalo je 36 snimaka za analizu. Jednačina linearne regresije je tad: $SPAS = 0.94 MAS - 0.15$, $R^2=0.55$.

Slika 7.22. prikazuje SPAS i MAS rezultate iz osam snimaka za subjekt 1, pri čemu su prve četiri ocene iz prve sesije snimanja, a ocene obeležene brojevima od 5 do 8 su snimljene tokom druge sesije snimanja podataka.



Slika 7. 22. Grafik koji prikazuje MAS i SPAS rezultate za subjekt 1 u osam snimaka. Preuzeto i modificirano iz [28].

7.3.3. Diskusija

Tabela 7.6. daje uvid u poređenje SPAS i MAS. Grafički prikaz ovih podataka (slika 6.11.) sa linearnim uklapanjem ima nagib $y=1.06$, a $R^2=0.3$. Kada izuzmemo 12 *outlier*-a, jednačina linearnog fitovanja je $y=0.94x - 0.15$, ali sa većom vrednošću $R^2=0.55$, slika 6.12. Nagib je sada manji u odnosu na nagib sa svim podacima, ali i dalje blizu 1.

Na slici 7.22. prikazano je poređenje MAS-a i SPAS-a za subjekta pod rednim brojem 1. Ovde je MAS ocena bila konstantna i jednaka 3. SPAS ocena je varirala i bila je najmanja za četvrti snimak $SPAS=1.3$, a najveća za peti snimak $SPAS=2.97$. Ovo jasno ukazuje na to koliko je SPAS osjetljiviji u odnosu na MAS.

7.3.4. Zaključak

Prikazan je odnos između MAS i SPAS ocene za 8 pacijenta. Zbog činjenice da je MAS celobrojna vrednost, a SPAS realan broj, osjetljivost SPAS skale je bolja u odnosu na MAS. Ova povećana osjetljivost je važna za kliničara kada odlučuje koja terapija deluje i prati napredak oporavka pacijenta.

8. Procena tonusa mišića kod osoba sa cerebralnom paralizom⁶

8.1. Uvod

Cerebralna paraliza (CP) je skup trajnih, ali promenljivih poremećaja pokreta i/ili položaja i motornih funkcija koje se javljaju u ranom detinjstvu, a posledica su neprogresivnih patoloških procesa, lezija ili abnormalnosti koje se javljaju u nezrelom mozgu, ili takođe u mozgu u razvoju [98]. Cerebralnu paralizu vrlo često prate motorička ograničenja, abnormalni pokreti i spastičnost. Pri lečenju i rehabilitaciji obolelih esencijalno je pravilno proceniti stepen spastičnosti.

Najčešći tip CP je spastični tip čija je klinički najvažnija karakteristika abnormalnost pokreta. Ona se manifestuje pojačanim tonusom muskulature, kojeg karakteriše brzi porast otpora na pasivno istežanje mišića. Tonus se pojačava kod uzbuđenja, ili pri aktivnom izvođenju pokreta pri čemu dolazi do aktivacije antagonističke grupe mišića. Posledica aktivacije takve muskulature je izostanak razvoja normalnih položaja tela i pokreta. Često su uz spasticitet prisutni hiperefleksija i klonus [99,100,101].

U kliničkom radu za procenu stepena spastičnosti kod cerebralne paralize se najčešće koristi MAS [6]. Primenom navedene skale ispitivač može pratiti promenu tonusa i oporavak pacijenta nakon određenog načina lečenja: hirurškog ili konzervativnog (farmakološko lečenje, fizikalna terapija).

Tokom uobičajenog kliničkog pregleda u izvedenoj studiji, spastičnost je procenjivana pomoću MAS. Ukoliko se radi o manjim promenama spastičnosti, navedeno merenje pomoću MAS nije dovoljno osetljivo. Problem se pojavljuje kada treba razlikovati blagu spastičnost od suptilne dobrovoljne interferencije tokom sprovođenja testa te se skladno tome nameće potreba pronalaska drugog alata koji bi mogao objektivnije kvantifikovati tonus mišića [102].

Pendulum testom se dobija biomehanička kvantitativna metoda evaluacije mišićnog tonusa koji pomoću gravitacije izaziva refleksno istežanje mišića tokom pasivnog zamaha donjeg ekstremiteta.

Cilj ove studije je uvođenje nove mere koja automatski detektuje fleksioni, ekstenzioni i umereni spasticitet. Ovo treba da kliničarima da više informacija u odnosu na MAS skalu, i da im da bolji uvid u tip spasticiteta. Potom treba ovu metodu validirati na pacijentima sa cerebralnom paralizom i uporediti sa MAS skalom kao i GMFCS (*Gross Motor Function Classification system*, procena grube motoričke funkcije), MACS (*Manual Ability Classification System*, klasifikacioni sistem manuelnih

6

Adaptirano iz radova Aleksić A., Kraguljac D, A visual, intuitive quantified measure of spasticity, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4.

Kraguljac D., Aleksić A, Validation of the pendulum test in the assessment of muscle tone in persons with cerebral palsy, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4.

sposobnosti), BFMF (*Bimanual Fine Motor Function*, klasifikacija bimanualnih motoričkih funkcija) skalama.

8.2. Metod i materijal

8.2.1. Ispitanici

U studiji je učestvovalo 48 pacijenata starosti od 7 do 50 godina sa kliničkom slikom cerebralne paralize. Snimanja su obavljena u Specijalnoj bolnici za ortopediju i rehabilitaciju “Prim. Dr. Martin Horvat 1860” u Rovinju. Sva neinvazivna merenja su rađena nakon dobijanja etičke dozvole koja je odobrena od etičkog odbora bolnice i u skladu sa Helsinškom deklaracijom. Svi pacijenti su potpisali informisanu saglasnost u kojoj su bili opisani svi detalji vezani za merenja.

8.2.2. Protokol

U toku merenja subjekat je sedeo udobno na stolu (naslonjen leđima) tako da mu je ugao između torzoa i butina bio približno $3\pi/4$. Dva različita ispitivača su izmerili MAS, a potom su radili *pendulum test* (kliničar je ispravljao koleno do ugla $\varphi = \pi/2$ i puštao potkoleno i stopalo da osciluju usled gravitacije). Za svakog pacijenta, merenja MAS i *pendulum testovi* su ponovljeni tri puta na obe noge, osim u slučaju hemipareza kada je mereno samo na paretičnoj nozi. Ovom metodom je snimljeno ukupno 222 uzorka *pendulum testa*. Stratifikacija uzorka na tri grupe je urađena koristeći uslov (8.1) koji daje razlika pozitivne (P_P) i negativne (P_N) površine (objašnjeno u poglavlju 4).

$$P_P - P_N = \begin{cases} > 0.2, & \text{ekstenzioni spasticitet} \\ < -0.2 & \text{fleksioni spasticitet} \\ \in [-0.2, 0.2] & \text{umereni spasticitet} \end{cases} \quad (8.1)$$

8.2.3. Instrumentacija

Oprema za snimanje je opisana u drugom poglavlju poglavlju pod podnaslovom: *Pendulum sa inercijalnim senzorima*.

8.2.4. Obrada signala

Simulacijom su određeni parametri: R_{2n} – relaksacioni indeks, P_P, P_N, N – broj oscilacija, ω_{max} – maksimalna ugaona brzina i ω_{min} – minimalna ugaona brzina, φ_{max} – maksimalni otklon ugla pri prvom zamahu, f – frekvencija oscilacija i određen je PT skor Analizom varijabilnosti svakog od sedam članova PT skora, odabrani su parametri koji imaju najveću varijabilnost (odnos standardne devijacije i srednje vrednosti za uzorak). Definisani su novi parametar $S_{measure}$ dat jednačinom 8.2 koji uključuje relaksacioni indeks R_{2n} , maksimalni otklon ugla pri prvom zamahu φ , i učestanost f

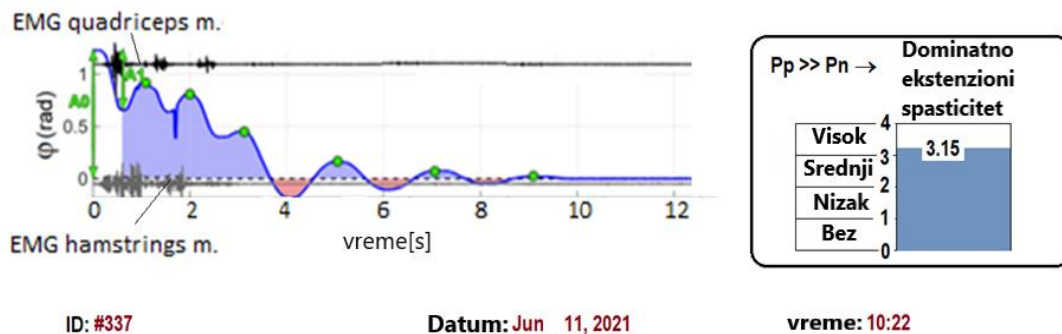
normalizovane u odnosu na vrednosti koje karakterišu osobe koje nemaju spasticitet (zdravi – indeks H):

$$S_{measure} = \left(\left| \frac{(\bar{R}_{2n_i} - \hat{R}_{2n_H})}{\hat{R}_{2n_H}} \right| + \left| \frac{(\bar{\varphi}_i - \hat{\varphi}_H)}{\hat{\varphi}_H} \right| + \left| \frac{(\bar{f}_i - \hat{f}_H)}{\hat{f}_H} \right| \right) * k, \quad (8.2)$$

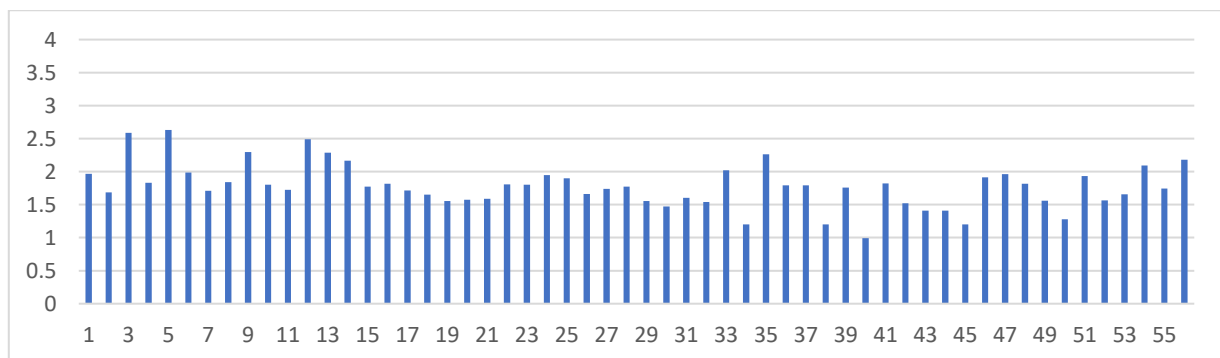
Mera $S_{measure}$ uključuje heuristički određen faktor k koji skalira rezultat za svaku grupu na opseg od 0 do 4, a to je opseg u kome su se kretale MAS ocene ispitanika.

8.3. Rezultati i diskusija

Slika 8.1. prikazuje novi način prikazivanja rezultata koji koristi *pendulum test* koji sledi zahteve kliničara da intuitivno i reproducibilno analizira nivo i vrstu spasticiteta. Slika goniograma i elektromiografskih (EMG) signala sa kvadriceps (crna boja) i hamstrings (siva boja) mišića uključuje pozitivnu površinu PP (plava boja) ispod krive goniograma i ose $\varphi=0$ (ravnotežni položaj potkolena), negativnu površinu PN (crvena površina) iznad krive goniograma, a ispod $\varphi=0$, zelene tačke čijim prebrajanjem se dobija broj oscilacija N i usrednjena učestanost oscilovanja f . Desni panel na slici je sumiran efekat koji daje parametar spastičnosti i vrstu spasticiteta. Na dnu ekrana su dati podaci o ispitaniku i vremenu snimanja.

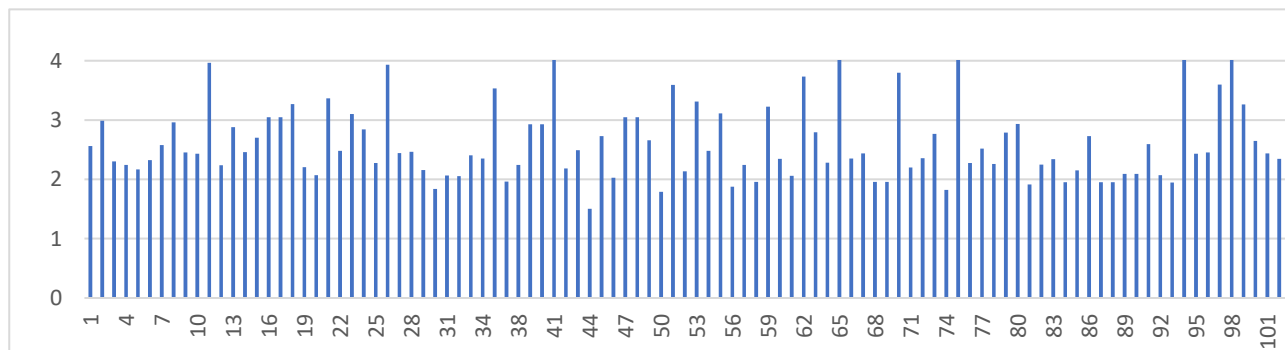


Slika 8. 1. Levi panel prikazuje goniogram snimljen u toku *pendulum testa* i EMG signale sa dva mišića odgovorna za ekstenziju i fleksiju zgloba kolena. Na desnom panelu je grafički interfejs koji lekaru ukazuje na tip spasticiteta i parametar koji je normiran da bude u opsegu 0 i 4. Preuzeto i modifikovano iz [29].

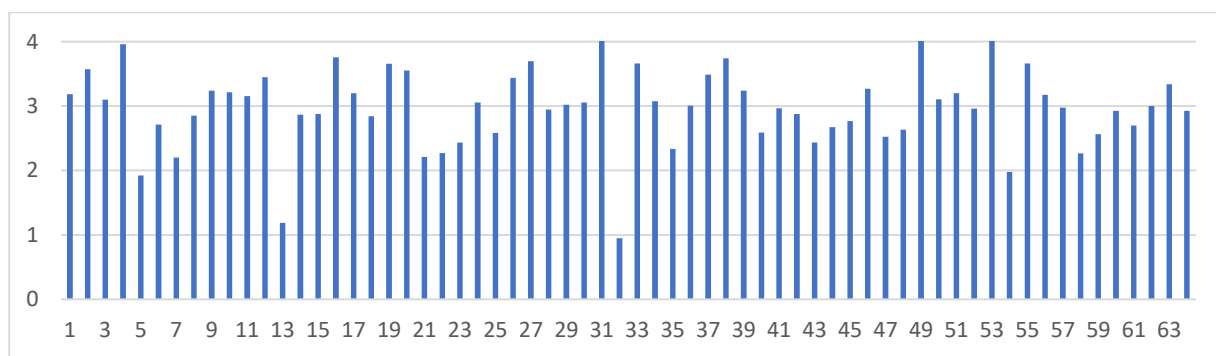


Slika 8. 2. $S_{measure}$ za pacijente sa umerenim spasticitetom. Ovako je karakterisano 56 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz [29].

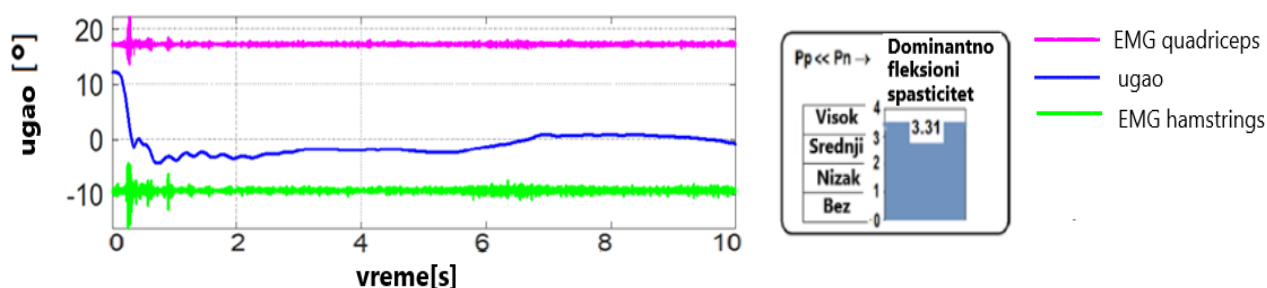
Na slikama 8.2., 8.3. i 8.4. su prikazane vrednosti nove mere $S_{measure}$, za svaku od tri grupe, gde se vidi varijabilnost nove mere na većem broju podataka. Nakon stratifikacije signala na osnovu uslova (8.1), dobijeno je 56 slučajeva blagog, 102 slučaja ekstenzionog i 64 slučaja fleksionog spasticiteta. Vidljivo je da su vrednosti $S_{measure}$ najmanje za pacijente blagog spasticiteta što je i očekivano. Vrednost $S_{measure}$ ni u jednom momentu ne prelazi vrednost 4, te je uporediva sa Modifikovanom Ašvort skalom.



Slika 8. 3. $S_{measure}$ za pacijente sa ekstenzionim spasticitetom. Ovako je karakterisano 102 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz [29]



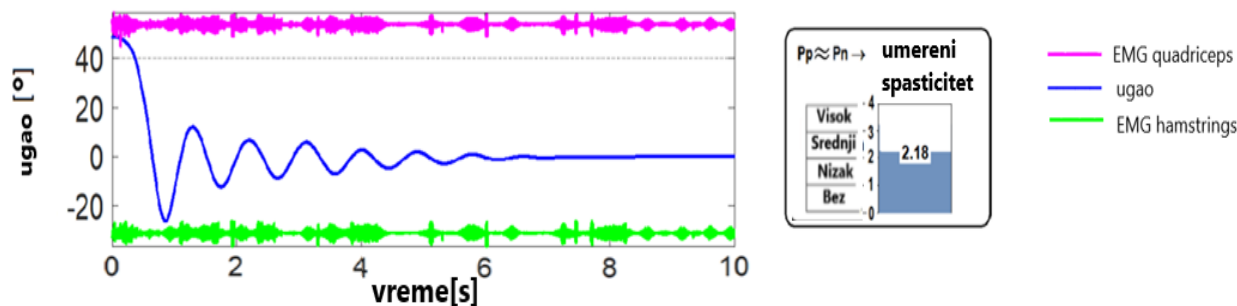
Slika 8. 4. $S_{measure}$ za pacijente sa fleksionim spasticitetom. Ovako je karakterisano 64 od ukupno 222 signala. Preuzeto i modifikovano iz [29].



Slika 8. 5. Prikaz fleksionog spasticiteta. Preuzeto i modifikovano iz [30].

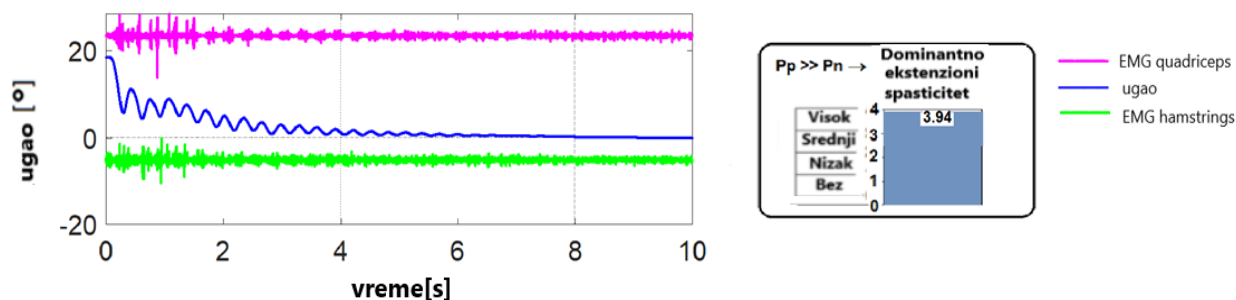
Slika 8.5 prikazuje fleksioni spasticitet. Radi se o pacijentkinji od 32 g. koja prema SCPE (*Surveillance of Cerebral Palsy in Europe*) ima GMFCS 5, MACS 4, te BFMF 5. Boluje od bilateralnog spastičnog tipa cerebralne paralize (tetraparesis spastica). Verbalni kontakt se uredno uspostavlja, u traksijskom položaju je očuvana kontrola glave, rotira u bloku iz supinacijskog položaja do boka, ne može samostalno da sedne, sedeći položaj ne uspeva da zadrži bez potpore, nema usvojen vertikalni stav, takođe ne uspeva da se održi u pasivno postavljenom stojećem stavu, dok joj je tonus generalno povišen. Pacijentkinja je u potpunosti ovisna o pomoći druge osobe. Prema MAS-u procena je ekstenzor 1+, fleksor 2. Analizom *pendulum testa* vidljiva je u EMG-u dominantna

aktivnost hamstringa (fleskora kolena), dok analizom krive *pendulum testa* uočavamo fleksioni tip spastičnosti ($P_P - P_N < -0.2$).



Slika 8. 6. Prikaz umerenog spasticiteta Preuzeto i modifikovano iz [30]

Slika 8.6. prikazuje umerenu spastičnost kod pacijentkinje od 13. godina sa unilateralnim spastičnim tipom cerebralne paralize (hemiparesis spastica). Prema SCPE ima GMFCS 1, MACS 2, BFMF 1b. Urednog mentalnog statusa, samostalno rotira, samostalna je u posedanju, u sedećem položaju stabilna, zauzima vertikalni položaj bez pridržavanja, hoda samostalno po levostranom hemiparetskom obrascu. Prema MAS-u procena je ekstenzor 2, fleksora 1+. Analizom *pendulum testa* vidljiva je u EMG-u podjednaka aktivnost kvadricepsa i hamstringa što rezultira krivom aktivnosti *pendulum testa* koja je bliska krivoj zdravog mišića.



Slika 8. 7. Prikaz ekstenzionog spasticiteta Preuzeto i modifikovano iz [30].

Slika 8.7. prikazuje ekstenzioni spasticitet kod pacijenta od 26. godina, a boluje od bilateralnog spastičnog tipa cerebralne paralize (diparesis spastica). Prema SCPE ima GMFCS 2, MACS 1 te BFMF 1b. Urednog mentalnog statusa, samostalno rotira, samostalno se poseda, sedeći stav stabilno zadržava, sa flektiranim nogama u kukovima i kolenima, u sedećem položaju sa ispruženim nogama naglašena torakalna kifoza te sedeći stav zadržava sa zabačenim rukama prema straga. Samostalno ustaje iz sedećeg položaja, hoda bez pomagala po spastičnom paraparetskom obrascu. MAS procena je ekstenzor 3, fleksor 2. Analizom *pendulum testa* vidljiva je u EMG-u dominancija kvadricepsa u odnosu na hamstringa dok rezultat *pendulum testa* ukazuje na dominantno ekstenzioni spasticitet.

Radi što boljeg poređenja MAS-a i rezultata *pendulum testa* uzimale su se mere MAS-a i za ekstenzore i za fleskore kolena. Poređenjem MAS-a između pacijenta 1 i 3, razlika je vrlo mala (ekstenzor 1+ : 3, fleksor 2 : 2). Klinički gledano, radi se o dva potpuno različita pacijenta – pacijent 1 je u potpunosti zavisao od pomoći druge osobe dok je pacijent 3 u potpunosti samostalan u svakodnevnim životnim aktivnostima. Rezultati *pendulum testa* su takođe slični kod oba pacijenta (3,31 : 3,94). Uočljiva je razlika u vrsti spasticiteta, pacijent 1 ima dominantno fleksioni spasticitet dok pacijent 3 ima dominantno ekstenzioni spasticitet. Kod krive *pendulum testa* pacijenta 2 vidi se podjednaka aktivnost fleksora i ekstenzora.

Analizom goniograma *pendulum testa* i određivanjem vrste spasticiteta olakšava se izbor u modeliranju programa fizikalne terapije.

8.4. Zaključak

U radu je prikazana nova mera $S_{measure}$ koja je intuitivna i jednostavna za interpretaciju. Ovakav izlaz programa je kreiran prema sugestijama kliničara. Ovakav prikaz daje mogućnost doktoru da razlikuje vrstu spasticiteta i jačinu spastičnosti. Takođe, omogućeno je da se tokom *pendulum testa* posmatra udeo mišićne aktivnosti (fleskora i/ili ekstenzora) u izvođenju pokreta dok kod MAS-a ne možemo razlikovati odnos mišićne aktivnosti i skraćenih struktura koje određuju smanjenu pokretljivost u zglobu.

Veoma je važno da se elektrode postavljaju pažljivo i da se minimiziraju artefakti snimanja dela tela koji se kreće. Nova mera je realan broj pa samim tim ima veću rezoluciju i osetljivost u odnosu na MAS i potpuno isključuje subjektivnost ispitivača.

Analizom MAS-a pacijenta sa slike 8.5. i slike 8.7. uočavamo malu razliku u vrednostima (ekstenzor 1+ : 2 ; fleksor 2:1+), dok u kliničkom nalazu postoji velika razlika. U prvom slučaju radi se o pacijentu koji je zavisen od tuđe pomoći u svim aspektima života dok je u drugom slučaju reč o pacijentu koji je potpuno nezavisan u svakodnevnim životnim aktivnostima. Navedeni rezultati nas usmeravaju na detaljnije istraživanje fleksionog odnosno ekstenzionog spasticiteta i njihovog uticaja na vertikalizaciju i hod.

9. Zaključak teze

9.1. Naučni doprinos

U ovoj tezi je predstavljeno istraživanje i razvoj metodologije za procenu spasticiteta, kao i stvaranje nove, poboljšane, kvantifikovane mere koja je nezavisna od subjektivnosti ispitivača. U drugom poglavlju je data definicija i opis spasticiteta, kao i različitih tretmana spasticiteta. Opisane su aktuelne mere spasticiteta, koje se trenutno koriste u kliničkom radu. Poseban osvrt je napravljen na kvantifikaciju spasticiteta pomoću *pendulum testa*.

Na osnovu otvorenih i aktuelnih pitanja u ovoj oblasti, definisan je pravac istraživanja, kao i sledeća polazna hipoteza:

“Pendulum test koji uključuje merenje aktivnosti mišića koji se istežu omogućava ponovljivu kvantifikovanu procenu jačine spasticiteta i dominantnog tipa spasticiteta.”

Definisana su i tri pitanja koja su osnov dokaza hipoteze:

1. Koja je metoda merenja i obrade mernih signala je ponovljiva i dovoljno osetljiva za unapređenje dijagnostike primenom *pendulum testa*?

U trećem poglavlju je dat pregled instrumentacije i različitih metoda obrade mernih signala. Korišćeni su *pendulum* sa ugaonim enkoderom u osi kolena, *pendulum* sa inercijalnim sensorima, kao i sistem na bazi markera na potkolenu i natkolenu. Sva tri sistema su pokazala ponovljivost i dovoljnu osetljivost prilikom snimanja *pendulum testa*. Snimanje kinematike (goniogram i tahogram) u toku *pendulum testa* omogućuje identifikaciju parametara modela, i na taj način kvantifikaciju refleksnog dejstva paralizovanih mišića. Takođe, sistem sa markerima je pokazao zadovoljavajuću preciznost u snimanju parametara *pendulum testa*.

U četvrtom poglavlju je uvedena nova mera PT skor, koja je validirana kasnije i u petom poglavlju u eksperimentu sa galvanskom stimulacijom. Ova mera je pokazala izuzetno visoku korelaciju sa Modifikovanom Ašvort skalom, od čak 0.88. Kao realni broj, PT skor je pokazao osetljivost i reproducibilnost na različitim ispitanicima.

U šestom i sedmom poglavlju razmatrani su modeli *pendulum testa*, vrste dominantog spasticiteta, kao i mogućnost izvođenja nove mere iz modeliranja samog pokreta tokom *pendulum testa*. Analiza kretanja potkolena i stopala kao jednog krutog tela koje se kreće kao fizičko klatno pod dejstvom gravitacije i nevoljnih refleksnih aktivnosti ekstenzora i fleksora kolena daje skup parametara koji na ponovljiv i precizan način kvantifikuje spasticitet. Parametri a i b uvedeni u šestom poglavlju karakterišu eksponencijalni fit momenta i ukazuju na vrstu spasticiteta. Negativne vrednosti parametra a karakterišu fleksioni, dok pozitivne vrednosti ovog parametra ukazuju na ekstenzioni tip spasticiteta. Parametar b je korelisan sa brzinom opadanja momenta paralizovanih mišića. Nova mera uvedena u sedmom poglavlju je nazvana SPAS. Kao novouvedena mera koja je realni broj, pokazala je veću osetljivost od Modifikovane Ašvort skale. Na malom broju pacijenata koji je proučen, rezultati ukazuju na korelisanost SPAS-a sa MAS-om. Računanje parametara a i b kao i SPAS mere, pokazalo se kao vrlo ponovljiva metoda.

U osmom poglavlju je razmatran grafički prikaz, kao i nova mera spasticiteta $S_{measure}$. Ovakav izlaz razvijene aplikacije je kreiran prema sugestijama kliničara. Ova mera je intuitivna i jednostavna za interpretaciju za kliničare. Takođe, ova mera se pokazala kao jednostavna za korišćenje i vrlo ponovljiva, a testirana je na 48 pacijenata sa cerebralnom paralizom.

2. Da li postojeći model *pendulum testa* i izlazne promenljive dovoljno precizno definišu stepen i vrstu spasticiteta?

U šestom poglavlju uveden je model *pendulum testa* čije izlazne promenljive definišu tip spasticiteta. Uvedeni parametri su izvedeni kao karakteristika eksponencijalnog fita momenta i definišu da li je vrsta spasticiteta ekstenzione ili fleksione prirode. Kasnije u sedmom poglavlju, model je unapređen. Nova mera je formirana tako da ima sve stepene kao i modifikovana Ašvort skala, sa dodatnom podelom na ekstenzioni i fleksioni spasticitet. Time je dobijena skala koja pokriva vrlo jaku fleksiju, jaku fleksiju, srednju fleksiju, nizak nivo fleksije, normalan tonus, slabu ekstenziju, srednju ekstenziju, jaku ekstenziju kao i vrlo jaku ekstenziju. Ovim je dobijena skala koja vrlo precizno i jasno definiše vrstu i nivo spasticiteta.

3. Da li model kretanja noge koji uzima u obzir nelinearne efekte refleksno pobuđenih mišića primenjen na kinematičke rezultate merenja i sinhronizovana EMG merenja signala sa mišića koje pobuđuje istezanje daje kvantifikovanu meru koja je korisna kliničaru za procenu stanja i toka terapija?

U šestom i sedmom poglavlju su razmatrani različiti modeli *pendulum testa*. Razmatranjem kompleksijih modela je pokazano da složeniji modeli od modela primenjenog u šestom poglavlju vode do analize sa većim brojem parametara gde postoji problem identifikacije parametara, koje nije lako odrediti sa željenom preciznošću, a koristeći neinvanzivna merenja. Stoga je isproban model sa jednostavnijim modeliranjem nelinearnih efekata refleksno pobuđenih mišića, ali sa odgovarajućom preciznošću pri proceni parametara modela. Pokazano je da je moguće formirati novi sumarni rezultat koji se automatski generiše iz analize kinematike u toku *pendulum testa* koji je korelisana sa konvencionalnim merama spasticiteta. Ova kvantifikovana mera nazvana SPAS u sedmom poglavlju daje bolju gradaciju i eliminiše subjektivnost pri oceni spasticiteta. Na malom broju pacijenata, pokazano je da korelisana sa postojećom MAS, kao i da je korisna za procenu i praćenje spasticiteta kod pacijenata sa povredom kičmene moždine.

9.2. Smernice za dalji rad

U dosadašnjem istraživanju je pokazano da se iz modela *pendulum testa*, kao i na osnovu snimljene kinematike mogu formirati nove mere spasticiteta, kao i podela spasticiteta na fleksioni i ekstenzioni. Korišćena je različita metodologija snimanja koja se sastojala od *penduluma* sa ugaonim enkoderom, *penduluma* sa inercijalnim senzorom i instrumenta na bazi markera.

U studiji su učestvovali zdravi ispitanici, ispitanici sa povredom kičmene moždine, kao i ispitanici sa cerebralnom paralizom. Potencijalno bi se mogle razviti veće studije u saradnji sa kliničkim centrima koje bi sadržale veći broj ispitanika koji imaju povredu kičmene moždine, ili pak ispitanici sa posledicama moždanog udara ili multiplom sklerozom koji nisu bili uključeni u nijednu od studija. Bilo bi interesantno ponoviti studije sa ispitanicima koji vežbaju FES ili ispitanici sa primenjenom galvanskom stimulacijom, ali sa većim brojem ispitanika. Takođe, novouvedene mere bi se mogle koristiti pri praćenju oporavka pacijenata od moždanog udara.

Metoda sa instrumentom na bazi markera bi se mogla dodatno razviti, korišćenjem reflektivnih markera. Ova metoda se pokazala kao vrlo pouzdana i jednostavna za korišćenje, pogotovo sa nepokretnim pacijentima, te bi unapređenje ove metode dovelo do efikasnijeg i lakšeg snimanja *pendulum testa*.

Reference

1. Freund, H. J. (1985). The pathophysiology of central paresis. In *Electromyography and evoked potentials*, 19-21, Springer, Berlin, Heidelberg.
2. Trompetto, C., Marinelli, L., Mori, L., Pelosin, E., Currà, A., Molfetta, L., Abbruzzese, G. (2014). Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. *BioMed research international*, article ID 354906 , 1-8.
3. Barnes, M. P., Johnson, G. R. (Eds.). (2008). Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology. *Cambridge University Press*.
4. Dimitrijevic, M. R., Danner, S. M., Mayr, W. (2015). Neurocontrol of movement in humans with spinal cord injury. *Artificial organs*, 39(10), 823-833.
5. <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/ashworth-scale-modified-ashworth-scale>, pristupljeno mart 2022.
6. Bohannon, R. W., Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical therapy*, 67(2), 206-207.
7. Boyd, R. N., Graham, H. K. (1999). Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*, 6, s23-s35.
8. Levin, M. F., Hui-Chan, C. W. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 85(2), 131-142.
9. Burridge, J. H., Wood, D. E., Hermens, H. J., Voerman, G. E., Johnson, G. R., Wijck, F. V., Platz, T., Gregoric, M., Hitchcock, R., Pandyan, A. D. (2005). Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disability and rehabilitation*, 27(1-2), 69-80.
10. Blackburn, M., Van Vliet, P., Mockett, S. P. (2002). Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical therapy*, 82(1), 25-34.
11. Pandyan, A. D., Johnson, G. R., Price, C. I. M., Curless, R. H., Barnes, M. P., Rodgers, H. (1999). A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical rehabilitation*, 13(5), 373-383.
12. Wartenberg, R. (1951). Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*, 1(1), 18-18.
13. Bajd, T., Bowman, B. (1982). Testing and modelling of spasticity. *Journal of biomedical engineering*, 4(2), 90-96.
14. Bajd, T., Vodovnik, L. (1984). Pendulum testing of spasticity. *Journal of Biomedical Engineering*, 6(1), 9-16.
15. Le Cavorzin, P., Hernot, X., Bartier, O., Allain, H., Carrault, G., Rochcongar, P., Chagneau, F. (2001). A computed model of the pendulum test of the leg for routine assessment of spasticity in man. *ITBM-RBM*, 22(3), 170-177.

16. Le Cavorzin, P., Poudens, S. A., Chagneau, F., Carrault, G., Allain, H., Rochcongar, P. (2001). A comprehensive model of spastic hypertonia derived from the pendulum test of the leg. *Muscle & nerve*, 24(12), 1612-1621.
17. Kim, C. S., Eom, G. M., Hase, K. (2011). Modeling and Identification of Mechanical and Reflex Properties related to Spasticity in Stroke Patients using Multiple Pendulum Tests. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 6(3), 135-147.
18. Kang, M. J., Shin, C. S., Yoo, H. H. (2018). Modeling of Stretch Reflex Activation Considering Muscle Type. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(5), 980-988.
19. Popović, D. B., Bajd, T. (2018). Pendulum test: Quantified assessment of the type and level of spasticity in persons with central nervous system lesions. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 15(1), 1-12.
20. Wilkie, D. R. (1949). The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of physiology*, 110(3-4), 249-280.
21. Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
22. Popović-Maneski, L., Aleksić, A., Metani, A., Bergeron, V., Čobeljić, R., Popović, D. B. (2017). Assessment of spasticity by a pendulum test in SCI patients who exercise FES cycling or receive only conventional therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(1), 181-187.
23. Čobeljić, R. D., Ribarič-Jankes, K., Aleksić, A., Popović-Maneski, L. Z., Schwirtlich, L. B., Popović, D. B. (2018). Does galvanic vestibular stimulation decrease spasticity in clinically complete spinal cord injury?. *International Journal of Rehabilitation Research*, 41(3), 251-257.
24. Aleksić, A., Popović, D. B. (2021). New scale for assessing spasticity based on the pendulum test. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-10.
25. Aleksić, A., Graovac, S., Maneski-Popović, L., Popović, D. B. (2018). The assessment of spasticity: Pendulum test based smart phone movie of passive markers. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 15(1), 29-39.
26. Popović Maneski, L., Aleksić, A., Čobeljić, R., Bajd, T., Popović, D. B. (2017). A new method and instrumentation for analyzing spasticity. *IETI Transactions on Ergonomics and Safety*, 1(1), 12-27.
27. Aleksić, A., Graovac, S., Popović, D.B. (June, 2017). *The pendulum test for assessing spasticity based on smart phone movie and passive markers*, Proceedings of the 4th International Conference on Electrical, Electronic and Computing (IcETRAN), Kladovo, Serbia, 1-4, ISBN 978-86-7466-693-7.
28. Aleksić A., Popović D.B. „A Measure of Spasticity Based on the Exponential Fit of the Knee Joint Torque Estimated from the Goniogram During the Pendulum Test”, *Proceedings of the 8th International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering (IcETRAN 2021)*, Etno selo Stanišići, Republika Srpska, September 2021, 1-4, ISBN 978-86-7466-894-8.
29. Aleksić A., Kraguljac D., A visual, intuitive quantified measure of spasticity, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4.

30. Kraguljac D., Aleksić A., Validation of the pendulum test in the assessment of muscle tone in persons with cerebral palsy, IFESS 2021, Rovinj, September 2021, 1-4.
31. Lance, J. W. (1980). Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen. *Spasticity: disordered motor control*, 185-204.
32. Decq, P. (2003). Pathophysiology of spasticity. *Neuro-Chirurgie*, 49(2-3 Pt 2), 163-184.
33. Roberts, T. T., Leonard, G. R., Cepela, D. J. (2017). Classifications in brief: American spinal injury association (ASIA) impairment scale, 475(5),1499–1504.
34. Rizzo, M. A., Hadjimichael, O. C., Preiningerova, J., Vollmer, T. L. (2004). Prevalence and treatment of spasticity reported by multiple sclerosis patients. *Multiple Sclerosis Journal*, 10(5), 589-595.
35. Sköld, C., Levi, R., Seiger, Å. (1999). Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 80(12), 1548-1557.
36. Maynard, F. M., Karunas, R. S. (1990). Epidemiology of spasticity following traumatic spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 71(8), 566-569.
37. Sommerfeld, D. K., Eek, E. U. B., Svensson, A. K., Holmqvist, L. W., von Arbin, M. H. (2004). Spasticity after stroke: its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. *Stroke*, 35(1), 134-139.
38. Adams, M. M., Hicks, A. L. (2005). Spasticity after spinal cord injury. *Spinal cord*, 43(10), 577–586.
39. Čobeljić R., (2018) Uticaj vestibularne stimulacije galvanskom strujom na spasticitet mišića donjih ekstremiteta kod pacijenata sa lezijom kičmene moždine, *doktorska disertacija, Univerzitet u Beogradu, Medicinski fakultet*.
40. Nielsen, J. B., Crone, C., Hultborn, H. (2007). The spinal pathophysiology of spasticity—from a basic science point of view. *Acta physiologica*, 189(2), 171-180.
41. Pandyan, A., Gregoric, M., Barnes, M. P., Wood, D., Wijck, F. V., Burridge, J., Hermens, H., Johnson, G. R. (2005). Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and rehabilitation*, 27(1-2), 2-6.
42. Salazar-Torres, J. D. J., Pandyan, A. D., Price, C. I. M., Davidson, R. I., Barnes, M. P., Johnson, G. R. (2004). Does spasticity result from hyperactive stretch reflexes? Preliminary findings from a stretch reflex characterization study. *Disability and rehabilitation*, 26(12), 756-760.
43. Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European journal of neurology*, 9, 3-9.
44. Kheder, A., Nair, K. P. S. (2012). Spasticity: pathophysiology, evaluation and management. *Practical neurology*, 12(5), 289-298.
45. <https://www.physio-pedia.com/Spasticity>, pristupljeno mart 2022.
46. Ashworth, B. (1964). Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*, 192, 540-542.

47. Penn, R. D., Savoy, S. M., Corcos, D., Latash, M., Gottlieb, G., Parke, B., Kroin, J. S. (1989). Intrathecal baclofen for severe spinal spasticity. *New England Journal of Medicine*, 320(23), 1517-1521.
48. Snow, B. J., Tsui, J. K., Bhatt, M. H., Varelas, M., Hashimoto, S. A., Calne, D. B. (1990). Treatment of spasticity with botulinum toxin: a double - blind study. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*, 28(4), 512-515.
49. Le Cavorzin, P., Carrault, G., Chagneau, F., Rochcongar, P., Allain, H. (2003). A computer model of rigidity and related motor dysfunction in Parkinson's disease. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, 18(11), 1257-1265.
50. *Qualisys motion capture systems*. URL: <http://www.qualisys.se/>, pristupljeno mart 2022.
51. Optotrak. URL: <https://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/>, pristupljeno mart 2022.
52. Ferriero, G., Vercelli, S., Sartorio, F., Lasa, S. M., Ilieva, E., Brigatti, E., Ruella, C., Foti, C. (2013). Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. *International journal of rehabilitation research*, 36(2), 146-151.
53. Russell, T. G., Jull, G. A., Wootton, R. (2003). Can the Internet be used as a medium to evaluate knee angle?. *Manual therapy*, 8(4), 242-246.
54. Greensmith, L., Vrbová, G. (1997). Disturbances of neuromuscular interaction may contribute to muscle weakness in spinal muscular atrophy. *Neuromuscular Disorders*, 7(6-7), 369-372.
55. Pette, D., Vrbová, G. (1992). Adaptation of mammalian skeletal muscle fibers to chronic electrical stimulation. *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology*, Volume 120, 115-202.
56. Gordon, T., Patullo, M. C. (1993). Plasticity of muscle fiber and motor unit types. *Exercise and sport sciences reviews*, 21(1), 331-362.
57. Lovely, R. G., Gregor, R. J., Roy, R. R., Edgerton, V. R. (1986). Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. *Experimental neurology*, 92(2), 421-435.
58. Alaimo, M. A., Smith, J. L., Roy, R. R., Edgerton, V. R. (1984). EMG activity of slow and fast ankle extensors following spinal cord transection. *Journal of Applied Physiology*, 56(6), 1608-1613.
59. Lieber, R. L., Fridén, J. O., Hargens, A. R., Feringa, E. R. (1986). Long-term effects of spinal cord transection on fast and slow rat skeletal muscle: II. Morphometric properties. *Experimental neurology*, 91(3), 435-448.
60. Lieber, R. L., Johansson, C. B., Vahlsing, H. L., Hargens, A. R., Feringa, E. R. (1986). Long-term effects of spinal cord transection on fast and slow rat skeletal muscle: I. Contractile properties. *Experimental neurology*, 91(3), 423-434.
61. Martin, T. P., Stein, R. B., Hoepfner, P. H., Reid, D. C. (1992). Influence of electrical stimulation on the morphological and metabolic properties of paralyzed muscle. *Journal of Applied Physiology*, 72(4), 1401-1406.

62. Roy, R. R., Acosta Jr, L. (1986). Fiber type and fiber size changes in selected thigh muscles six months after low thoracic spinal cord transection in adult cats: exercise effects. *Experimental neurology*, 92(3), 675-685.
63. Roy, R. R., Baldwin, K. M., Edgerton, V. R. (1991). The plasticity of skeletal muscle: effects of neuromuscular activity. *Exercise and sport sciences reviews*, 19(1), 269-312.
64. Stein, R. B., Gordon, T., Jefferson, J., Sharfenberger, A., Yang, J. F., De Zepetnek, J. T., Belanger, M. (1992). Optimal stimulation of paralyzed muscle after human spinal cord injury. *Journal of Applied Physiology*, 72(4), 1393-1400.
65. Kralj, A. R., Bajd, T. (1989). Functional electrical stimulation: standing and walking after spinal cord injury. Routledge, New York.
66. Baker, J. H. (1983). Segmental necrosis in tenotomized muscle fibers. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 6(1), 29-39.
67. Eidelberg, E., Nguyen, L. H., Polich, R., Walden, J. G. (1989). Transsynaptic degeneration of motoneurons caudal to spinal cord lesions. *Brain research bulletin*, 22(1), 39-45.
68. Cameron, T., Breton, J. G., Needham-Shropshire, B., Klose, K. J. (1998). An upper body exercise system incorporating resistive exercise and neuromuscular electrical stimulation (NMS). *The journal of spinal cord medicine*, 21(1), 1-6.
69. Jacobs, P. L., Klose, K. J., Guest, R., Needham-Shropshire, B., Broton, J. G., Green, B. A. (1997). Relationships of oxygen uptake, heart rate, and ratings of perceived exertion in persons with paraplegia during functional neuromuscular stimulation assisted ambulation. *Spinal Cord*, 35(5), 292-298.
70. Klose, K. J., Jacobs, P. L., Broton, J. G., Guest, R. S., Needham-Shropshire, B. M., Lebowhl, N., Nash, M. S., Green, B. A. (1997). Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep® 1 ambulation system: part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(8), 789-793.
71. Leeds, E. M., Klose, K. J., Ganz, W. I. L. L. I. A. M., Serafini, A., Green, B. A. (1990). Bone mineral density after bicycle ergometry training. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 71(3), 207-209.
72. Needham-Shropshire, B., Broton, J., Cameron, T., Klose, J. (1997). Improved motor function in tetraplegics following neuromuscular stimulation-assisted arm ergometry. *The journal of spinal cord medicine*, 20(1), 49-55.
73. Sinkjaer, T., Toft, E., Andreassen, S., Hornemann, B. C. (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *Journal of neurophysiology*, 60(3), 1110-1121.
74. Holtz, K. A., Lipson, R., Noonan, V. K., Kwon, B. K., Mills, P. B. (2017). Prevalence and effect of problematic spasticity after traumatic spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 98(6), 1132-1138.
75. Jörgensen, S., Iwarsson, S., Lexell, J. (2017). Secondary health conditions, activity limitations, and life satisfaction in older adults with long-term spinal cord injury. *PM&R*, 9(4), 356-366.
76. DiPiro, N. D., Li, C., Krause, J. S. (2018). A longitudinal study of self-reported spasticity among individuals with chronic spinal cord injury. *Spinal Cord*, 56(3), 218-225.

77. Van Cooten, I. P., Snoek, G. J., Nene, A. V., De Groot, S., Post, M. W. M. (2015). Functional hindrance due to spasticity in individuals with spinal cord injury during inpatient rehabilitation and 1 year thereafter. *Spinal Cord*, 53(9), 663-667.
78. Kita, M., Goodkin, D. E. (2000). Drugs used to treat spasticity. *Drugs*, 59(3), 487-495.
79. Goldberg JM (2000). Afferent diversity and the organization of central vestibular pathways. *Exp Brain Res*, 130, 277-297.
80. Coats, A. C., Stoltz, M. S. (1969). The recorded body-sway response to galvanic stimulation of the labyrinth: A preliminary study. *The Laryngoscope*, 79(1), 85-103.
81. Britton, T. C., Day, B. L., Brown, P., Rothwell, J. C., Thompson, P. D., Marsden, C. D. (1993). Postural electromyographic responses in the arm and leg following galvanic vestibular stimulation in man. *Experimental brain research*, 94(1), 143-151.
82. Watson, S. R. D., Colebatch, J. G. (1998). Vestibular-evoked electromyographic responses in soleus: a comparison between click and galvanic stimulation. *Experimental brain research*, 119(4), 504-510.
83. Iles, J. F., Pisini, J. V. (1992). Cortical modulation of transmission in spinal reflex pathways of man. *The Journal of physiology*, 455(1), 425-446.
84. Kennedy, P. M., Inglis, J. T. (2001). Modulation of the soleus H-reflex in prone human subjects using galvanic vestibular stimulation. *Clinical neurophysiology*, 112(11), 2159-2163.
85. Čobeljić, R., Miljković, N., Ribarić-Jankes, K., Švrtlih, L. (2016). A paradigm of galvanic vestibular stimulation diminishes the soleus muscle H-reflex in healthy volunteers. *Spinal Cord*, 54(2), 150-153.
86. Iles, J. F., Ali, A. S., Savic, G. (2004). Vestibular-evoked muscle responses in patients with spinal cord injury. *Brain*, 127(7), 1584-1592.
87. Liechti, M., Müller, R., Lam, T., Curt, A. (2008). Vestibulospinal responses in motor incomplete spinal cord injury. *Clinical neurophysiology*, 119(12), 2804-2812.
88. Ribarić-Jankes, K., Čobeljić, R., Švrtlih, L. (2006, September). The influence of unipolar galvanic vestibular stimulation on lower limb spasticity in spinal cord injured patients. In *Proceedings of international symposium on spinal cord motor control: from denervated muscle to neurocontrol. Ljubljana: Society of Clinical Neurophysiology*, Ljubljana, Slovenia (Vol. 101).
89. Maynard, F. M., Bracken, M. B., Creasey, G., Ditunno Jr, J. F., Donovan, W. H., Ducker, T. B., Garber, S. L., Marino, R. J., Stover, S. L., Tator, C. H., Waters, R. L., Wilberger, J. E., Young, W. (1997). International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal cord*, 35(5), 266-274.
90. Squair, J. W., Bjerkefors, A., Inglis, J. T., Lam, T., Carpenter, M. G. (2016). Cortical and vestibular stimulation reveal preserved descending motor pathways in individuals with motorcomplete spinal cord injury. *Journal of rehabilitation medicine*, 48(7), 589-596.
91. Biering-Sørensen, F., Nielsen, J. B., Klinge, K. (2006). Spasticity-assessment: a review. *Spinal cord*, 44(12), 708-722.

92. Bajd T., Bowman B. (1990). Measurement of skeletal muscles spasticity, In: *Popović D. B. (Ed.), Advances in External Control of Human Extremities X, Yugoslav Committee for Electronics and Automation*, Nauka, Belgrade.
93. Shue, G., Crago, P. E., Chizeck, H. J. (1995). Muscle-joint models incorporating activation dynamics, moment-angle, and moment-velocity properties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(2), 212-223.
94. Stein, R. B., Zehr, E. P., Lebedowska, M. K., Popovic, D., Scheiner, A., Chizeck, H. J. (1996). Estimating mechanical parameters of leg segments in neurologically intact and humans with disabilities. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 4, 201-211.
95. Chizeck, H. J., Chang, S., Stein, R. B., Scheiner, A., Ferencz, D. C. (1999). Identification of electrically stimulated quadriceps muscles in paraplegic subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(1), 51-61.
96. Singer, S., Nelder, J. (2009). Nelder-mead algorithm. *Scholarpedia*, 4(7), 2928.
97. Popovic, D., Stein, R. B., Oguztoreli, M. N., Lebedowska, M., Jonic, S. (1999). Optimal control of walking with functional electrical stimulation: a computer simulation study. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(1), 69-79.
98. Sadowska, M., Sarecka-Hujar, B., Kopyta, I. (2020). Cerebral palsy: Current opinions on definition, epidemiology, risk factors, classification and treatment options. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 16, 1505.
99. Zhou, J., Butler, E. E., Rose, J. (2017). Neurologic correlates of gait abnormalities in cerebral palsy: implications for treatment. *Frontiers in human neuroscience*, 11, 103.
100. Bar-On, L., Molenaers, G., Aertbeliën, E., Van Campenhout, A., Feys, H., Nuttin, B., Desloovere, K. (2015). Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. *BioMed research international*, 2015.
101. Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K., Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational pediatrics*, 9(Suppl 1), S125.
102. Meseguer-Henarejos, A. B., Sanchez-Meca, J., Lopez-Pina, J. A., Carles-Hernandez, R. (2017). Inter-and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: a systematic review and meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 54(4), 576-590.

Biografija



Antonina Aleksić je rođena 25.03.1992. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu je završila kao đak generacije u Novom Sadu, dok je Matematičku gimnaziju završila u Beogradu kao vukovac. Osnovne akademske studije na Elektrotehničkom fakultetu je upisala 2011. godine, a diplomirala 2015. godine na modulu Signali i sistemi sa prosečnom ocenom 8.89. Iste godine je upisala master akademske studije na Elektrotehničkom fakultetu i položila sve ispite na modulu Signali i sistemi sa prosečnom ocenom 9.83. Master rad pod nazivom “Primena elektromiografskih signala za određivanje mišićne sinergije koje karakterišu hvatanje” pod mentorstvom profesora akademika Dejana B. Popovića je odbranila u julu 2016. godine sa ocenom 10. Doktorske akademske studije na Elektrotehničkom fakultetu u Beogradu, modul Upravljanje sistemima i obrada signala je upisala 2015. godine i položila sve ispite sa prosečnom ocenom 9.90.

Od januara do aprila 2018. godine angažovana je kao istraživač na *Tokyo Metropolitan University* u Japanu, gde se bavila biomehaničkim modelima. Od maja 2018. do decembra iste godine bila angažovana kao istraživač pripravnik u Institutu tehničkih nauka SANU. Ostvarila je uspešnu saradnju sa klinikom “Dr Miroslav Zotović” gde se bavila pacijentima sa povredom kičmene moždine. U bolnici “Martin Horvat “ u Rovinju je radila studije sa pacijentima koji boluju od cerebralne paralize. Od jula 2020. do marta 2022. godine je zaposlena kao istraživač saradnik u Institutu tehničkih nauka SANU. Trenutno radi kao analitičar podataka u TeleSign-u.

Oblast istraživanja Antonine Aleksić obuhvata obradu signala, proučavanje senzorno-motornih funkcija, uvođenje novih metoda i dizajniranje opreme za elektrofiziološke signale, kao i biomehaničko modeliranje pokreta. Dosadašnji rezultati rada su prikazani u vidu 12 publikacija: 3 rada u međunarodnim časopisima, dva rada u nacionalnim časopisima i 7 radova na internacionalnim konferencijama. 2017. godine na međunarodnoj konferenciji IcETRAN. Antonina je nagrađena kao najbolji mladi istraživač u okviru biomedicinske sekcije.

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Антонина Алексић

Број индекса 5020/2016

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Развој и тестирање методе за квантификовану
процену спастичности

- 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, 27.05.2022.

А. Алексић

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Антонина Алексић
Број индекса 5020 / 2016
Студијски програм Управљање системима и обрада сигнала
Наслов рада Развој и тестирање методе за квантификовану процену
Ментор др Милица Јанковић, ванредни професор ^{спастичности}

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, 27.05.2022.

А. Алексић

Изјава о коришћењу

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

Развој и тестирање методе за квантификовану процену спастичности

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, 27.05.2022.

А. Алексић