

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET
Katedra za sisteme i signale

Polimiografija za analizu oporavka funkcija posle povrede centralnog nervnog sistema

Master teza

Kandidat:
dipl. inž. Nadica Miljković

Mentor:
Prof. Dr Dejan B. Popović

Septembar, 2009. godine u Beogradu

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj, RBR	
Identifikacioni broj, IBR	
Tip dokumentacije, TD	Monografska publikacija
Tip zapisa, TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada, VR	Master teza
Autor, AU	dipl. inž. Nadica Miljković
Mentor/Komentor, MN	prof. Dr Dejan B. Popović
Naslov rada, NR	Polimiografija za analizu oporavka funkcija posle povrede centralnog nervnog sistema
Jezik publikacije, JP	Srpski
Jezik izvoda, JI	Srpski
Zemlja publikovanja, ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje, UGP	Beograd
Godina izdavanja, GO	2009.
Izdavač, IZ	Elektrotehnički fakultet
Mesto i adresa, MA	Srbija, 11000 Beograd, Bulevar kralja Aleksandra 73
Fizički opis rada, FO	(broj poglavlja/strana/literature/tabela/slika/priloga) (8/54/28/5/0)
Naučna oblast, NO	Biomedicinsko inženjerstvo
Naučna disciplina, ND	Medicinska tehnika
Predmetna odrednica, PO	EMG, polimiografija, analiza oporavka
Čuva se, ČU	Biblioteka Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu Srbija, 11000 Beograd, Bulevar kralja Aleksandra 73
Važna napomena, VN	
Izvod, IZ	Rezultat Master rada je nova metoda za procenu oporavka pacijenata sa deficitom donjih ekstremiteta koja se istovremeno može koristiti i za ocenu primenjene terapije. Projektovani su harder i softver za akviziciju polimiografskih signala. Na osnovu uvedenih novih parametara za ocenu mišićne aktivnosti kreirana je polimiografska šema na zdravim ispitanicima i testirana za signale snimljene na hemiplegičnim pacijentima.
Datum prihvatanja teme od strane Naučno-nastavnog veća, DP	
Datum odbrane, DO	
Članovi komisije, KO	prof. Dr Dejan B. Popović prof. Dr Mirjana B. Popović prof. Dr Željko Đurović

UNIVERZITY OF BELGRADE
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, AN	
Identification number, IN	
Document type, DT	Monographical publication
Type of record, TR	Printed material
Contents code, CC	Master thesis
Author, AU	B.Sc. Nadica Miljković
Menthor, Comenthor, MN	Ph.D Dejan B. Popović
Title, TL	Multi-channel EMG for analysis of recovery function after central nervous system injuries
Language of text, LT	Serbian
Language of abstract, LA	English
Country of publication, CP	Republic of Serbia
Locality of publication, LP	Belgrade
Publication year, PY	2009.
Publisher, PU	Faculty of Electrical Engineering
Publication place, PP	Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73
Physical description, PD	(number of chapters/pages/literature/tables/pictures/appendix) (8/54/28/5/0)
Scientific field, SF	Biomedical Engineering
Scientific discipline, SD	Medical Technics
Subject/keywords, SKW	Multi-channel EMG, recovery analysis
Holding data, HD	Library of Faculty of Electrical Engineernig Serbia, 11000 Belgrade, Bulevar kralja Aleksandra 73
Notes, N	
Abstract, A	The result of this Master thesis is new therapy assessment method for patients with paretic lower extremity. Hardware and software for myoelectrical signals acquisition are designed. New measures are introduced in order to design multi-channel electromyography pattern on healthy subjects. New pattern is tested on signals recorded from hemiplegic patients.
Accepted by Scientific Board, ASB	
Defended, DE	
Thesis defended board, DB	prof. Ph.D Dejan B. Popović prof. Ph.D Mirjana B. Popović prof. Ph.D Željko Đurović

Sadržaj

1. Uvod.....	10
2. Centralni nervni sistem (CNS).....	11
2.1. Fiziologija CNS-a	11
2.2. Funkcija CNS-a.....	12
2.3. Povrede CNS-a.....	13
2.4. Oporavak CNS-a.....	14
2.5. Mere oporavka CNS-a	15
3. Elektromiografija (EMG).....	17
3.1. Elektrofiziologija mišića.....	18
3.2. Merno – akvizicioni EMG sistem	20
3.2.1. Elektrode za snimanje EMG signala.....	21
3.2.2. EMG pojačavači.....	22
4. Projektovanje novog polimiografskog sistema.....	24
4.1. Cilj rada.....	24
4.2. Projektovan hardver za akviziciju EMG signala	24
4.2.1. Predpojačavači projektovanog uređaja	24
4.2.2. AD konverzija projektovanog EMG uređaja	25
4.2.3. Povezivanje projektovanog uređaja sa računarom.....	26
4.2.5. Napajanje projektovanog uređaja	27
4.2.6. Prednosti projektovanog EMG uređaja.....	28
4.3. Projektovan softver za akviziciju EMG signala „Akvizicija 16 kanala“	29
5. Eksperimentalna polimiografska snimanja	31
5.1. Eksperimenti na zdravim ispitanicima.....	31
5.2. Eksperimenti na pacijentima.....	32
6. Obrada snimljenih signala.....	35
6.1. Predprocesiranje snimljenih signala	35
6.2. Procesiranje snimljenih signala.....	36
7. Rezultati	38
7.1. Rezultati eksperimenata na zdravim ispitanicima.....	41
7.2. Rezultati eksperimenata na pacijentima	43
8. Zaključak.....	52
8.1. Postignuti rezultati i njihov značaj.....	52
8.2. Unapređeni sistem za kombinovano merenje polimiografije i opsega pokreta	52
8.3. Moguća unapređenja sistema.....	53
Literatura.....	54

Lista slika

Slika 1, <i>Nervni sistem čoveka sa naznačenom morfološkom podelom na centralni nervni sistem (CNS) i periferni nervni sistem (PNS) i sa naznačenim osnovnim delovima nervne ćelije</i>	11
Slika 2, <i>Procesiranje senzornog nadražaja u CNS-u rezultuje kratkoročnim pamćenjem koje može biti ugrađeno u dugoročno pamćenje</i>	15
Slika 3, <i>Propagacija akcionog potencijala duž mišićnog vlakna od ravnotežnog stanja (A), pojave akcionog potencijala (B) i njegove propagacije duž mišićnog vlakna (C i D)</i>	19
Slika 4, <i>Motorna jedinica</i>	19
Slika 5, <i>Šematski prikaz povećanja mišićne sile: CNS može sa aktivira nove motorne jedinice ili da poveća njihovu frekvenciju aktivacije</i>	20
Slika 6, <i>Bipolarni EMG signal sa mišića Tibialis anterior pri izvođenju dorzifleksije</i>	22
Slika 7, <i>Snimanje EMG signala sa mišića biceps brachii bipolarnom konfiguracijom elektroda i diferencijalnim pojačanjem, m1 i m2 su detektovani miografski potencijali, a n je aditivni šum</i>	23
Slika 8, <i>Korišćena oprema za polimiografska snimanja</i>	25
Slika 9, <i>Samolepljive EMG elektrode za jednokratnu upotrebu sa adhezivnom pastom</i> ..	27
Slika 10, <i>Raspored pinova na invertorskom kolu ICL7660S</i>	27
Slika 11, <i>Tipično povezivanje kola ICL7660S za generisanje negativnog napona</i>	28
Slika 12, <i>Izgled projektovanog softvera za akviziciju "Akvizicija 16 kanala" sa naznačenim delovima</i>	29
Slika 13, <i>Pokret plantarne fleksije u sedećem položaju (slika levo) i pokret klatno u stojećem položaju (slika desno)</i>	32
Slika 14, <i>Dat je pogled sa ventralne (levo) i pogled sa dorzalne strane (desno) i obeleženi su mišići sa kojih su se snimali EMG signali</i>	33
Slika 15, <i>Postavljanje goniometarskih senzora na koleno ispitanika (levo) i na skočni zglob (desno)</i>	34
Slika 16, <i>Frekvencijski spektar signala pre i posle filtriranja filtrom koji uklanja šum bazne linije i notch filtrom za uklanjanje šuma napajanja na 50 Hz</i>	35
Slika 17, <i>Prikaz signala u vremenskom domenu pre i posle filtriranja filtrom koji uklanja artefakt bazne linije i notch filtrom koji uklanja šum napajanja na 50 Hz</i>	36
Slika 18, <i>Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju klasifikaciju (žuta boja – Medium i plava boja - High), skraćenice TA1, TA2, TA3, TA4 i TA5 označavaju mišić Tibialis anterior za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (crvena boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.; za svakog isitanika bilo je pet pokušaja</i>	38
Slika 19, <i>Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju klasifikaciju (žuta boja – Medium i plava boja - High), skraćenice S1, S2, S3, S4 i S5 označavaju mišić Soleus za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (zelena boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.; za svakog isitanika bilo je pet pokušaja</i>	39

Slika 20, Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju klasifikaciju (žuta boja – Medium i plava boja - High), skraćenice G1, G2, G3, G4 i G5 označavaju mišić Gastrocnemius za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (plava boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.; za svakog isitanika bilo je pet pokušaja	39
Slika 21, Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret dorzifleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju klasifikaciju (crvena boja – Low i zelena boja - High), skraćenice TA1, TA2, TA3, TA4 i TA5 označavaju mišić Tibialis anterior za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (plava boja); O1, O2, O3, O4 i O5 označavajuostale mišiće za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (crvena boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika za mišić Gastrocnemius i za ostale mišiće itd.....	40
Slika 22, Klasifikacija parametara na osnovu ROM vrednosti na klase High, Medium i Low.....	41
Slika 23, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta dorzifleksije	44
Slika 24, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta plantarne fleksije	45
Slika 25, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta adukcije	45
Slika 26, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta fleksije kolena	46
Slika 27, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta dorzifleksije.....	47
Slika 28, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta plantarne fleksije	48
Slika 29, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta adukcije, u ovom slučaju goniometri su kalibrisani tako da je početni položaj za (ugao_skocni, ugao_koleno)=(0,0)	48
Slika 30, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta fleksije kolena	49
Slika 31, Signali na mišićima leve paretične i desne zdrave noge u hodu	49
Slika 32, Prikaz faza normalnog hoda u jednom ciklusu.....	50
Slika 33, Signali FSR senzora koji su bili postavljeni u uložak leve paretične i desne zdrave noge. Na y osi je prikazana Normalizovana GRF (Ground Reaction Force).....	51

Lista tabela

Tabela 1, Rezultati koji su dobijeni sa signala na zdravima za pokrete koji su se radili u sedećem položaju	41
Tabela 2, Rezultati koji su dobijeni sa signala na zdravima za pokrete koji su se radili u stojećem položaju.....	42
Tabela 3, Rezultati dobijeni na zdravim pacijentima za proračunate ROM vrednosti.....	43
Tabela 4, Rezultati koji su dobijeni sa signala na hemiplegičnom pacijentu	44

Tabela 5, Rezultati koji su dobijeni za zdravu i paretičnu nogu kod hemiplegičnog pacijenta.....	47
--	----

Lista jednačina

$SI[\%] = 2 \frac{T_{nonparetic} - T_{paretic}}{T_{nonparetic} + T_{paretic}} \times 100$. (Jednačina 1)	16
$AD = \frac{N_{iznad_praga}}{N_{ukupno}} * 100[\%]$ (Jednačina 2)	37
$ROM = \max(G) - \min(G)[^\circ]$ (Jednačina 3)	37
$0 \xrightarrow{do} \frac{1}{3} ROM_{max} = Low(ROM)$ (Jednačina 4)	40
$\frac{1}{3} ROM_{max} \xrightarrow{do} \frac{2}{3} ROM_{max} = Medium(ROM)$ (Jednačina 5)	40
$\frac{2}{3} ROM_{max} \xrightarrow{do} ROM_{max} = High(ROM)$ (Jednačina 6)	40

Lista skraćenica

μV	mikro Volt
μA	mikro Amper
A	Amper
AD	Activation Degree
AD	Analog to Digital
Ag	srebro
Ag-Cl	srebro hlorid
AL	muscle Adductor longus
cm	centimetar
CNS	Centralni Nervni Sistem
CVI	Cerebro Vaskularni Insult
dc-dc	direct current to direct current
DRL	Driven Right Leg
EMG	elektromiografija
F-M skala	Fugle – Meyer skala
FSR	Force Sensing Resistor

G	<i>muscle Gastrocnemius</i>
GRF	<i>Ground Reaction Force</i>
H	<i>muscle Hamstring</i>
Hz	Herc
k	kilo
kHz	kilo Herc
mA	mili Amper
mV	mili Volt
NI	<i>National Instruments</i>
PDA	<i>Personal Digital Assistant</i>
PNS	Periferni Nervni Sistem
RF	<i>muscle Rectus femoris</i>
ROM	<i>Range Of Motion</i>
s	sekunda
S	<i>muscle Soleus</i>
SI	<i>Symmetry Index</i>
SNRT	<i>Signal to Noise Ratio</i>
TA	<i>muscle Tibialis anterior</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
V	Volt
VAIO	<i>Visual Audio Intelligence Organiser</i>
VM	<i>muscle Vastus medialis</i>
Vs	Volt sekunda

Zahvalnica

Zahvaljujem se prof. Dejanu Popoviću i prof. Mirjani Popović na profesionalnim savetima i sugestijama tokom izrade ovog rada.

Zahvaljujem se kolegama iz laboratorije 69 na stručnoj i tehničkoj pomoći, a naročito Jovani Jović i Josipu Jakiću.

Zahvaljujem se Jovani Kojović na ukazanoj pomoći i sugestijama tokom rada na eksperimentima.

Posebno se zahvaljujem svojoj porodici i prijateljima na beskrajnom strpljenju i podršci.

1. Uvod

U ovom radu je opisana nova metoda za procenu oporavka pacijenata sa motornim deficitom donjih ekstremiteta koja se istovremeno može koristiti i za ocenu primenjene terapije. Predstavljeni su hardver i softver koji su projektovani za potrebe snimanja na zdravim subjektima i pacijentima. Uvedeni su novi merni parametri na osnovu kojih je kreirana polimiografska šema na zdravim ispitanicima i testirana za signale koji su snimljeni na hemiplegičnim pacijentima.

Cilj ovog rada je da se pokaže napredovanje u neurorehabilitaciji hoda pacijenata nakon moždanog udara koje je direktno rezultat neuroplasticiteta uz pomoć novorazvijene neinvazivne metode koja se bazira na polimiografiji. Merenje oporavka nakon moždanog udara je postalo sve više važno sa razvojem novih tretmana rehabilitacije.

Rad je organizovan u osam poglavlja. U prvom poglavlju je dat kratak uvod. U drugom poglavlju je opisana fiziologija centralnog nervnog sistema, njegova funkcija, najčešće povrede i oboljenja. Oporavak nervnog sistema i postojeće mere oporavka koje se koriste u kliničkoj praksi su takođe opisane u ovom poglavlju.

Osnove elektromiografije i njen značaj u domenu biomedicinskog inženjerstva date su u trećem poglavlju. Detaljno su opisani elektrofiziologija mišića i merno – akvizicioni sistemi koji se koriste u praksi. Date su fizičke karakteristike pojačavača i elektroda koje su u standardnoj upotrebi za akviziciju elektromiografskih signala.

Na početku četvrtog poglavlja opisan je cilj rada. U četvrtom poglavlju je prikazan projektovan uređaj za akviziciju elektromiografskih signala. Obrazložene su projektne odluke koje su rezultovale upotrebljivim polimiografskim sistemom koji uključuje kompletan hardver i softver za akviziciju elektromiografskih signala. Razmatrani su predpojačavački stepen, analogno digitalna konverzija, povezivanje sa računarnom i napajanje projektovanog polimiografskog uređaja. Nabrojane su prednosti projektovanog uređaja nad postojećim sistemima.

Eksperimentalna polimiografska snimanja kako na zdravim ispitanicima tako i na pacijentima su predstavljena u petom poglavlju ovog rada.

Obrada snimljenih signala je opisana u šestom poglavlju. Date su sve etape procesiranja signala od pretprocesiranja do obrade signala koja je rezultovala definisanjem polimiografske šeme. Uvedeni su novi merni parametri koji su iskorišćeni za dobijanje polimiografske šeme.

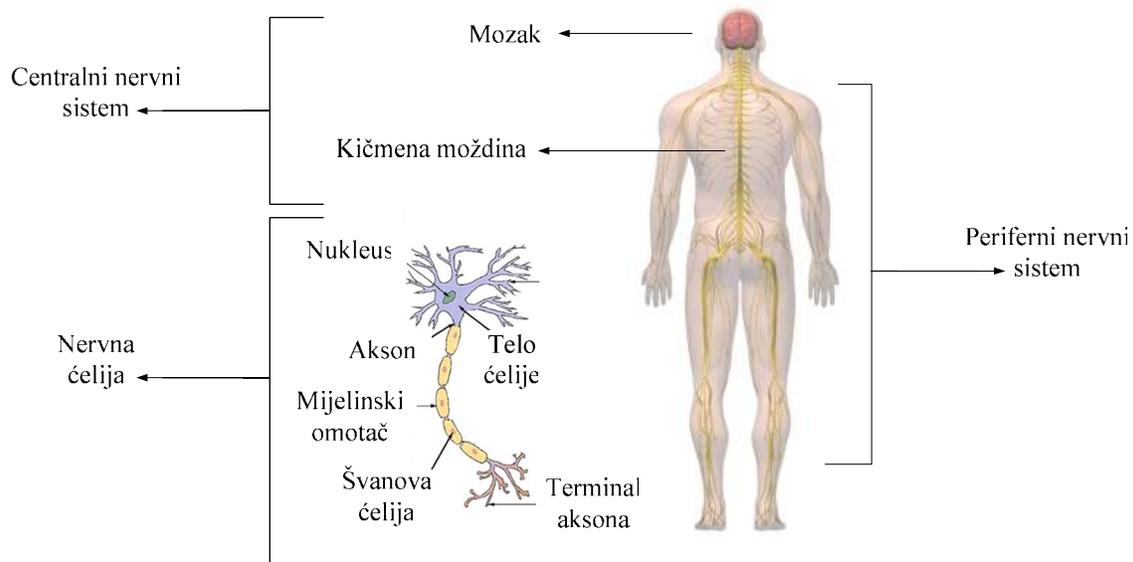
Sedmo poglavlje sadrži rezultate eksperimenata opisanih u petom poglavlju koji su procesirani tehnikama iz šestog poglavlja. Obrazloženi su dobijeni rezultati u oba eksperimenta, na zdravim subjektima i na pacijentima.

Značaj postignutih rezultata i moguća unapređenja sistema nalaze se u osmom poglavlju. Opisan je unapređeni sistem za kombinovano merenje polimiografije i opsega pokreta koji se koristi u našoj kliničkoj praksi, a koji je proistekao direktno na osnovu rezultata ovog rada.

2. Centralni nervni sistem (CNS)

2.1. Fiziologija CNS-a

Ljudski organizam se sastoji iz nekoliko organizovanih telesnih sistema: sistem krvotoka, sistem za varenje, sistem za kretanje, sistem za reprodukciju, sistem čula i nervni sistem (slika 1). Osnovna uloga nervnog sistema (lat. *systema nervosum*) je da upravlja svim ostalim sistemima tj. celokupnim organizmom. Ovaj sistem omogućava jedinstveno funkcionisanje ljudskog tela i ništa u organizmu ne funkcioniše, a da nije pod dejstvom nervnog sistema.



Slika 1, Nervni sistem čovek sa naznačenom morfološkom podelom na centralni nervni sistem (CNS) i periferni nervni sistem (PNS) i sa naznačenim osnovnim delovima nervne ćelije

Nervni sistem se sastoji iz nervnih ćelija, zvanih neuroni i potpornih ćelija koje se zovu glijalne ćelije. Osnovna funkcija ovog sistema je integracija aktivnosti, jer uspostavlja vezu organizma sa spoljašnjim svetom, sprovodi informacije o stanju organizma, šalje impulse celokupnoj muskulaturi, poprečnoprugastoj i glatkoj, upravlja radom svih žlezda i svojim centralnim delom omogućava da se izraze volja, osećanja i najviše intelektualne funkcije. Biološke uloge nervnog sistema su:

- Obrada informacija iz čulnih organa („skladištenje“, integracija i selekcija informacija) i
- Donošenje odgovora na promene spoljašnje i unutrašnje sredine koji se upućuje efektorima (npr. mišićima).

Funkcionalna podela nervnog sistema je na somatski nervni sistem i autonomni ili vegetativni nervni sistem. Somatski nervni sistem je pod uticajem volje i svesti čoveka i uspostavlja vezu sa spoljašnjim svetom. Vegetativni nervni sistem je van volje i svesti čoveka, filogenetski je najstariji deo nervnog sistema i zajedno sa endokrinim žlezdama učestvuje u održavanju ravnoteže unutrašnje sredine.

Morfološka podela nervnog sistema (slika 1) je na centralni nervni sistem (lat. *systema nervosum centrale*) i periferni nervni sistem (lat. *systema nervosum periphericum*). Centralni nervni sistem se sastoji od mozga (lat. *encephalon*) i kičmene moždine (lat. *medulla spinalis*). Periferni nervni sistem čine nervna vlakna koja povezuju centralni nervni sistem sa periferno postavljenim receptorima i efektorima tj. sastoji se iz moždanih živaca (lat. *nn. craniales*) i kičmenih živaca (lat. *nn. spinales*).

2.2. Funkcija CNS-a

Nervni sistem obezbeđuje usaglašavanje organizma sa spoljašnjom sredinom kroz stalne i brze reakcije na promene u toj sredini i koordinaciju delovanja organizma kao celine.

U osnovi ovaj sistem čovekovog organizma je izgrađen od neurona (nervnih ćelija) i glavne funkcije nervnog sistema upravo obavljaju neuroni. Oni mogu pratiti promene u spoljašnjoj sredini (draži, stimulusi) i kao odgovor na njih generisati i prenositi informaciju u vidu brzog talasa depolarizacije ćelijske membrane (nervni impuls) do efektornih ćelija. Jedinstvena karakteristika neurona je njihov končast oblik koji omogućava prenošenje signala na relativno velike udaljenosti (slika 1).

Nervni centri su lokalizovani, odnosno u kori mozga se razlikuju zone sa različitim, tačno određenim funkcijama. Tako se u potiljačnoj oblasti nalazi centar za vid, u slepoočnoj je centar za sluh itd. Pošto se nervna vlakna ukrštaju na svom putu, to desna polovina mozga kontroliše levu stranu tela i obrnuto.

Specijalizacija hemisfere je povezana sa sposobnošću čoveka da se bolje služi jednom rukom, što je genetički determinisano. Jedna od hemisfera igra vodeću ulogu, dominantna je u odnosu na funkciju. Moždane hemisfere nisu prosto lik u ogledalu već imaju sopstvene kapacitete. Jedna hemisfera se specijalizuje za jezik, a druga je plastična i može da preuzme druge funkcije. Dominantna ili kategorična hemisfera, vezana je za levu stranu mozga zbog lokalizacija govorne funkcije. Prema tome, samo jedna polovina mozga razume izgovorene reči. Pri tom desna hemisfera nije „glupa“ ili „neintelegentna“, već je specijalizovana za razumevanje i interpretaciju muzike, intonaciju govora, superiorna u emocionalnom i intuitivnom ponašanju, važna je za refleksnu memoriju, neverbalna i vizuelna iskustva, jezik tela, za vremensko – prostornu relaciju, prepoznavanje lica, muzike, identifikaciju objekta, prepoznavanje predmeta. Razlika između hemisfera je i u načinu obrade informacija: leva hemisfera podatke obrađuje sekvencijalno, a desna istovremeno.

Kičmena moždina je filogenetski najstariji deo CNS-a. Ona ostvaruje dve osnovne funkcije: refleksnu i sprovodnu. U njoj se nalaze centri niza različitih refleksa. Provodna funkcija se ispoljava u provođenju impulsa u oba smera, od periferije ka mozgu i obrnuto, pa se razlikuju dva tipa provodnih puteva:

- Ushodni (afherentni) su smešteni u zadnjim i bočnim vrpcama. Provode impuls od kičmene moždine ka višim delovima CNS-a, moždanom stablu, malom mozgu i kori velikog mozga. Ovim putevima se predaju sve informacije koje primaju receptori.
- Nishodni (eferentni) su smešteni u prednjim i bočnim vrpcama kičmene moždine. Preko njih kičmena moždina prima impulse od viših delova CNS-a koji aktiviraju ili inhibiraju motorne neurone. Rezultat toga je promena aktivnosti radnih organa tj. skeletnih mišića i unutrašnjih organa. U ove puteve spada i piramidalni put kojim se impulsi iz motorne zone kore velikog mozga provode do motornih neurona kičmene moždine.

2.3. Povrede CNS-a

Povreda kičmene moždine je rezultat oštećenja kičmenog stuba, koje dovodi do gubitka pokreta, kao i propriocepcije u ekstremitetima. Veoma česti uzroci oštećenja su traume (saobraćajne nesreće, padovi, povrede iz vatrenog oružja itd.) ili bolesti (polio, spina bifida itd.). Kičmena moždina ne mora da bude skroz presečena da bi se izgubio osećaj i motorika ekstremiteta, ustvari kod većine ljudi sa povređenom kičmenom moždinom, kičmena moždina nije presečena, ali i najmanje njeno oštećenje dovodi do gubitka njene osnovne funkcije.

Posledice oštećenja kičmene moždine zavise od nivoa i vrste oštećenja. Mogu se podeliti u dve grupe: totalne i delimične. U prvu grupu se ubrajaju one povrede u kojima nema nikakvih pokreta ispod nivoa povrede. Oni koji imaju nekih očuvanih pokreta spadaju u drugu grupu. Ljudi sa delimičnim oštećenjem mogu na primer da pokreću jednu nogu više od druge, da osele delove tela koje ne mogu da pomeraju.

Povrede glave i mozga su česte. Ove povrede se u literaturi često navode kao kranio cerebralne povrede ili neurotraume. Povrede mozga mogu biti [15]:

- CVI (cerebro vaskularni insult) ili moždani udar (prekid protoka krvi u deo mozga),
- Tumor na mozgu i
- Mehaničke povrede (npr. rane od metka).

Mozak može biti povređen direktnim ili indirektnim dejstvom sile na njega. Povrede tako mogu biti lokalizovane na jednom, nekoliko ili mnogo mesta u mozgu. Direktne lezije mogu biti: potres mozga (lat. *commotio cerebri*), nagnječenja (kontuzije, lat. *contusio cerebri*) i difuzne aksonalne lezije (lat. *laesio axonalis diffusa*). Indirektna oštećenja nastaju najčešće kada se, krvarenjem u lobanji, formira ugrušak krvi (lat. *haematoma*) koji vrši pritisak na mozak. U zavisnosti od lokalizacije ugruška razlikuju se epiduralni hematom (lat. *Haematoma epidurale*), subduralni hematom (lat. *Haematoma subdurale*), hematom u mozgu (lat. *Haematoma cerebri*).

Moždani udar (odnosno CVI), nastaje usled prestanka funkcionisanja određenih grupa moždanih ćelija zbog nedostatka hranljivih materija i kiseonika. Manjak hranljivih materija se javlja kao posledica poremećaja krvotoka usled začepljenja krvnih sudova ili zbog njihovog prskanja i izlivanja u moždano tkivo ili moždane opne. Moždani udar

može biti ishemičan (infarkt mozga) ili hemoragičan (krvarenje u mozgu). Ishemičan moždani udar se javlja češće (u 80% slučajeva) nego hemoragičan. Posledice moždanog udara su oduzetost pojedinih delova tela, poremećaj govora, ispad pojedinih vrsta osećaja, smetnje u koordinaciji pokreta i u hodu ili razni psihički ispadi ili poremećaji svesti, a u skoro 33% slučajeva dolazi do smrtnog ishoda.

Po procentu smrtnosti moždani udar se nalazi na trećem mestu, odmah posle bolesti srca i svih formi karcinoma. Svake godine u Republici Srbiji se registruje oko 20000 novih pacijenata od svih formi moždanih udara. Moždani udar je treći uzrok smrtnosti u zemljama zapadne Evrope, prvi uzrok invaliditeta u svetu i kod nas. Stoga moždani udar nije samo medicinski nego i veliki socioekonomski problem. Učestalost oboljevanja od moždanog udara je u porastu.

Pacijenti koji su preživeli moždani udar započinju program rehabilitacije. Poželjno je program rehabilitacije započeti što je moguće ranije kako bi se postigao najbolji mogući oporavak.

2.4. Oporavak CNS-a

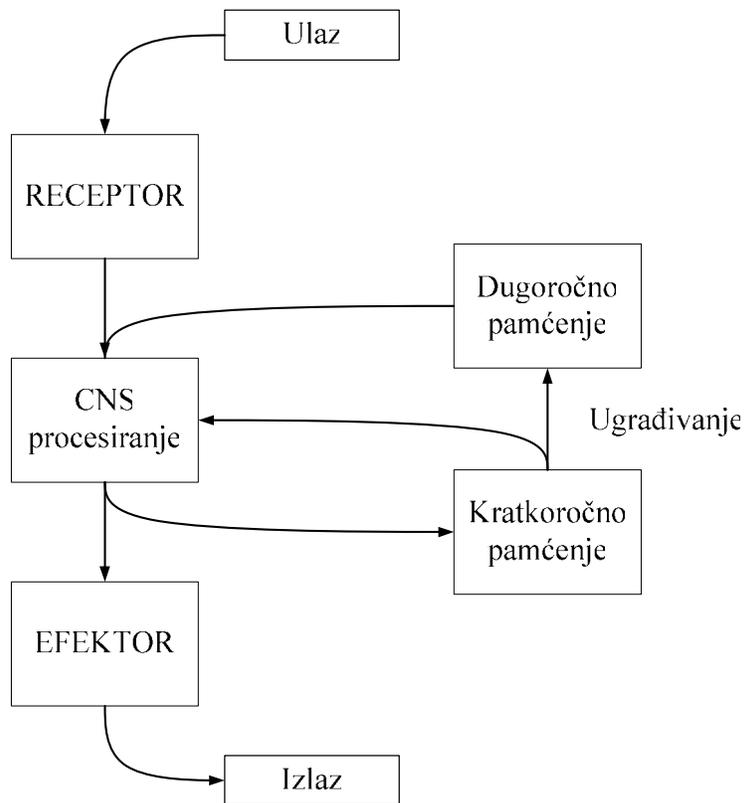
Oporavak senzorno – motornih funkcija nakon nekog neurološkog oštećenja je vrlo spor i nepotpun proces. Moguće ga je inicirati i/ili ubrzati pomoću neurorehabilitacije uz određena ograničenja. Ta ograničenja se odnose na nivo oporavka i u direktnoj su zavisnosti od stepena oštećenja usled neurološkog oboljenja.

Neurorehabilitacija obuhvata metode i tehnologije za maksimizaciju funkcija sačuvanih neuro – mišićnih struktura kod ljudi sa motornim invaliditetom [25]. Maksimizacija funkcija se odnosi na razvijanje novih strategija na račun očuvanog, ali bez tretmana trajno oštećenih senzornih i motornih sistema.

Najznačajnija komponenta u oporavku je kortikalni plasticitet. Neuroplasticitet ili kortikalni plasticitet je sposobnost mozga da u toku životnog veka može da reorganizuje nervne puteve koji se baziraju na novim iskustvima. Dakle, sposobnost mozga da se menja učenjem odnosno sticanjem novih saznanja predstavlja neuroplasticitet. U nameri da naučimo ili memorišemo neku činjenicu ili veštinu, neophodno je postojanje dosledne funkcionalne promene u mozgu tj. neophodno je novo saznanje. Postoje dva uslova pod kojima se aktivira plasticitet mozga:

- U toku normalnog razvoja mozga kada nezreo i nerazvijen mozak započinje učenje u periodu odrastanja kroz samoorganizaciju i
- Kao adaptivni mehanizam za kompenzaciju izgubljenih funkcija i/ili za maksimizaciju preostalih funkcija nakon povrede CNS-a.

Primenom neurorehabilitacije je, dakle, moguće osposobiti tj. naučiti pojedine delove (moždane ćelije) koji nisu bili zaduženi za tu funkciju da preuzmu kontrolu nad njom, jer onaj deo koji je za to bio zadužen više nije u mogućnosti da obavlja funkcije koje je nekad obavljao.



Slika 2, Procesiranje senzornog nadražaja u CNS-u rezultuje kratkoročnim pamćenjem koje može biti ugrađeno u dugoročno pamćenje

Cilj ovog rada je da se pokaže napredovanje u neurorehabilitaciji hoda pacijenta nakon moždanog udara koje je direktno rezultat neuroplasticiteta uz pomoć novorazvijene neinvazivne metode koja se bazira na polimiografiji.

2.5. Mere oporavka CNS-a

U ovom odeljku će biti opisane dve postojeće i najčešće korišćene mere oporavka CNS-a koje su danas u kliničkoj upotrebi. To su *Fugl – Meyer* skala i simetrija hoda.

Fugl – Meyer skala (F-M skala) je razvijena kao prvi instrument za merenje kvantitativne procene oporavka motornog sistema nakon moždanog udara. Bazira se na *Twitchell-Brunnstroms* – ovom koceptu [13;21;26;28] sekvencijalnih faza postepenog povratka motornih funkcija kod hemiplegičara. F-M skala se kreira na osnovu 1555 zadataka koji čine meru pogoršanja. Pogoršanje se definiše kao gubitak ili poremećaj psihološke ili anatomske strukture neke funkcije. Pacijentu se zadaju zadaci u obliku naredbi i u zavisnosti od sposobnosti pacijent izvršava te naredbe, a prema ispunjenom uslovu se dodeljuju poeni za izvršenu naredbu.

Simetrija hoda polazi od pretpostavke da se u hodu obe noge ponašaju identično. Mere simetrije su indeks simetrije, koeficijent simetrije (*symmetry ratio*) i statička metoda. Indeks simetrije se računa koristeći formulu (*Robinson et al.*):

$$SI[\%] = 2 \frac{T_{nonparetic} - T_{paretic}}{T_{nonparetic} + T_{paretic}} \times 100. \quad (\text{Jednačina 1})$$

$T_{paretic}$ i $T_{nonparetic}$ su trajanja faze oslonca paretične i neparetične noge. SI može da bude pozitivno i negativno, a idealno je $SI = 0$.

Kada je indeks simetrije SI jednak nuli, hod je simetričan. Korišćenje ove metode za procenu hoda ima velika ograničenja jer su razlike predstavljene u odnosu na prosečnu vrednost. Na primer, ako je prisutna velika asimetrija, prosečna vrednost nije dobar pokazatelj radnog režima jedne i druge noge.

U ovom radu je predložena metoda koja za razliku od F-M skale nije zahtevna u vremenskom pogledu. Da bi kliničar dobio F-M ocenu potrebno je vreme kako bi se bodovao svaki od 1555 zadataka i vrlo je zahtevno ponoviti ovakvu ocenu više puta (pre terapije, nakon terapije, tokom terapije, tri meseca nakon terapije itd.). Simetrija hoda je laka za računanje, ali nedovoljan pokazatelj kako poboljšanja tako i pogoršanja, pogotovu ako se uzme u obzir da se računa u posebnim uslovima tj. onda kada se očekuje simetrija hoda kod zdravih ljudi. To sigurno nije na početku, a ni na kraju hoda po unapred zadatoj trajektoriji, kao ni u većini situacija u kojima se ljudi nalaze u svakodnevnom životu (nailaženje na različite prepreke i njihovo zaobilaženje u hodu).

Procena kvaliteta hoda (a time možda i terapije) koja je cilj ovog rada bi trebalo da otkloni mane prethodno nabrojanih, tako što će uključiti pokrete koji su tipično ugroženi kod pacijenata koji su preživeli moždani udar: dorzifleksiju, plantarnu fleksiju itd. Metoda će takođe uključiti polimiografsku analizu koja je potpuno računarski automatizovana, tako da sa jedne strane neće biti vremenski zahtevna, dok će s druge strane biti dovoljno temeljna obzirom da je veći broj fizioloških faktora uključen u samu procenu.

3. Elektromiografija (EMG)

Elektromiografija (eng. *Electromyography*) je tehnika za snimanje i vrednovanje električne aktivnosti mišića. Električna aktivnost mišića ili mioelektrični signali nastaju kao rezultat fizioloških stanja membrana mišićnih vlakana.

Za snimanje EMG signala koristi se instrument koji se često u literaturi naziva elektromiograf (eng. *electromyograph*) kako bi se dobio snimak koji se naziva elektromiogram (eng. *electromyogram*). Elektromiograf detektuje električne potencijale koje generišu mišićne ćelije kada su ove ćelije mehanički aktivne ili neaktivne.

Cilj analize EMG signala je u detektovanju abnormalnosti i proučavanju biomehaničkog principa funkcionisanja ljudskog i/ili životinjskog pokreta [16]. EMG može biti:

- Klasični (neurološki) EMG: „veštački“ odgovor mišića koji nastaje kao rezultat eksterne električne stimulacije i snima se i analizira se pod statičkim uslovima i
- Kineziološki EMG: podrazumeva proučavanje neuromišićnih aktivacija mišića kod posturalnih zadataka, funkcionalnih pokreta i u režimima treninga. Pored osnovnih fizioloških i biomedicinskih studija, kineziološki EMG se posmatra kao razvojni alat za razna istraživanja, fizioterapiju/rehabilitaciju, sportske treninge i kao reakcija ljudskog tela na industrijske proizvode i radne uslove.

Elektromiografski zapis generisan voljnom kontrakcijom (kineziološki EMG), kakva je predmet razmatranja u ovom radu, je stohastički signal na čiju amplitudu i frekvencijski opseg utiče niz faktora. Neki od tih faktora su:

- Broj i dimenzije aktivnih mišićnih vlakana,
- Dimenzija i položaj elektroda u odnosu na aktivna mišićna vlakna,
- Udaljenost između aktivnih mišićnih vlakana i površine elektroda,
- Šum usled pokreta,
- Interferencija sa mrežnim napajanjem,
- Šum usled relativnog kretanja elektroda u odnosu na kožu i drugi faktori.

Tipična primena EMG signala je u stvari odgovor na pitanje „Šta rade mišići?“. EMG omogućava „direktan pogled“ u mišić, odnosno:

- Omogućava merenje performanse mišića,
- Pomaže u odlukama pre i posle hirurških zahvata,
- Daje dokumentovan tretman i režim treniranja,
- Pomaže pacijentima da identifikuju i treniraju svoje mišiće po principu povratne sprege (eng. *biofeedback*),
- Daje analize u cilju poboljšanja sportskih aktivnosti i
- Detektuje odgovor mišića na ergonomska ispitivanja.

EMG signali sadrže informaciju o funkcionisanju samog mišića, pa se zato ova metoda uspešno koristi u kliničkoj praksi sa ciljem dijagnostike senzorno – motornih

promena. Klinička elektromiografija je danas jedna od najznačajnijih metoda u dijagnostici neuromišićnih oboljenja.

3.1. Elektrofiziologija mišića

Mišićni sistem zajedno sa skeletnim sistemom čini aparat za kretanje. Ovaj sistem učestvuje i u mnogim fiziološkim procesima kao što su ishrana, disanje i cirkulacija krvi.

Mišić je motor koji konvertuje hemijsku energiju u mehanički rad i toplotu. Po svojoj strukturi mišići se dele na poprečno-prugaste (skeletne), glatke i srčane. Mišić je tkivo koje se naizmenično grči i opušta i mišići čine najveći deo telesne mase čoveka u odnosu na druga tkiva. Oko 40% telesne mase pripada skeletnoj muskulaturi, a 10% ulazi u sastav glatke muskulature i srčanog mišića. U ljudskom telu se nalazi oko 600 skeletnih mišića koji omogućavaju kretanje.

Glavni predmet mišićne fiziologije predstavlja eksitabilnost mišićnih vlakana kroz neuralno upravljanje. EMG signal se zasniva na akcionom potencijalu membrane mišićnih vlakana.

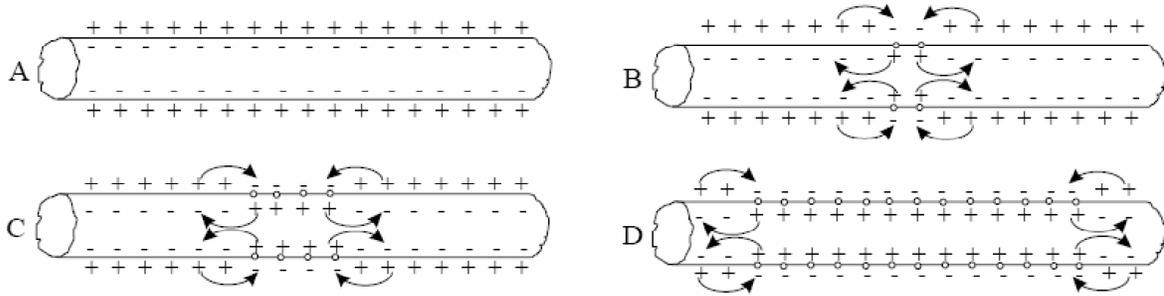
Akcioni potencijal predstavlja osnovnu jedinicu u procesu prenosa informacija u ljudskom telu. Mehanizam prenosa informacija kroz telo se zove humoralni mehanizam i brzina prenosa informacija ovim sistemom odgovara brzini elektrohemijskog mehanizma za prenos akcionog potencijala u čovekovom telu [17]. Spoljašnja strana membrane mišićnog vlakna u stanju mirovanja ima manjak negativnih jona, za razliku od unutrašnje strane koja ima višak negativnih jona, pa je spoljašnja membrana u odnosu na unutrašnju pozitivno naelektrisana. Ovakvo stanje membrane mišićnih vlakana zove se ravnotežno stanje (ekvilibrijum) tj. stanje ravnotežnog potencijala. Ako je strujna stimulacija membrane mala, doći će do male promene potencijala membrane koja će se ubrzo nakon toga vratiti u svoje ravnotežno stanje. Ako se struja ovog spoljašnjeg stimulusa povećava, povećavaće se i promena potencijala membrane. Ako se pređe određena granica pri povećanju struje, doći će do neproporcionalne promene potencijala, koja se zove akcioni potencijal. To ukazuje na osobinu akcionog potencijala: da bi došlo do pojave akcionog potencijala, spoljašnji stimulus mora preći određeni prag. Ako se odmah nakon pojave akcionog potencijala, struja i dalje povećava, ništa se neće desiti. Ova osobina membrane zove se refraktorni period, koja predstavlja minimalni vremenski period koji mora proći između generisanja dva akciona potencijala.

Neuromišićna sinapsa je kontaktna regija između presinaptičkog nerva i postsinaptičkog mišićnog vlakna. Postsinaptički akcioni potencijal putuje duž membrana mišićnih vlakana. Mišićne ćelije pri pojavi akcionog potencijala se skraćuju odnosno proizvode mehanički rad. Prilikom mišićne kontrakcije dolazi do promene potencijala između spoljne i unutrašnje membrane i dolazi do propagacije akcionog potencijala kao na slici 3.

Veza mišića sa nervnim sistemom je ostvarena tako što je svaki mišić inervisan posebnim nervom. Tako jedan mišić može da aktivira samo jednu vrstu pokreta pa su zbog toga mišići udruženi u funkcionalne grupe koje deluju sinergijski.

Najmanja jedinica neuromotornog sistema je motorna jedinica (slika 4). Motorna jedinica može da sadrži veliki broj mišićnih vlakana. Broj mišićnih vlakana unutar motorne jedinice je različit od mišića do mišića. Na primer, može biti 10 mišićnih

vlakana u motornoj jedinici u mišićima koji kontrolišu pokrete oka ili 1000 u mišićima koji su zaduženi za posturalnu kontrolu tokom stajanja.

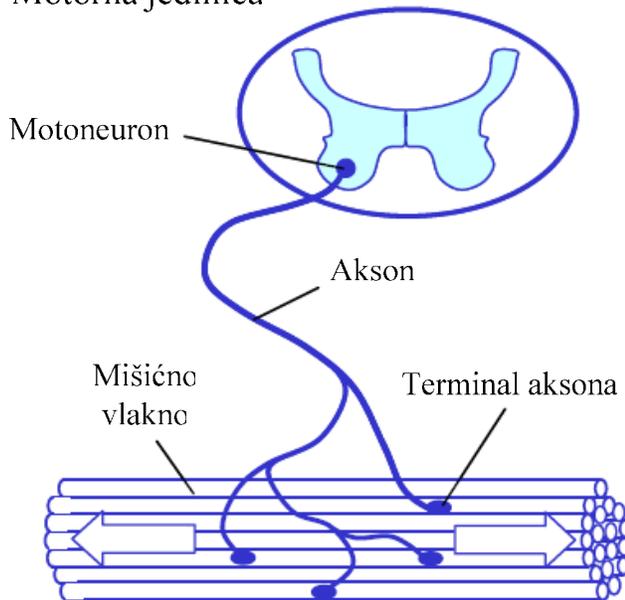


Slika 3, *Propagacija akcionog potencijala duž mišićnog vlakna od ravnotežnog stanja (A), pojave akcionog potencijala (B) i njegove propagacije duž mišićnog vlakna (C i D)*

Nervni sistem šalje akcijske potencijale motornim jedinicama i na taj način određuje silu mišićne kontrakcije. To se odvija na dva načina (slika 5):

- Brojem aktiviranih motornih jedinica (Obzirom da je motorna jedinica grupa mišićnih vlakana koja je pobuđena jednim neuronom, ovaj uslov se može preformulisati brojem neurona koji pobuđuju motorne jedinice nekog mišića.) i
- Frekvencijom aktivacije motornih jedinica.

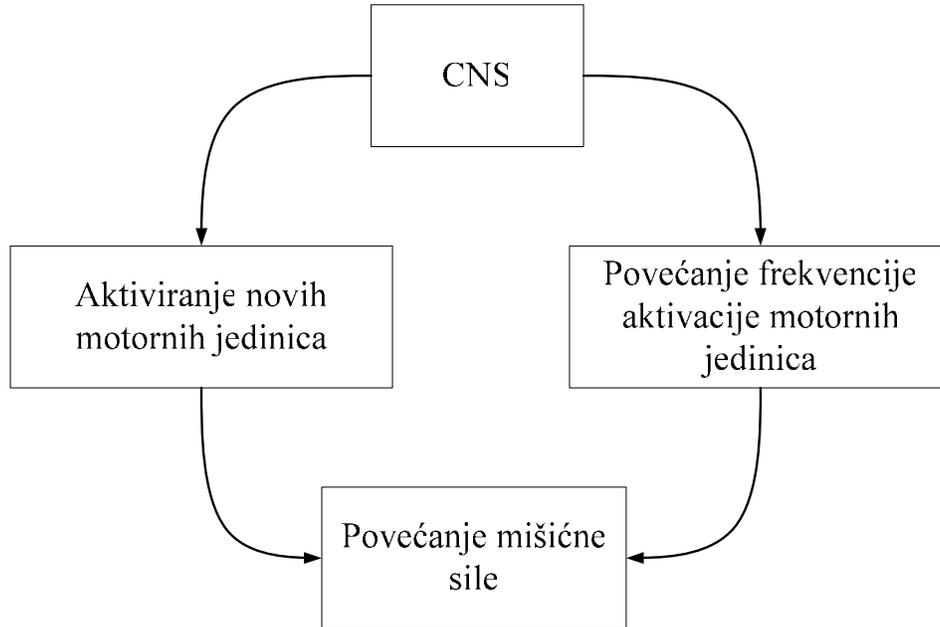
Motorna jedinica



Slika 4, *Motorna jedinica*

Osnovne osobine mišića su:

- Eksitabilnost (sposobnost da pod uticajem energije reaguje procesom razdraženja),
- Propagacija (sposobnost mišićne ćelije da proces razdraženja prenosi na susednu ćeliju) i
- Kontraktilnost (karakteristika koja postoji samo kod mišićnih ćelija, u toku procesa razdraženja mišićna ćelija se skraćuje i time menja dužinu).



Slika 5, Šematski prikaz povećanja mišićne sile: CNS može da aktivira nove motorne jedinice ili da poveća njihovu frekvenciju aktivacije

Opušten mišić nije potpuno relaksiran i minimalna aktivnost mišića se naziva mišićni tonus, a javlja se kao posledica akcionih potencijala koji dolaze od kičmene moždine tj. rezultat su nesvesnih autonomnih pobuda.

Do mišićnog zamora dolazi usled duge i snažne kontrakcije mišića koja rezultuje nemogućnošću intenzivnog delovanja kontraktilnih mehanizama nakon izvesnog vremena.

3.2. Merno – akvizicioni EMG sistem

Nefiltriran (sa izuzetkom analognog pojačavačkog filtra propusnika opsega) i neprocesiran signal koji detektuje superponirane akcione potencijale motornih jedinica je „sirov EMG signal“ [16]. Kada je mišić opušten na snimljenom signalu se primećuje manje ili više šumna bazna linija. Da li će bazna linija biti manje ili više šumna zavisi od kvaliteta EMG pojačavača, šuma ambijenta i uslova pod kojima se signal detektuje. Faktori koji utiču na kvalitet EMG signala:

- Karakteristike tkiva – ako ispitanik na mestu snimanja ima više masnog tkiva tada će amplituda EMG signala biti manja i ovi uslovi mogu da variraju od subjekta do subjekta, čak i kod ponovljenih snimanja na jednom subjektu.
- Fiziološko preslušavanje – obično preslušavanje ne prelazi 10-15% sadržaja signala ili ga uopšte nema, a javlja se kao signal sa susednog mišića. Kod snimanja mišića sa ramena i oko rebara smetnju mogu da predstavljaju i EKG signali.
- Promene u geometriji (relativno pomeranje stomaka mišića u odnosu na elektrodu) – svaka promena rastojanja od mesta nastanka do mesta detekcije će uticati na EMG snimanje. Ovaj problem je posebno izražen kod dinamičkih studija pokreta i može biti izazvan i spoljašnjim pritiskom.
- Eksterni šum – najzahtevniji šum koji mora biti redukovan je šum napajanja, pa je potrebno voditi računa ako se snima u visokošumnom okruženju.
- Elektrode i pojačavači – mogu u velikoj meri da utiču na „debljinu“ bazne linije.

Elektromiografska snimanja mogu biti invazivna i neinvazivna. Za invazivna snimanja koriste se iglene elektrode, a za neinvazivna površinske elektrode. Ove dve metode se razlikuju po broju motornih jedinica sa kojih je detektovan akcioni potencijal. Površinski elektromiogram predstavlja zbirnu aktivnost desetina motornih jedinica, a iglenim elektrodama se detektuje zbirna aktivnost svega nekoliko motornih jedinica [14]. Ako treba da se snimi električna aktivnost jednog mišićnog vlakna, koriste se iglene elektrode.

Posebna kategorija elektromiografije je polimiografija, tj. metoda snimanja EMG aktivnosti više mišića istovremeno. U ovom radu su razmatrana samo neinvazivna polimiografska snimanja tj. površinska polimiografija.

Pri površinskim merenjima mišićnih signala generiše se napon malog intenziteta kao posledica pojave akcionih potencijala i reda je stotinak μV ili oko mV . Tipičan frekvencijski sadržaj EMG signala dobijenog površinskom elektromiografijom je od 6 do 500 Hz sa najvećom snagom u opsegu od 20 do 150 Hz , a invazivnom metodom oko 10 kHz . Razlog pobrojanih razlika u frekvencijskim opsezima jedne i druge metode je u tome što se koža ponaša kao niskopropusni filter. Ljudsko vezivno tkivo i slojevi u koži imaju niskopropusno dejstvo na originalni signal, pa analizirani frekvencijski sadržaji površinskog EMG signala ne odgovaraju originalnim sadržajima.

3.2.1. Elektrode za snimanje EMG signala

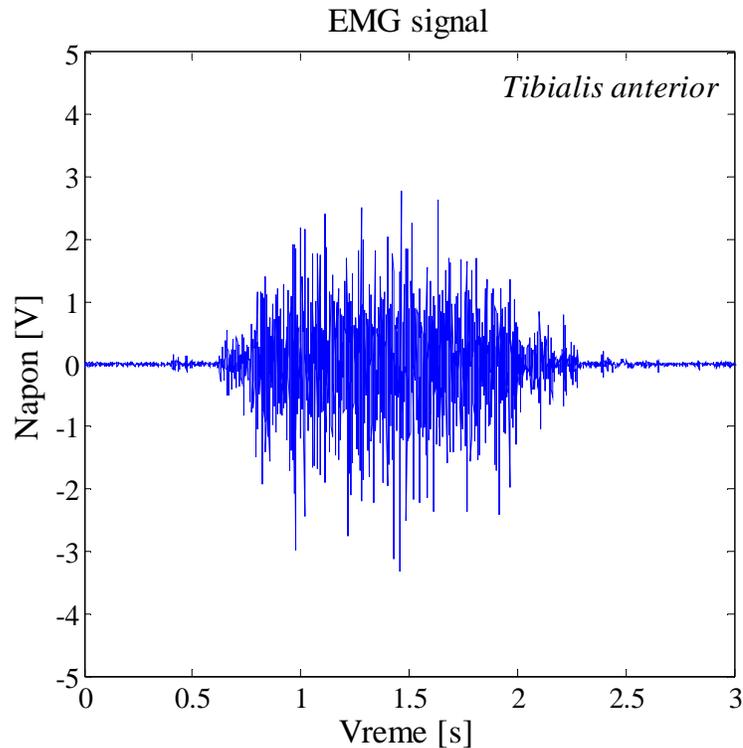
Elektrode za snimanje su pretvarači struje u jonskoj sredini (organizmu) u struju slobodnih elektrona u provodniku [24]. Na kontaktu elektrode i organizma dolazi do složenih biohemijskih procesa koji značajno smanjuju preciznost merenja bioloških signala. Za snimanje elektrofizioloških signala koriste se nepolarizljive elektrode kroz koje dolazi do prenosa naelektrisanja.

Srebro/srebro-hlorid ($Ag/AgCl$) površinska elektroda je napravljena od čvrste srebrne pločice velike čistoće (99.99%) presvučene tankim slojem srebro-hlorida. Elektrode se zahvaljujući sloju srebro-hlorida ponašaju kao polarizljive. Ovakav tip

elektroda ima malu impedansu i stabilan ofset potencijal. Velika mana snimanja je uticaj imedanse kože i samog kontaktnog spoja.

Za snimanje jednog kanala koristi se jedan par mernih elektroda postavljenih u konfiguraciji da mere diferencijalni odziv signala. U elektromiografiji se upotrebljava i referentna elektroda čija je uloga da preko DRL (*Driven-Right-Leg*) povratne sprege smanji šum signala koji se javlja usled elektromagnetne indukcije iz gradske mreže.

Akcioni potencijali motornih jedinica koji detektuju površinske elektrode su električki superponirani i snimljeni signal je bipolaran (slika 6) sa simetričnom distribucijom pozitivnih i negativnih amplituda (srednja vrednost ovog signala je nula).



Slika 6, Bipolaran EMG signal sa mišića *Tibialis anterior* za pokret dorzifleksije

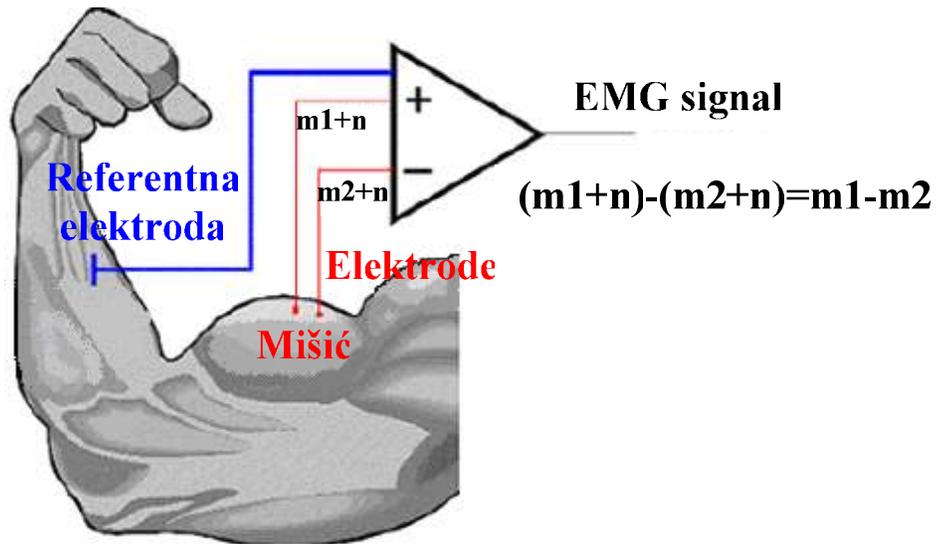
3.2.2. EMG pojačavači

Tipično, za kineziološka merenja se koristi bipolarna konfiguracija elektroda i diferencijalno pojačanje. Osnovni zahtev diferencijalnih EMG pojačavača je da se eliminišu artefakti. Diferencijalno pojačanje površinskog EMG signala detektuje potencijalne razlike između dve elektrode postavljene na „stomak“ mišića i na taj način otklanja smetnje (slika 7).

Danas se češće koriste EMG predpojačavači koji su ugrađeni u kabl ili pozicionirani na vrh elektrode. Prednosti ovakve realizacije su prikupljanje signala blizu mesta detekcije, njegovo pojačanje i prenos na niskim otpornim nivoima kako bi signal bio manje osetljiv na artefakte koji potiču od pomeranja kablova i druge.

Mane ovakve realizacije su što postoji manja otpornost na pritisak kao što je sedenje na elektrodama. Još jedna mana je da pojačavački stepen mora biti dobro fiksiran

što nije jednostavno postići u dinamičkim studijama. Dodatno, mana je i što su ovakvi predpojačavači tipično napravljeni za jednu vrstu elektroda.



Slika 7, Snimanje EMG signala sa mišića biceps brachii bipolarnom konfiguracijom elektroda i diferencijalnim pojačanjem, $m1$ i $m2$ su detektovani miografski potencijali, a n je aditivni šum

4. Projektovanje novog polimiografskog sistema

4.1. Cilj rada

Cilj rada je projektovanje minimalnog hardvera i jednostavnog softvera koji bi rezultovali upotrebljivim polimiografskim sistemom. Projektovanje minimalnog hardvera treba da rezultuje u prenosiv sistem koji se jednostavno može koristiti kako za statička tako i za dinamička snimanja EMG signala. Softver treba da omogući jednostavno rukovanje kliničarima, skladištenje podataka i prikaz signala u realnom vremenu.

Uvođenje nove metode koja bi na osnovu polimiografskih snimanja poslužila za dobijanje polimiografske šeme na zdravim subjektima i kasnije bila proverena na snimanjima na pacijentima je takođe cilj ovog rada. Nova metoda obrade EMG signala bi trebalo da ukloni mane prethodno nabrojanih (drugo poglavlje ovog rada), tako što će uključiti pokrete koji su tipično ugroženi kod pacijenata koji su preživeli moždani udar. Metoda treba da uključi potpuno računarski automatizovanu polimiografsku analizu koja nije vremenski zahtevna i čija procena je formirana na osnovu većeg broja fizioloških faktora.

Konačni rezultat rada bi trebalo da bude klinički upotrebljiv i jednostavan polimiografski sistem koji bi uz novu metodu obrade polimiografskih signala poslužio za procenu oporavka pacijenata sa motornim deficitom donjih ekstremiteta i istovremeno za ocenu primenjene terapije.

4.2. Projektovan hardver za akviziciju EMG signala

U ovom odeljku je razmatrana najjednostavnija realizacija prenosivog EMG uređaja za polimiografska snimanja, slika 8.

4.2.1. Predpojačavači projektovanog uređaja

Iskorišćeni su EMG predpojačavači ugrađeni u kabl sa slike 8 [4]. Promenom položaja tropoložajnog potenciometra podešava se pojačanje EMG signala na 500, 1000 i 2000. Obzirom da su površinski EMG signali malih amplituda (maksimalno 2 mV), u eksperimentima je postavljeno da proporcionalno pojačanje bude 2000 puta, jer je to dovoljno za opseg napona koji se snima za odabrano napajanje od ± 5 V, a pogodno je da pojačanje bude veliko zbog bolje rezolucije snimljenog EMG signala.

Sa slike 8 vrlo je bitno zapaziti da se na predpojačavaču nalaze tri aktivne elektrode. Kod polimiografskih tj. višekanalnih snimanja dovoljno je koristiti jedan predpojačavač sa tri elektrode, a ostale predpojačavače sa dve elektrode. To je zato što je treći (na slici najduži) kabl povezan na uzemljenje, a preostale dve elektrode služe za diferencijalnu akviziciju signala. Osnovne odlike ovih predpojačavača su:

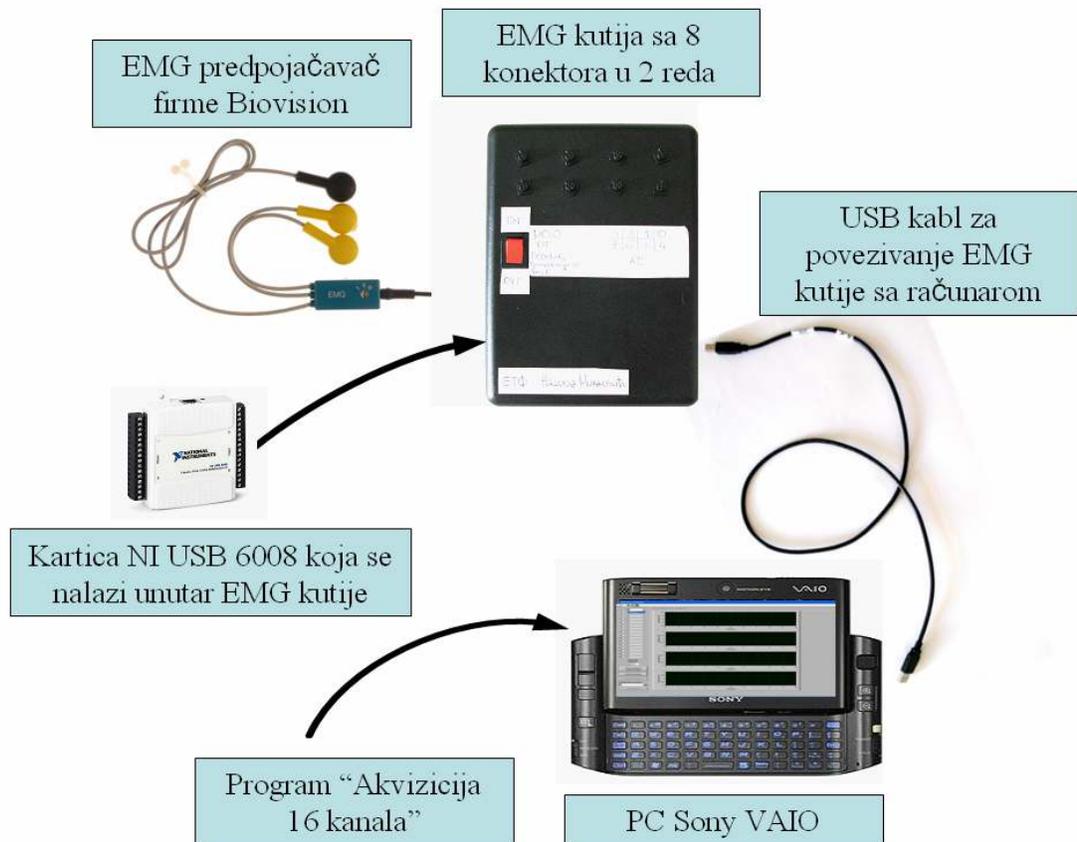
- Tačna i pouzdana detekcija površinskih EMG signala,
- Ekstremno visok odnos signal – šum (SNRT – *Signal to Noise Ratio*),

- Visoka impedansa,
- U statičkim studijama i pravilnom fiksiranju kutije predpojačavača omogućena je detekcija signala bez artefakta,
- Mala težina (12 g),
- Mogu se direktno povezati na AD (*Analog to Digital*) konverter i
- Mogu se napajati naponima od ± 2.5 V do ± 15 V.

Poslednje dve stavke su iskorišćene za projektovanje i realizaciju EMG uređaja kao na slici 8 u kome se nalazi kartica firme NI USB 6008[7].

4.2.2. AD konverzija projektovanog EMG uređaja

Ovakva realizacija omogućava polimiografska snimanja sa do maksimalnih 8 kanala (ograničenje je uslovljeno najvećim mogućim brojem analognih ulaza na postojećoj kartici). Kartica NI USB 6008 [22] je odabrana zbog malih dimenzija, niske cene, rezolucije i adekvatnog frekvencijskog opsega. Kartica je širine 6.35 cm, dužine 8.51 cm i visine 2.31 cm.



Slika 8, Korišćena oprema za polimiografska snimanja

Rezolucija od 12 bita koju daje odabrana kartica je sasvim dovoljna za detektovanje EMG-a jer omogućava visoku rezoluciju signala [16]. Konverzija sa ovakvom rezolucijom deli opseg signala na $2^{12} = 4096$ nivoa odnosno 4095 intervala, što je sasvim dovoljno za EMG snimanja.

Propusni opseg kartice je 10k odbiraka/sekundi, što zadovoljava potrebe uređaja da odabiranje signala na svih 8 kanala bude 1k odbiraka/sekundi. Ovakva perioda odabiranja odgovara Nikvistovoj teoremi [12] tj. 2 puta je veća od najveće frekvencije u signalu (za EMG to je 500 Hz).

EMG predpojačavači se napajaju sa ± 5 V. Kartica je povezana sa računarom preko USB porta koji daje napon od 5 V i struju od 500 mA. Na izlazu kartice se dobija napon od 5 V i struja od 200 mA koja se osim za potrebe 8 predpojačavača (što je i više nego dovoljno prema uputstvu proizvođača) koristi i za napajanje niskopotrošnog invertorskog kola [5]. Obzirom na same karakteristike predpojačavača i širok radni opseg napajanja nije bilo potrebno dodatno koristiti kolo za stabilizaciju napona na izlazu invertorskog kola.

4.2.3. Povezivanje projektovanog uređaja sa računarom

Statičke studije je moguće izvoditi tako što se kutija uređaja preko USB kabla poveže na desktop ili laptop računar. Preporučljivije je (što je u ovoj studiji i iskorišćeno) da se koristi računar koji nije povezan na mrežno napajanje jer se na taj način minimizira šum napajanja.

Za dinamičke studije korišćen je Sony VAIO VGN - UX300 [9] računar. Male dimenzije (širine 15.01 cm, visine 9.5 cm i debljine 3.23 cm) ovog računara i njegovi raspoloživi resursi, memorijski, baterijski i drugi, omogućili su instaliranje projektovane aplikacije za akviziciju „Akvizicija 16 kanala“ i napajanje za predpojačavače za do 2 h duga kontinualna snimanja.

Za statičke studije korišćen je Laptop PC računar, jer u tom slučaju nije bilo potrebe da sistem bude prenosiv, a ovakav računar je moguće koristiti uz minimalni šum, jer ne mora, kao ni Sony VAIO računar, da bude povezan na mrežno napajanje.

4.2.4. Elektrode za polimiografska snimanja

Priprema kože za EMG snimanje kao i izbor elektrode su važni koliko i dobar senzor. Bitno je da elektroda dobro prijanja na kožu pogotovu ako se rade dinamičke studije.

Korišćene su elektrode *DS26 Disposable sEMG Sensor* [1] koje su prikazane na slici 9. Ove elektrode su se pokazale jednostavnim za korišćenje, jer je postojanje adhezivne paste na njima olakšalo pripremu kože za polimiografska snimanja.

Elektroda se sastoji iz Ag/AgCl diska na koji je naneta adhezivna pasta kako bi se smanjila impedansa između kože i elektrode. Samolepljiv deo elektrode ima u prečniku oko 2.5 cm.

Pri postavljanju elektroda treba voditi računa o tome da koža ne bude suva, a ni vlažna, da se elektrode ne postavljaju na ožiljke ili rane, da koža nije masna i da nije naneta nikakva šminka ili krema na mesto postavljanja.

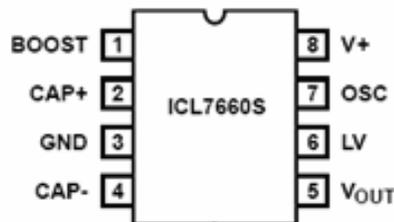


Slika 9, *Samolepljive EMG elektrode za jednokratnu upotrebu sa adhezivnom pastom*

Dovoljno je kožu očistiti medicinskim alkoholom i nakon sušenja zalepiti elektrode na željeno mesto.

4.2.5. Napajanje projektovanog uređaja

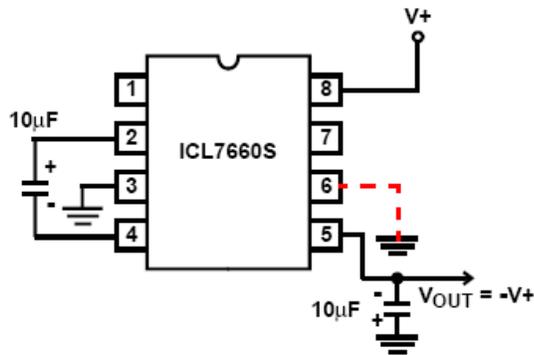
Kao što je već rečeno, za napajanje uređaja je iskorišćen izlaz sa AD kartice koji daje 5 V. Međutim, da bi se dobio i napon od -5 V bilo je neophodno u EMG uređaj uključiti i invertorsko kolo. Invertorsko kolo koje je korišćeno je ICL7660S [5] čiji je raspored pinova dat na slici 10.



Slika 10, *Raspored pinova na invertorskom kolu ICL7660S*

Maksimalna struja za napajanje ovog kola je $200 \mu A$, što je malo obzirom da je struja koja se dobija na izlazu sa kartice oko $200 mA$. Zaključak je da se potrošnja neophodna za realizaciju ovog kola u odnosu na raspoložive resurse može zanemariti. To nije bio slučaj sa drugim kolima koja su razmatrana za ove potrebe. Takvo kolo je na primer dc-dc konvertor NMA0505D koje je zahtevalo ulaznu struju od preko $250 mA$ koju nije bilo moguće realizovati napajanjem sa raspoložive AD kartice preko USB porta računara. Moguće je bilo pokriti potrošnju NMA0505D ili nekog drugog dc-dc konvertora kada bi se uređaj tj. predpojačavači napajali sa baterijskim napajanjem (na primer 4 baterije od po 1.5 V). Ipak, od ovakve ideje se odustalo jer je na početku postavljen projektni cilj bio realizacija minimalnog hardvera za snimanje EMG signala.

Korišćeno je tipično povezivanje invertorskog kola po preporuci proizvođača kao na slici 11. Ovakvom realizacijom je moguće invertovati pozitivne napone u rasponu od 1.5 V do 15 V. Zaključak je da odabrano invertorsko kolo zadovoljava projektne zahteve.



Slika 11, Tipično povezivanje kola ICL7660S za generisanje negativnog napona

4.2.6. Prednosti projektovanog EMG uređaja

Za razliku od postojećih EMG uređaja (*Myo Trac 3 Portable Muscle Monitor* [2], *MyoSystem 1400A* [8], *MA300 EMG Systems* [6], *Mobile Measurement Systems* [4] itd.) za polimiografska snimanja, uređaj projektovan u ovom radu se posebno ističe sledećim karakteristikama:

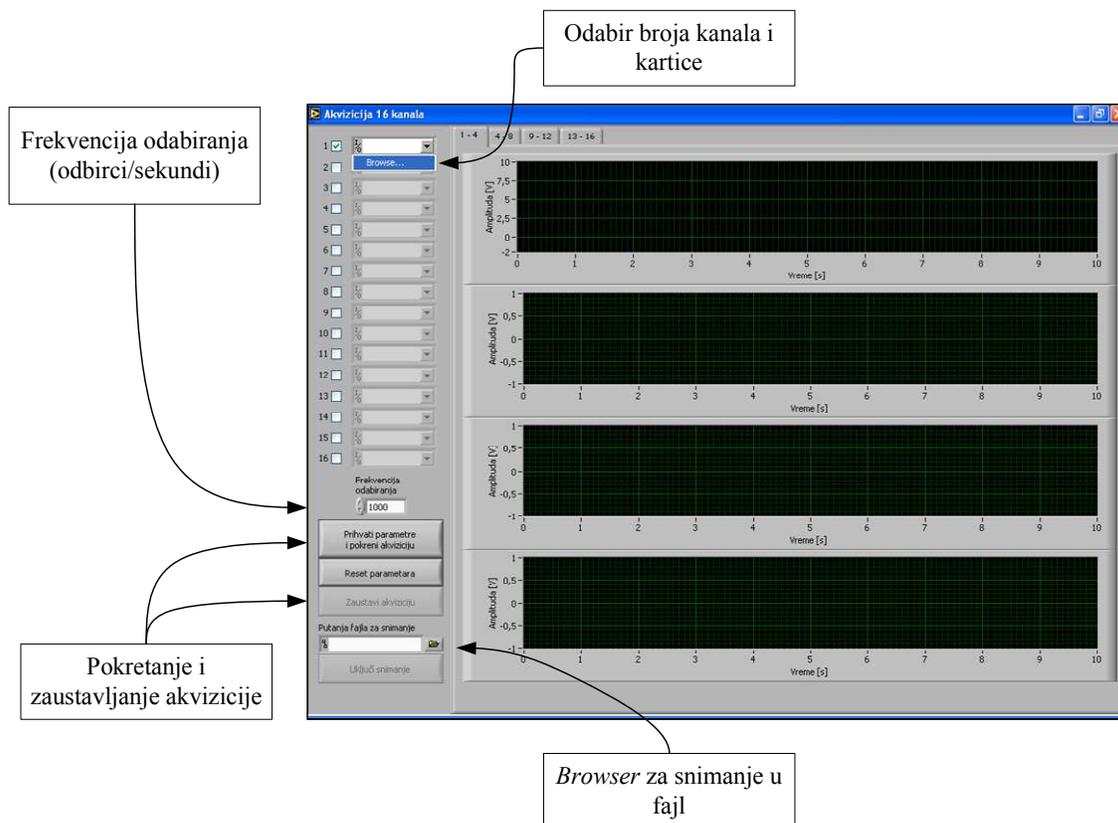
- Napajanjem sa USB porta koje je manje hardverski zahtevno u odnosu na mrežna ili baterijska napajanja kakva koriste svi uređaji na tržištu, što istovremeno rezultuje manjom osetljivošću na šum napajanja,
- Malim dimenzijama koje su posebno od značaja za dinamičke studije jer postoji mogućnost da se ceo uređaj nalazi u torbici na ispitaniku,
- Dobrim performansama u odnosu na postojeće sisteme; daje signal visoke rezolucije,
- Velikom procesorskom snagom – obzirom da je korišćen Sony VAIO računar, a ne PDA ili projektovan displej sa mikrokontrolerom. To istovremeno pruža mogućnost boljeg softverskog procesiranja, memorisanja velike količine podataka, smeštanja velikih baza sa neophodnim podacima i za mnoge druge potrebe,
- Moguće je bez ikakvih prepravki koristiti uređaj za druge senzore i potrebe drugačijih biomedicinskih snimanja, jer se na petopinskim konektorima koji se nalaze na kutiji dovodi napajanje od $\pm 5 V$, a signal se direktno vodi na analogne ulaze AD kartice što je već korišćeno u drugim eksperimentima¹ kada se na ulaze EMG kutije dovodio signal sa žiroskopa i akcelerometara,
- Ostavljeno je dovoljno prostora za eventualna hardverska proširenja i
- Veoma niskom cenom.

¹ Popović M., Popović L., Tremor projekat, Neurološka klinika, Klinički centar u Beogradu

4.3. Projektovan softver za akviziciju EMG signala „Akvizicija 16 kanala“

Prikaz podataka u realnom vremenu je vrlo bitan za sva biomedicinska snimanja koja uključuju više od jednog senzora. Važno je na vreme primetiti nepravilnosti nastale usled atrefakta, pomeranja elektroda i razmeštanja senzora. Posledica nepostojanja prikaza signala u realnom vremenu u najvećem broju slučajeva je neupotrebljivost snimljenih signala. Obzirom da su EMG signali malih amplituda i niskih frekvencija jasno je zašto su vrlo podložni artefaktima okoline i zbog toga je naročito bitan stalni nadzor polimiografskih snimanja.

Projektovan je softver u *Labview* [22] okruženju (slika 12), kao *standalone* aplikacija kako bi se koristio i na računarima koji nemaju instaliran *Labview* [22] ni prateće *driver* – e.



Slika 12, Izgled projektovanog softvera za akviziciju “Akvizicija 16 kanala” sa naznačenim delovima

Softver omogućava odabir kartice koja je povezana na računar i kanala sa kog se želi prikaz u realnom vremenu. Realizovana aplikacija omogućava akviziciju do 16 kanala. Projektna odluka da se softver realizuje tako da ima 16 kanala proizišla je iz dva razloga:

- Omogućeno je višekanalno snimanje sa više uređaja jednim softverom (do 8 dodatnih kanala) i

- Postoji 8 neiskorišćenih digitalnih ulaza na AD kartici, koja se nalazi u uređaju, koji bi se mogli koristiti po potrebi (na primer za sinhronizaciju uređaja sa drugim uređajima ili za potrebe snimanja signala digitalnim senzorima).

Akvizicija otpočinje pritiskom na odgovarajući taster, a za snimanje u fajl postoji pretraživač putem koga se bira fajl u kom će se snimati signali prikazani na pojedinim graficima. Signali se snimaju sa ekstenzijom *.txt* tako da ih je jednostavno učitati odgovarajućim programom ili softverskom aplikacijom (*Labview* [22], *Matlab* [27], *Excel* [18],...). Širina signala koja se prikazuje u realnom vremenu je 10 sekundi. U zavisnosti od odabrane periode odabiranja menja se i broj odbiraka prikazanih na grafiku.

Originalna verzija programa koristi opciju za autoskaliranje y ose na kojoj su prikazane vrednosti napona u Voltima, ali je moguće ovu opciju (kao i neke druge) promeniti u izvornom fajlu koji je napravljen u programskom paketu *Labview* [22] i isključiti opciju za autoskaliranje i podesiti odgovarajući opseg prema potrebi (u ovom slučaju od $-5 V$ do $5 V$). Pogodno je iskoristiti ovu mogućnost ako se želi na licu mesta tj. u realnom vremenu tumačenje signala jer je jednostavnije pratiti veći broj mišića i odnose među njima ako je naponska osa fiksna.

5. Eksperimentalna polimiografska snimanja

Pretpostavka eksperimenta je da su pri jednostavnim pokretima kod različitih zdravih ljudi uvek isti mišići aktivni sa sličnim nivoom aktivacije. Prema tome, odabrani su takvi pokreti koji su jednostavni za tumačenje, koji uključuju manji broj mišića i značajno se razlikuju kod zdravih subjekata i pacijenata.

Plan samog eksperimenta je da se u prvom delu snimaju signali na zdravim ispitanicima i da se sintetiše polimiografska šema koja karakteriše izolovane pokrete. Potrebno je proveriti da li se za izabranih osam pokreta mogu dobiti dovoljno selektivni rezultati koji bi odgovarali zahtevima sinteze polimiografske šeme. Na osnovu dobijenih rezultata treba testirati algoritam na signalima dobijenim sa pacijenata.

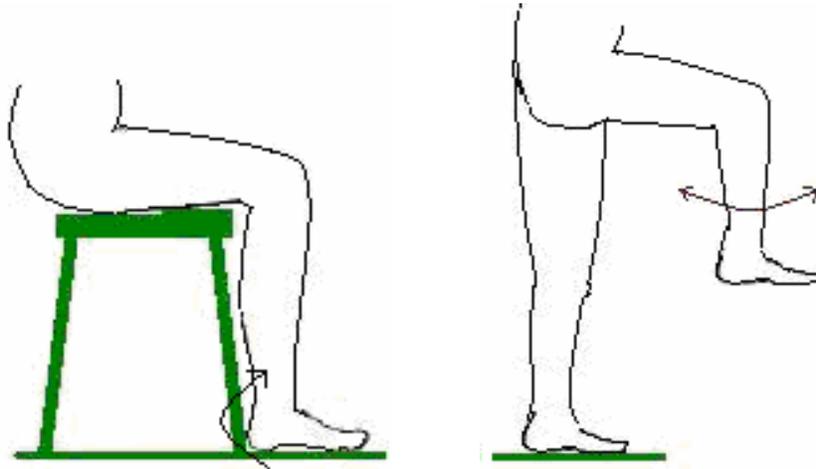
Ideja koja se nametnula tokom izrade ovih eksperimenata je da se EMG signali snimaju i sa zdrave noge hemiplegičnih ispitanika. Ta snimanja bi poslužila za ocenu simetrije/asimetrije pokreta korišćenjem polimiografske šeme.

5.1. Eksperimenti na zdravim ispitanicima

U prvom eksperimentu je učestvovalo pet zdravih subjekata. Postavljena su dva markera na podu, koji su obeležavali početnu i krajnju poziciju noge za neke od pokreta i bili su udaljeni 25 cm jedan od drugog. Ispitanici su radili osam različitih zadataka, četiri u sedećem i četiri u stojećem položaju. Za svaki od zadataka subjekti su imali pet pokušaja. Odabrani zadaci zasnivaju se na izolovanim pokretima sa tipičnim smetnjama kod hemiplegičnih pacijenata (dorzifleksija, fleksija kolena, neadekvatna ekstenzija kolena). Zadaci su bili:

- U sedećem položaju, svaki od zadataka je počinjao tako što ispitanik sedi ispravljenih leđa tako da su uglovi u kolenu i članku desne noge postavljeni pod uglom od približno 90 stepeni:
 - Dorzifleksija tako da peta sve vreme ostane na podu,
 - Plantarna fleksija tako da prsti sve vreme ostanu na podu (slika 13),
 - Peta – peta, pokret pri kom se petom jedne noge dodirne najpre početni marker, a potom marker krajnjeg položaja i
 - Prsti – prsti, pokret pri kom se prstima jedne noge dodirne najpre početni marker, a potom marker krajnjeg položaja.
- U stojećem položaju, svaki od zadataka je počinjao tako što ispitanik stoji uspravno:
 - Fleksija kolena podizanjem desne noge tako da butina bude u paraleli sa podlogom i vraćanjem u početni položaj (sa obema nogama na podu)
 - Kontinualna fleksija kolena (klatno) gde je u početnom položaju leva noga na podu, a desna podignuta tako da su butina i taban u paraleli sa podlogom, pomeranje se vrši u kolenu tako da se podkolenica pomera napred nazad (slika 13),
 - Adukcija nogom protiv neke prepreke i
 - Prebacivanje ravnoteže sa jedne noge na drugu.

Snimani su površinski EMG signali sa sedam mišića [10]: *Tibialis anterior* (TA), *Gastrocnemius* (G), *Soleus* (S), *Rectus femoris* (RF), *Vastus medialis* (VM), *Hamstrings* (H) i *Adductor longus* (AL) sa periodom odabiranja od 1000 Hz. Istovremeno sa EMG signalima, snimani su i uglovi skočnog zgloba i kolena sa dva goniometra (*Biometrics Ltd.*) kako bi se pratio opseg pokreta u zglobovima tokom izvršavanja zadataka. Za korišćenje dodatnih senzora za merenje uglova [3] poslužio je *Buda* sistem [11] koji ima mogućnost *Bluetooth* komunikacije sa računarom.



Slika 13, Pokret plantarne fleksije u sedećem položaju (slika levo) i pokret klatno u stojećem položaju (slika desno)

Za sinhronizaciju EMG i *Buda* uređaja su spojena dva FSR (*Force Sensing Resistor*) senzora tako da je pritiskanjem ovog sklopa dolazilo do detekcije istog signala u oba uređaja. *Buda* sistem je već unapred opremljen hardverom i softverom koji podržava snimanja sa goniometara i FSR – ova, a frekvencija odabiranja je 1000/6 Hz. Na EMG kutiji je ostao jedan neiskorišćen kanal, jer uređaj ima 8 kanala, a za polimiografska snimanja je korišćeno samo 7 kanala. Tako je jedan od FSR senzora prepravljen u naponski razdelnik i prilagođen konektoru na EMG uređaju za snimanje analognog signala sa FSR-a.

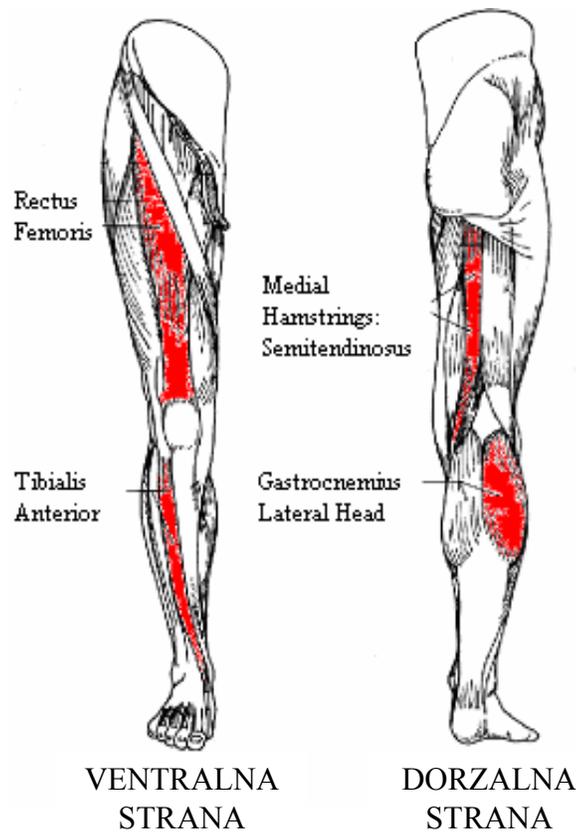
5.2. Eksperimenti na pacijentima

U drugom eksperimentu su učestvovala dva hemiplegična pacijenta. Pacijenti su imali hemiplegiju na levoj strani, jedan je bio akutni, a drugi hronični hemiplegičar. Ispitanici su radili četiri različita zadatka, tri u sedećem i jedan u stojećem položaju. Zadaci su bili:

- U sedećem položaju, svaki od zadataka je počinjao tako što ispitanik sedi ispravljenih leđa tako da su uglovi u kolenu i članku desne noge postavljeni pod uglom od približno 90 stepeni:
 - Dorzifleksija tako da peta sve vreme ostane na zemlji,
 - Plantarna fleksija tako da prsti sve vreme ostanu na zemlji (slika 13) i

- Fleksija kolena gde pacijent sedi na stolici koja je podešena tako da bude dovoljno visoka kako ispitanik nogama ne bi dodirivao tlo i tako da ne sedi na elektrodama koje se nalaze na natkolenici. Noga se pomera u najviši mogući položaj u kom butina zadržava svoj početni položaj, a ugao u kolenu dostiže svoj maksimum.
- U stojećem položaju zadatak je počinjao tako što ispitanik stoji uspravno:
 - Adukcija nogom protiv neke prepreke.

Svaki od zadataka ispitanici su radili pet puta sa zdravom i pet puta sa paretičnom nogom. Snimani su površinski EMG signali sa četiri mišića (slika 14): *Tibialis anterior* (TA), *Gastrocnemius* (G), *Rectus femoris* (RF) i *Hamstrings* (H) sa periodom odabiranja od 1000 Hz. Zajedno sa EMG signalima, snimani su i uglovi skočnog zgloba i kolena (slika 15) sa dva goniometra [3] kako bi se pratio opseg pokreta u zglobovima tokom izvršavanja zadataka. Za korišćenje dodatnih senzora poslužio je *Buda* sistem koji ima mogućnost *Bluetooth* komunikacije sa računarom. Za sinhronizaciju su, kao u prethodnom eksperimentu, korišćena dva FSR senzora.

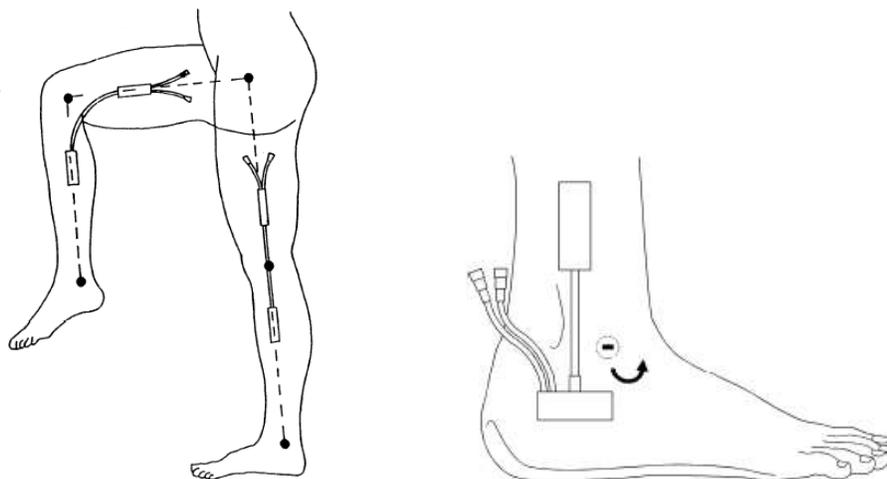


Slika 14, *Dat je pogled sa ventralne (levo) i pogled sa dorzalne strane (desno) i obeleženi su mišići sa kojih su se snimali EMG signali*

Drugi deo eksperimenta na pacijentima se sastojao u tome da se snimaju mišići sa obe noge koji su već navedeni i da se koriste *Peki* senzori za merenje sile reakcije

podloge u hodu [20]. *Peki* senzor se koristi sa *Buda* sistemom i postavlja se u cipelu tako da meri silu na pojedinim mestima na stopalu. Ta mesta su peta, prsti i metatarzal deo stopala. Ispitanici su hodali po traci dužine 10 m dva puta u jednom i dva puta u drugom smeru.

Za sinhronizaciju je iskorišćen digitalni ulaz na AD kartici EMG uređaja i izlaz za sinhronizaciju na *Buda* sistemu.



Slika 15, Postavljanje goniometarskih senzora na koleno ispitanika (levo) i na skočni zglob (desno)

6. Obrada snimljenih signala

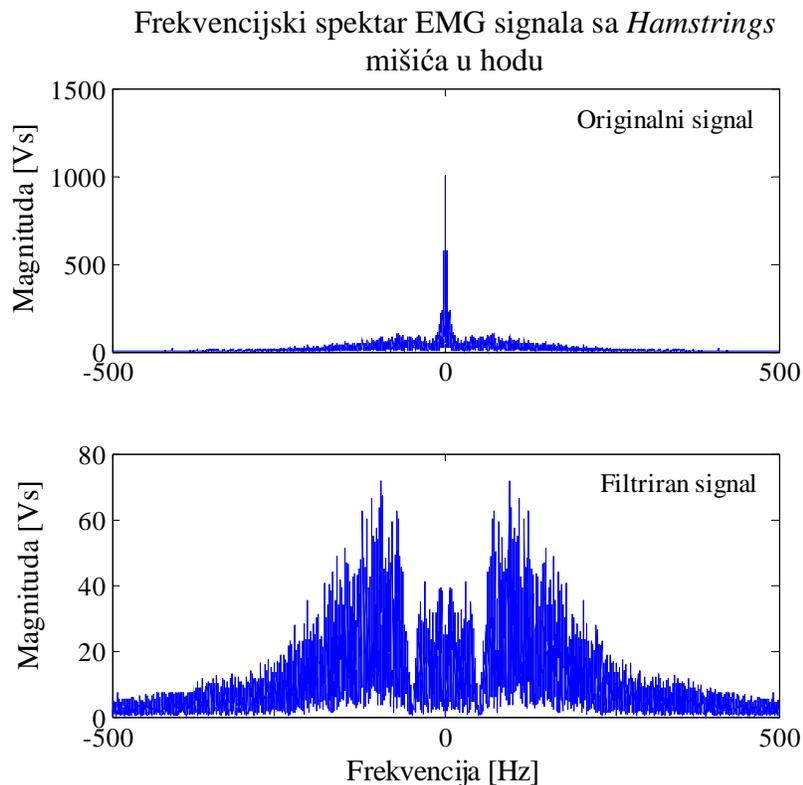
Površinski EMG signal nastao voljnom kontrakcijom mišića je nestacionarni signal jer je dobijen kao zbir akcionih potencijala nastalih nepravilnim pražnjenjem aktivnih motornih jedinica. Priroda EMG signala je takva da su jednostavni za snimanje, ali komplikovani za obradu.

6.1. Predprocesiranje snimljenih signala

U zavisnosti u kakvom je okruženju izvršeno snimanje, *notch* filter za uklanjanje šuma napajanja je trebalo koristiti po potrebi u *offline* predprocesiranju.

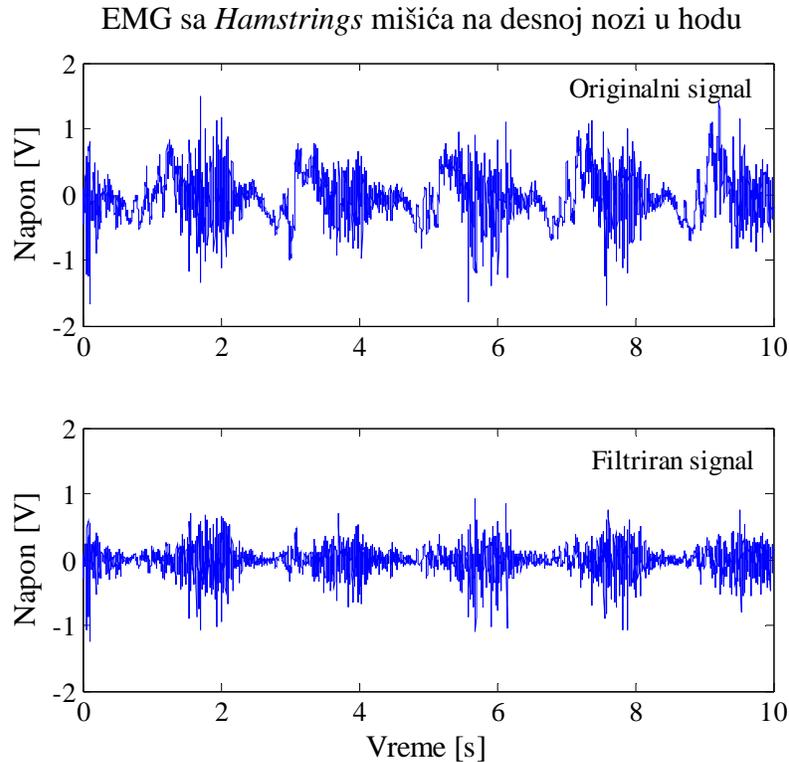
Pomeranjem kablova koji prenose signal od elektrode do predpojačavača nastaje šum niskih frekvencija koji rezultuje pomeranjem bazne linije EMG signala. Iako je predpojačavač bio fiksiran *Leukopor* trakom, nije bilo moguće izbeći ovaj artefakt u dinamičkim studijama, pa je primenjen filter za otklanjanje ovog artefakta.

Sa slike 16 se jasno vidi da je šum pomeranja bazne linije mnogo veći od šuma napajanja i uticaj kombinacije ova dva filtra na izgled signala u frekvencijskom domenu.



Slika 16, *Frekvencijski spektar signala pre i posle filtriranja filtrom koji otklanja šum bazne linije i notch filtrom za otklanjanje šuma napajanja na 50 Hz*

Na slici 17 je dat izgled „sirovog“ tj. nefiltriranog signala u vremenskom domenu i izgled filtriranog signala. Vidno je smanjenje artefakta bazne linije na primeru EMG signala sa mišića *Hamstrings* u hodu.



Slika 17, Prikaz signala u vremenskom domenu pre i posle filtriranja filtrom koji uklanja artefakt bazne linije i notch filtrom koji uklanja šum napajanja na 50 Hz

6.2. Procesiranje snimljenih signala

Uvedena su dva merna parametra od kojih je jedan poslužio za ocenu signala sa mišića, a drugi za ocenu signala sa goniometara. Parametar AD (*Activation Degree*) je definisan kao mera aktivacije/deaktivacije signala sa mišića i parametar ROM (*Range Of Motion*) je definisan kao mera pokretljivosti zglobova [19].

Iz EMG signala su nakon predprocesiranja izdvojeni signali dužine jednog pokreta manuelno, programom koji je pisan u programskom paketu *Matlab* [27]. Potom su signali obrađeni u vremenskom domenu.

Kod EMG signala popunjenost trase u vremenskom domenu ukazuje na broj motornih jedinica koje se uključuju u toku kontrakcije mišića. Ako popunjenost postoji kažemo da je mišić aktivan, a ako ne postoji onda je neaktivan. Poređenjem popunjenosti trase signala u vremenskom domenu možemo da poredimo nivo aktivacije pojedinih mišića pri različitim pokretima ili nivo aktivacije različitih mišića pri konkretnom pokretu. Shodno tome, EMG signali su najpre dvostrano ispravljeni i poredeni sa pragom. Izbor praga je bio važan, obzirom da najviše utiče na rezultat, pa je pažljivo određen.

Najpre su provereni rezultati za prag koji je jednak polovini maksimuma EMG signala - 2.5 V. Međutim, ovakav prag nije uspeo da detektuje manje mišićne aktivacije (nije bilo odbiraka iznad praga), pa se pokušalo sa pragom od 0.5 V i on je dao zadovoljavajuće rezultate za slučajno odabrane EMG signale.

Kada je prag određen, definisan je parametar koji opisuje meru aktivacije/deaktivacije kao procenat odbiraka koji se nalaze iznad praga. Uveden parametar koji se odnosi na aktivaciju/deaktivaciju mišića je AD (jednačina 1, N_{iznad_praga} je broj odbiraka koji se nalazi iznad praga, a N_{ukupno} je ukupan broj odbiraka).

$$AD = \frac{N_{iznad_praga}}{N_{ukupno}} * 100[\%] \quad (\text{Jednačina 2})$$

AD je izračunat za svaki od mišića u svakom pokretu svih ispitanika. Ista vrednost praga je korišćena za sve snimljene signale kako bi se dobio parametar koji bi omogućio poređenje AD vrednosti različitih mišića na istom ili na više ispitanika.

Prema protokolu, svaki zadatak započinje iz prethodno tačno definisane pozicije skočnog zgloba i kolena. Predmet razmatranja kada su uglovi u pitanju je relativna promena ugla kao esencijalna informacija o pokretu. Tako je uveden još jedan parametar ROM koja je računat za signale snimljene sa goniometara, a dobija se kao razlika maksimalne i minimalne vrednosti ugla za svaki pokret (jednačina 3, G je signal sa goniometra koji predstavlja ugao zgloba na kom je postavljen goniometar u stepenima).

$$ROM = \max(G) - \min(G)[^\circ] \quad (\text{Jednačina 3})$$

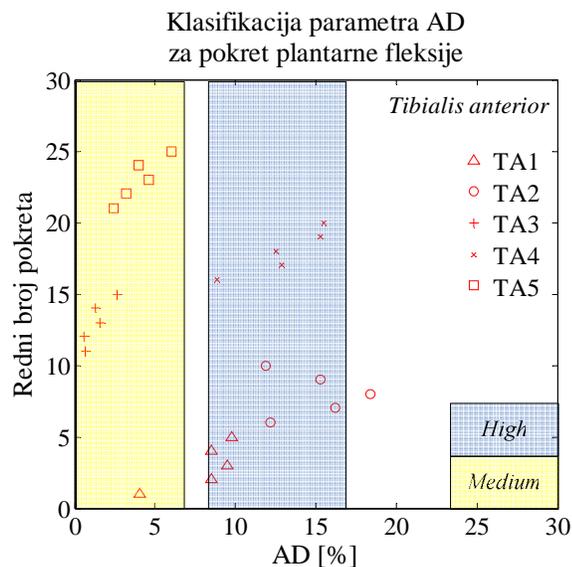
Ovaj parametar predstavlja najveći relativni ugao koji je skočnim zglobom ili kolenom napravio ispitanik u toku jednog pokreta radeći neki od zadataka.

7. Rezultati

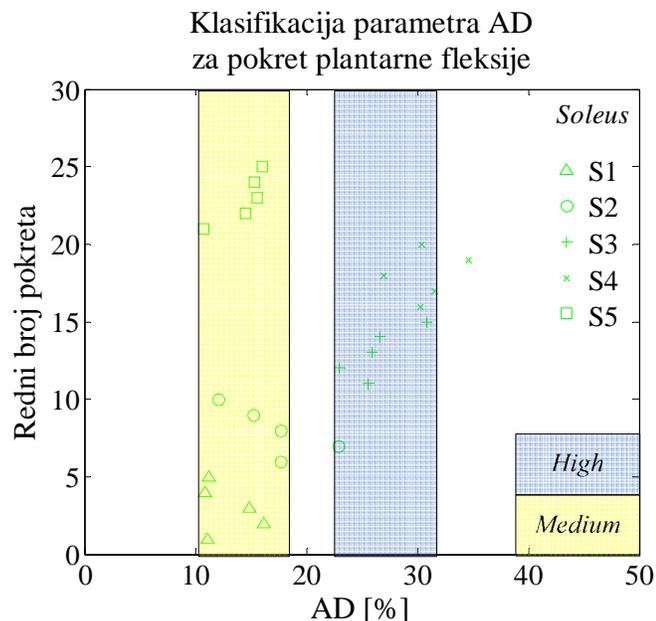
AD parametar je izračunat na osnovu jednačine 2. Nivoi aktivacije su opisani kao *Low*, *Medium* i *High* u zavisnosti od veličine parametra AD. Za svaki od zadataka je posebno odabran opseg u kome se parametar AD opisuje nekom od klasa *Low*, *Medium* ili *High*.

AD parametri su klasifikovani nelinearno i klasifikacija je bila različita za svaki od zadataka. Minimalna i maksimalna vrednost u svim zadacima AD parametra su eksperimentalno određene i iznosile su 0 i 40, respektivno. Za klasifikaciju pojedinih zadataka nije pokriven ceo opseg vrednosti (slike 18, 19, 20 i 21). Posmatranjem grafika sa AD vrednostima mišića za pojedine pokušaje svih ispitanika na slikama 18, 19, 20 i 21 određeni su opsezi za koje je AD bio *High*, *Medium* ili *Low* za zadatke plantarne fleksije i dorzifleksije. Na sličan način se došlo i do opsega za klasifikaciju vrednosti parametara AD za ostale zadatke. Za pokret plantarne fleksije na grafiku nisu date *Low* vrednosti, jer su sve bile mnogo manje od 1.

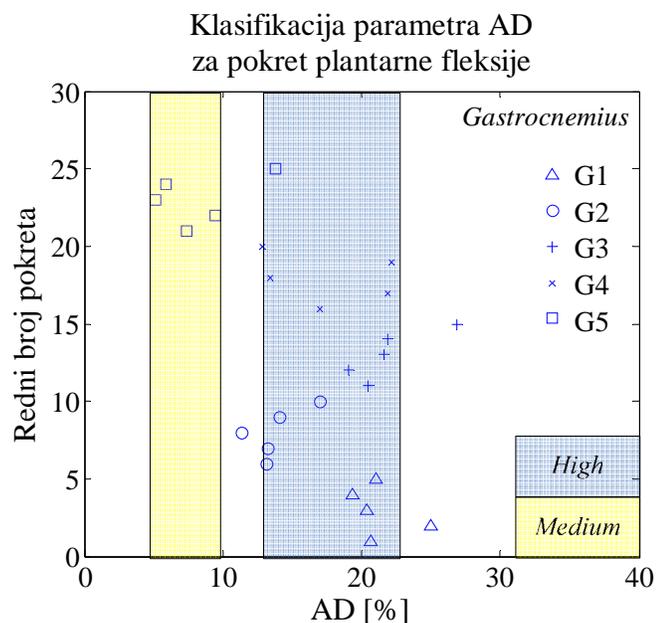
Zajedničko za klasifikaciju u svim zadacima je da je *Low* klasa uvek bila u opsegu koji je manji za red veličine od *Medium* i *High*, a da su *Medium* i *High* uvek istog reda veličine. Na osnovu toga se može reći da najvažniju ulogu u izvođenju nekog zadatka imaju mišići čiji je AD *Medium* ili *High*.



Slika 18, Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju određenu klasu (žuta boja – *Medium* i plava boja - *High*), skraćenice TA1, TA2, TA3, TA4 i TA5 označavaju mišić *Tibialis anterior* za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (crvena boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.

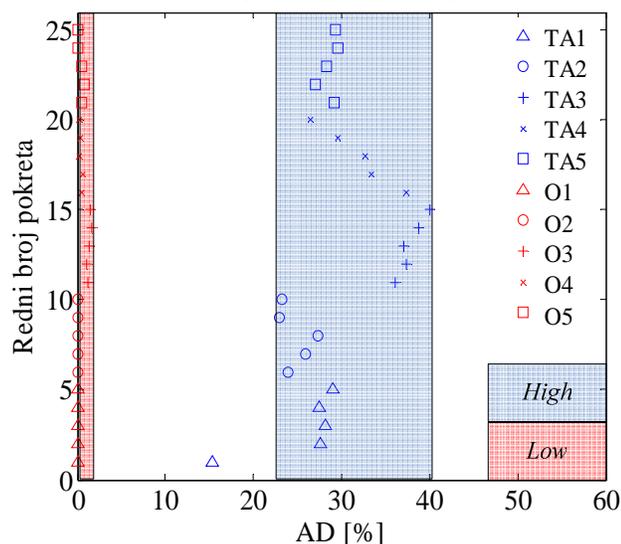


Slika 19, *Klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju određenu klasu (žuta boja – Medium i plava boja - High), skraćenice S1, S2, S3, S4 i S5 označavaju mišić Soleus za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (zeleni boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.*



Slika 20, *Klasifikacija parametra AD za pokret plantarne fleksije; uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju određenu klasu (žuta boja – Medium i plava boja - High), skraćenice G1, G2, G3, G4 i G5 označavaju mišić Gastrocnemius za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (plava boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika, broj 6 prvi pokušaj drugog ispitanika itd.*

Klasifikacija parametra AD za pokret dorzifleksije



Slika 21, Na slici je data klasifikacija parametra AD za pokret dorzifleksije, uokvireni AD opsezi na grafiku predstavljaju određenu klasu (crvena boja – Low i zelena boja - High), skraćenice TA1, TA2, TA3, TA4 i TA5 označavaju mišić Tibialis anterior za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (plava boja); O1, O2, O3, O4 i O5 označavaju ostale mišiće za prvog, drugog, trećeg, četvrtog i petog ispitanika respektivno (crvena boja); na y osi broj jedan označava prvi pokušaj prvog ispitanika za mišić Gastrocnemius i za ostale mišiće itd.

ROM parametri su klasifikovani na isti način kao Low, Medium i High. U klasifikaciji ovih parametara je na osnovu maksimalne vrednosti ROM parametra za svaki od zadataka određen opseg za Low, Medium i High. Jednačinama 4, 5 i 6 dat je način na koji su određeni opsezi za vrednosti ovih parametara (gde ROM_{max} predstavlja maksimalnu ROM vrednost, koja se razlikovala od zadatka do zadatka).

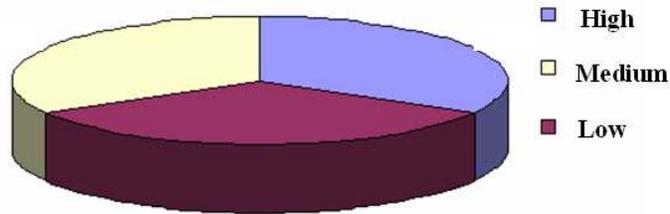
$$0 \xrightarrow{do} \frac{1}{3} ROM_{max} = Low(ROM) \quad \text{(Jednačina 4)}$$

$$\frac{1}{3} ROM_{max} \xrightarrow{do} \frac{2}{3} ROM_{max} = Medium(ROM) \quad \text{(Jednačina 5)}$$

$$\frac{2}{3} ROM_{max} \xrightarrow{do} ROM_{max} = High(ROM) \quad \text{(Jednačina 6)}$$

Na slici 22 dat je grafički prikaz linearne klasifikacije ROM parametara koja je primenjena na vrednosti ROM parametara u svim zadacima, samo sa različitim maksimalnim ROM parametrima u zavisnosti od zadatka.

Klasifikacija parametra ROM



Slika 22, Klasifikacija parametara na osnovu ROM vrednosti na klase High, Medium i Low

7.1. Rezultati eksperimenata na zdravim ispitanicima

Procenti u zagradama u tabelama 1 i 2, ukazuju na broj pokušaja subjekata u odnosu na sve pokušaje svih subjekata kod kojih je uočena neka od odgovarajućih aktivacija mišića i opisana AD ili ROM parametrom i njihovom klasom (*Low*, *Medium* ili *High*). Sa brojem (procentom) pokušaja kod svih ispitanika kod kojih je došlo do sličnih mišićnih aktivacija/deaktivacija i promena u uglovima zglobova, pokazano je da li je pokret dovoljno selektivan kako bi se dobila odgovarajuća polimiografska šema.

U tabeli 1 i 2 dati su rezultati dobijeni za signale na zdravima za zadatke koji su se radili u sedećem i stojećem položaju respektivno.

pokret	Aktivirani mišići			
	Dorzifleksija	Plantarna fleksija	Peta – peta	Prsti – prsti
High AD	TA (95%)	TA (55%) G (90%) S (50%)	RF (50%) TA (20%)	S (35%)
Medium AD	TA (5%)	TA (35%) G (10%) S (50%)	RF (45%) TA (40%)	TA (20%)
Low AD	S (8%) G (50%) H (10%) RF (5%)	TA (10%) RF (15%) VM (10%) H (10%)	RF (5%) TA (40%) S (40%) AL (35%)	G (100%) H (40%) AL (10%) RF (90%) S (50%) TA (80%)

Tabela 1, Rezultati koji su dobijeni sa signala na zdravima za pokrete koji su se radili u sedećem položaju

Analizom AD i ROM parametara došlo se do zaključka da postoji širok spektar selektivnosti/neselektivnosti kada su u pitanju različiti zadaci. Neki od zadataka su se pokazali kao visoko selektivni za određivanje željene polimiografske šeme, dok su drugi pokazali skoro stohastički karakter.

pokret	Aktivirani mišići			
	Adukcija	Prebacivanje težine	Klatno	Fleksija kolena
High AD	TA (25%) VM (15%) RF (15%)		RF (25%) VM (5%)	AL (20%) RF (30%)
Medium AD	TA (75%) VM (50%) RF (75%) S (75%)	G (80%) TA (55%)	AL (30%) H (20%) RF (25%) TA (50%)	G (20%) TA (20%) VM (10%)
Low AD	AL (100%) H (60%) VM (25%) G (25%)	S (100%) TA (20%) AL (10%)	AL (70%) H (30%) RF (50%) S (30%) VM (20%) TA (30%) G (20%)	AL (70%) G (15%) H (90%) RF (45%) TA (25%) VM (20%)

Tabela 2, Rezultati koji su dobijeni sa signala na zdravima za pokrete koji su se radili u stojećem položaju

Može se reći, na osnovu rezultata, da je pokret plantarne fleksije imao odličnu ponovljivost sa sličnim obrascem aktivacije različitih mišića u skoro 90% pokušaja svih subjekata. Visoka aktivacija mišića G i S sa srednjom ili visokom AD vrednošću mišića TA (tabela 1) može da se iskoristi kao obrazac za plantarnu fleksiju kod zdravih subjekata. Zajedno sa dorzifleksijom, u kojoj je obrazac takav da mišić TA ima *High AD* kod 95% subjekata, ova dva pokreta su pokazala najveću selektivnost. Niski nivoi AD (*Low*) nisu uzimani u razmatranje obzirom da predstavljaju individualne karakteristike pokreta i nemaju velikog značaja na obrazac iako su predstavljeni i u tabeli 1 i u tabeli 2.

Druga dva pokreta koja su se izvodila u sedećem položaju: prsti – prsti i pokret peta – peta su pokazala značajno manju selektivnost. Kod njih su uvek isti mišići bili aktivni, ali je parametar AD varirao od *Low* do *High*. Shodno tome, ova dva pokreta nije moguće, na ovako definisan način, koristiti kao EMG obrazac koji bi važio za zdrave ispitanike.

Oba pokreta u stojećem položaju koja su uključivala fleksiju kolena su imala EMG obrazac sa skoro stohastičkim karakterom. AD je kod ova dva pokreta varirao od subjekta do subjekta bez dominacije bilo kog mišića u *Medium* ili *High* domenu. Razlog za to verovatno leži u nemogućnosti da se kontroliše izvršavanje zadatka za koje su zaduženi donji ekstremiteti dok se ispitanik nalazi u stojećem položaju, što je i potvrđeno varijabilnošću ROM parametara (tabela 3).

pokret	Aktivirani zglobovi							
	Dorzifl.	Plantarna Fl.	Peta	Prsti	Adukcija	Preb. težine	Klatno	Fl. kolena
High ROM	Članak (100%)	Članak (100%)					Koleno (75%)	Koleno (100%)
Medium ROM	Koleno (100%)	Koleno (100%)	Članak (55%) Koleno (100%)	Članak (100%) Koleno (100%)			Članak (20%) Koleno (25%)	
Low ROM			Članak (45%)		Članak (100%) Koleno (100%)	Članak (100%) Koleno (100%)	Članak (80%)	Članak (100%)

Tabela 3, Rezultati dobijeni na zdravim pacijentima za proračunate ROM vrednosti

Adukcija se može koristiti u polimiografskoj šemi, jer su G i TA mišići aktivirani sa *Medium AD* i mišić S je aktiviran sa *Low AD* kod većine ispitanika.

Prebacivanje ravnoteže sa jedne na drugu nogu se ne može koristiti kao obrazac za pokrete, jer ne postoji jednostavan način da se proveri da li je težina prebačena u potpunosti sa jedne noge na drugu, a da se u eksperiment ne uključi još senzora. Trenutna postavka sistema ne daje dovoljno selektivne rezultate za ovaj zadatak.

7.2. Rezultati eksperimenta na pacijentima

Nakon dobijenih rezultata sa snimljenim signalima na zdravim ispitanicima prvobitni protokol je promenjen. Isključeni su svi zadaci koji nisu bili detaljno definisani kako se ne bi ostavilo previše mesta za individualne razlike u izvođenju. Jedan od takvih zadataka je bio klatno u kome je ispitanik imao previše slobode, što se i vidi iz tabele 3, jer su različiti ispitanici na različite načine pomerali i skočni zglob i koleno.

Novi protokol je uključivao samo pokrete sa dobrom ponovljivošću, a to su pokreti dorzifleksije, plantarne fleksije i adukcije. Fleksija kolena je promenjena tako da se radi iz sedećeg položaja u kom se ostavlja manje slobode ispitaniku, pa je na taj način pokret daleko preciznije definisan. Redukovan je broj mišića sa kojih se snimao EMG, jer je ustanovljeno prethodnim eksperimentom da je dovoljno posmatrati fleksore i ekstenzore skočnog zgloba i kolena za ocenu stepena oporavka donjih ekstremiteta.

U ovom radu izloženi su rezultati za akutnog pacijenta. Tabela 4 ukazuje na parametre AD računane za zdravu i paretičnu nogu. Uočljive su razlike za sva četiri pokreta.

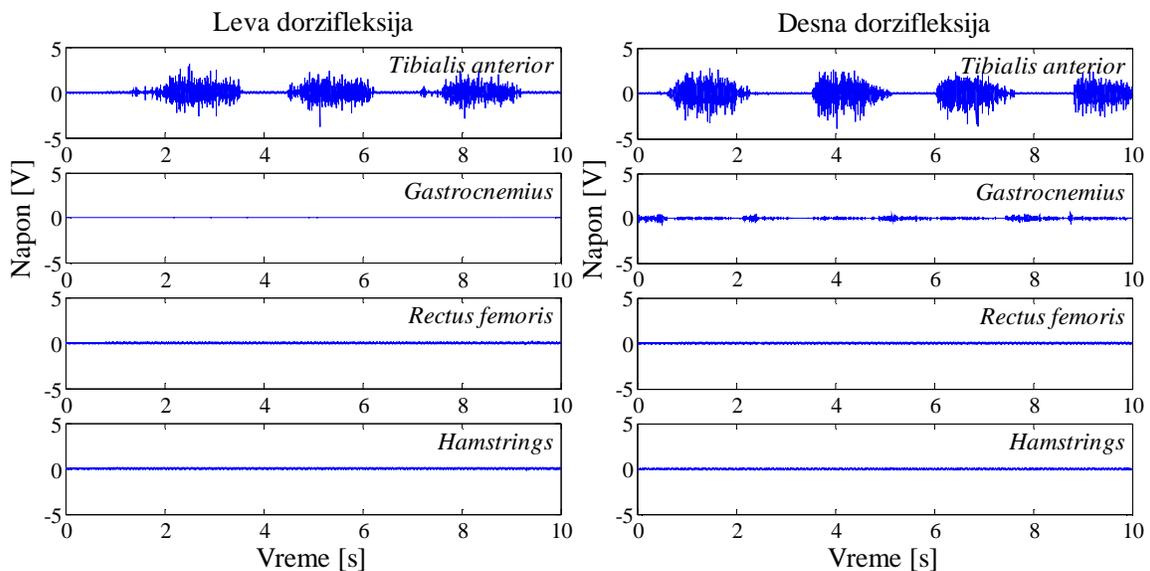
Za pokret dorzifleksije je karakteristično to što je na paretičnoj nozi slabija aktivacija (manji je AD parametar) mišića TA, a aktivacija mišića G je u potpunosti izostala. Veoma slaba aktivacija mišića RF je verovatno posledica sinergističkih mehanizama nastalih zbog potpunog izostanka aktivacije mišića G. Inače, šema zdrave

noge u potpunosti odgovara rezultatima iz tabele 1 i time ukazuje na poklapanje sa prethodno dobijenom šemom na zdravim ispitanicima za ovaj zadatak. Na slici 23 predstavljeni su filtrirani EMG signali za pokret dorzifleksije na levoj i desnoj nozi koji odgovaraju podacima iz tabele 4.

Za pokret plantarne fleksije primećeno je slabljenje AD parametara za mišiće na paretičnoj nozi za po jedan pun opseg (mišić G zdrave noge ima *High* AD, a isti mišić paretične noge ima *Medium* AD). Treba primetiti da rezultati dobijeni za zdravu nogu za pokret plantarne fleksije odgovaraju u potpunosti šemi predstavljenoj u tabeli 1. Na slici 24 su dati filtrirani signali za pokret plantarne fleksije na levoj i desnoj nozi koji odgovaraju podacima iz tabele 4.

pokret	Aktivirani mišići							
	Dorzifleksija		Plantarna fleksija		Adukcija		Fleksija kolena	
noga	zdrava	paretična	zdrava	paretična	zdrava	paretična	zdrava	paretična
High AD	TA		G			H		
Medium AD	G	TA	TA	G	RF TA	TA	G H	TA
Low AD		RF	RF	TA	G	RF	RF TA	RF

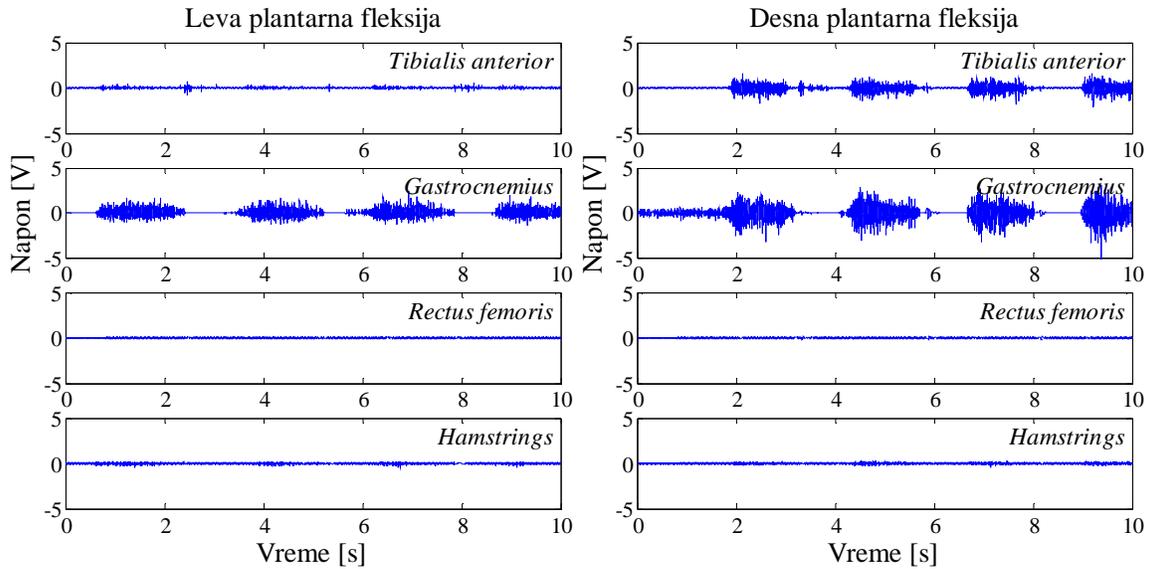
Tabela 4, Rezultati koji su dobijeni sa signala na hemiplegičnom pacijentu



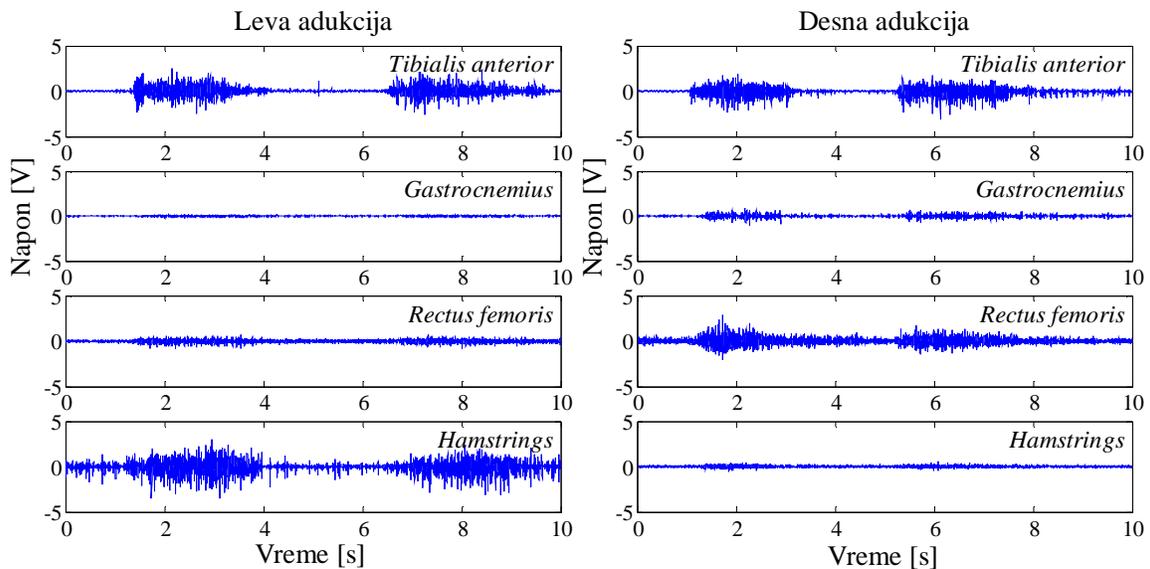
Slika 23, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta dorzifleksije

Treba primetiti sa slike 24, da slabljenje mišića G paretične noge nije za pun ceo opseg, ali je tako predstavljeno u tabeli 4, jer nije postojao opseg koji bi uključio vrednost parametra AD koji je izračunat za ovaj mišić.

Očigledno je, na osnovu ovog primera, da je neophodno u kliničkoj praksi polimiografsku šemu predstaviti mnogo preciznije nego što je ovde urađeno sa klasama *Low*, *Medium* i *High* u cilju detektovanja malih razlika. U tabeli je ovaj mišić postavljen u kategoriju niže, jer nije zadovoljio meru koja odgovara aktivaciji mišića kod zdravih ispitanika odnosno aktivaciji istog mišića na zdravoj nozi pacijenta.



Slika 24, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta plantarne fleksije

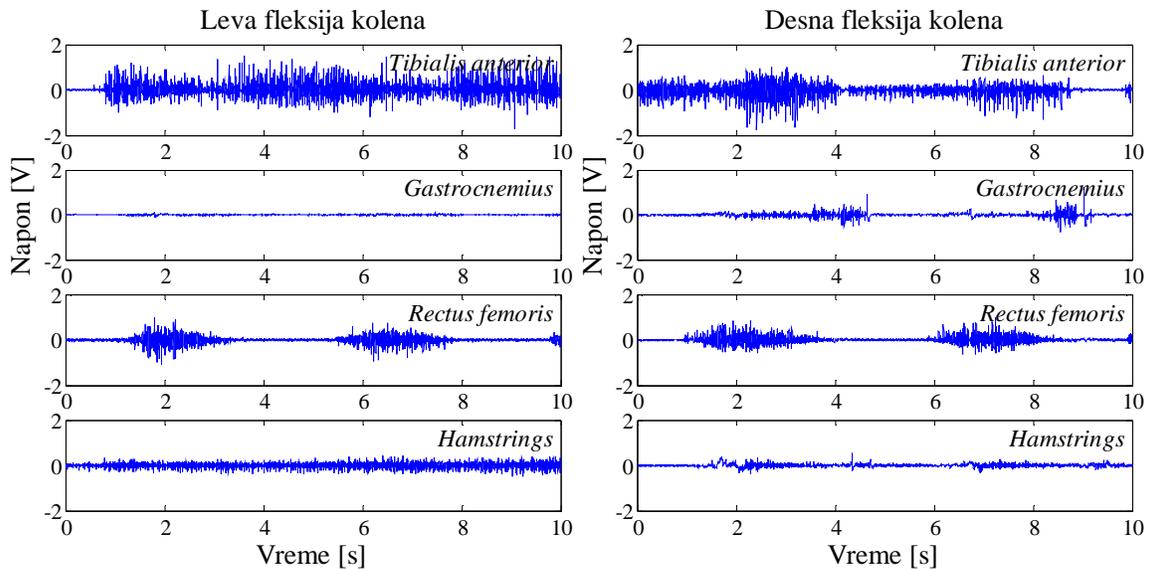


Slika 25, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta adukcije

Na slici 25 predstavljeni su signali za pokret adukcije leve i desne noge koji odgovaraju podacima iz tabele 4. Pokret adukcije nije moguće najbolje tumačiti, jer ispitanik nije mogao da stoji na nogama bez štapa ili pomoći terapeuta, tako da bi poređenje rezultata za zdravu i paretičnu nogu, kao i poređenje rezultata sa rezultatima iz tabele 1 bilo nepravilno.

Pokret fleksije kolena, kao i pokret dorzifleksije za paretičnu nogu ukazuje na izostanak aktivnosti mišića G i H, ali i na povećanu aktivnost mišića TA, dok je aktivnost mišića RF ostala nepromenjena u poređenju sa AD parametrom za mišić RF zdrave noge.

Obzirom da je pokret fleksije kolena kod pacijenata promenjen u odnosu na pokret koji uključuje fleksiju kolena kod zdravih ispitanika, nije moguće u tumačenju ovog zadatka uzeti u obzir rezultate dobijene u tabeli 2. Na slici 26 predstavljeni su filtrirani signali za pokret fleksije kolena leve i desne noge koji odgovaraju podacima iz tabele 4.



Slika 26, Signali sa mišića paretične leve noge i sa mišića zdrave desne noge prilikom izvođenja pokreta fleksije kolena

Ovakva kvalitativna analiza koja uključuje poređenje vrednosti parametara AD za paretičnu i zdravu nogu omogućila je bolji uvid u probleme donjih ekstremiteta kod hemiplegičnih pacijenata.

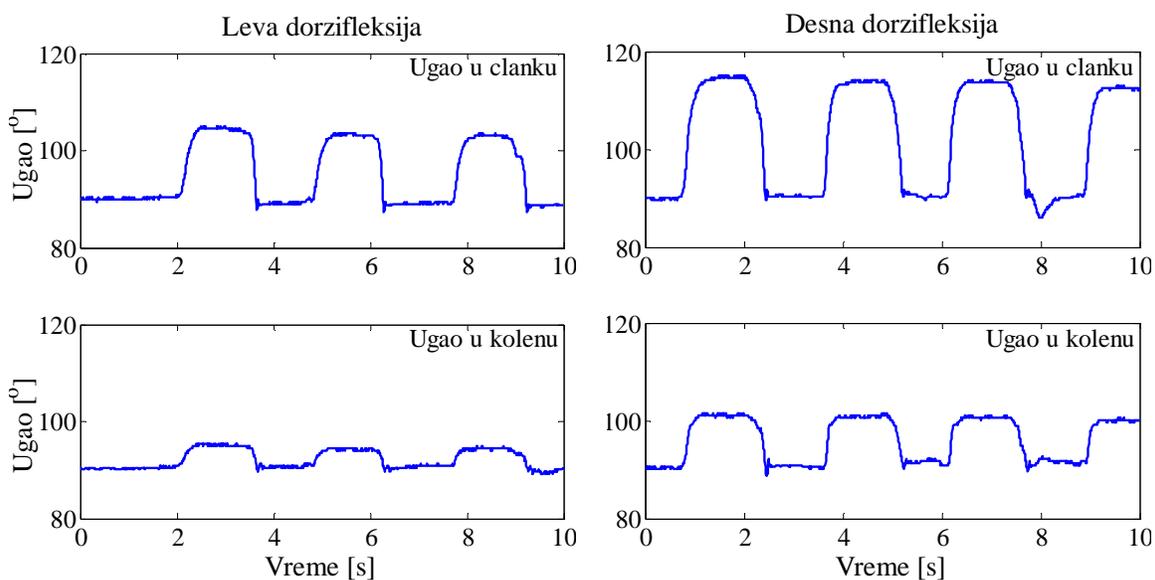
Za snimljene signale sa goniometara kod hemiplegičnog pacijenta proračunate su ROM vrednosti (tabela 5). Za svaki od pokreta određen je opseg ROM vrednosti koji odgovara trima kategorijama: *Low*, *High* i *Medium*. Klase ROM parametara za pacijente su određene na isti način kao kao klase ROM parametara za zdrave ispitanike.

U tabeli 5 su uočljive razlike između paretične i zdrave noge. Grafici koji reprezentuju ove signale dati su na slikama od 27, 28, 29 i 30.

Sa slika 27 i 28 se može primetiti da je ROM vrednost veća za zglobove zdrave noge kod pokreta dorzifleksije i plantarne fleksije, osim za ugao u kolenu kod plantarne fleksije. Ovakvi rezultati su logični i očekivani, jer ukazuju na ograničenja paretične noge i u potpunosti odgovaraju ROM vrednostima datim u tabeli 5.

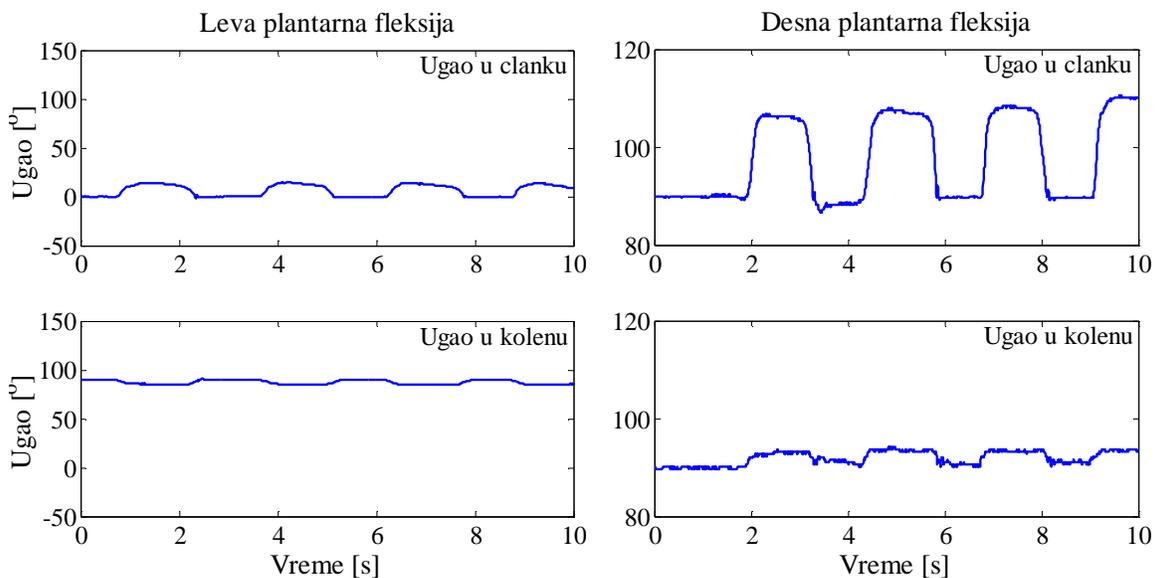
pokret	Aktivirani zglobovi							
	Dorzifleksija		Plantarna fleksija		Adukcija		Fleksija kolena	
noga	zdrava	paretična	zdrava	paretična	zdrava	paretična	zdrava	paretična
High ROM	Članak		Članak				Koleno	
Medium ROM	Koleno	Članak	Koleno	Članak				Koleno
Low ROM		Koleno		Koleno	Članak Koleno	Članak Koleno	Članak	Članak

Tabela 5, Rezultati koji su dobijeni za zdravu i paretičnu nogu kod hemiplegičnog pacijenta

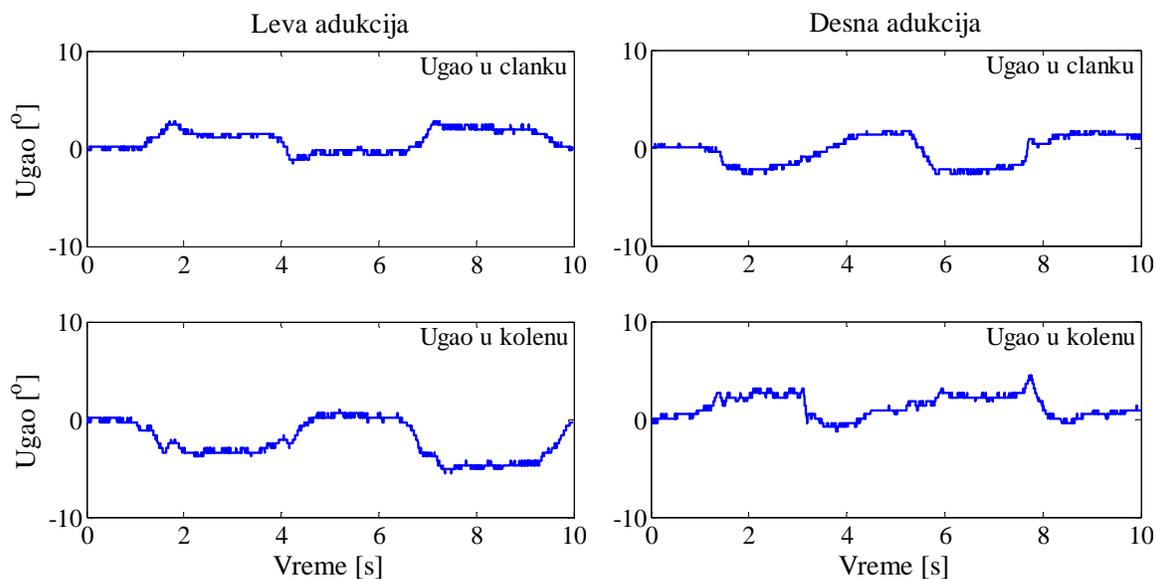


Slika 27, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta dorzifleksije

Adukcija levom i desnom nogom ima sve ROM vrednosti (slika 29) oko nule. Za ovaj pokret su proračunate ROM vrednosti i date su u tabeli 5.

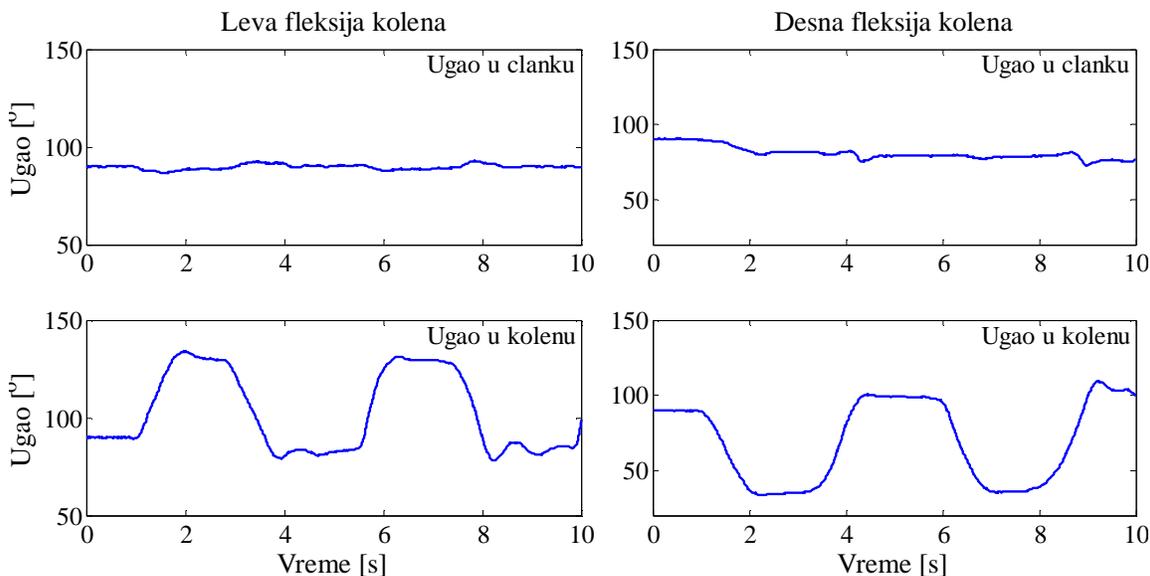


Slika 28, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta plantarne fleksije



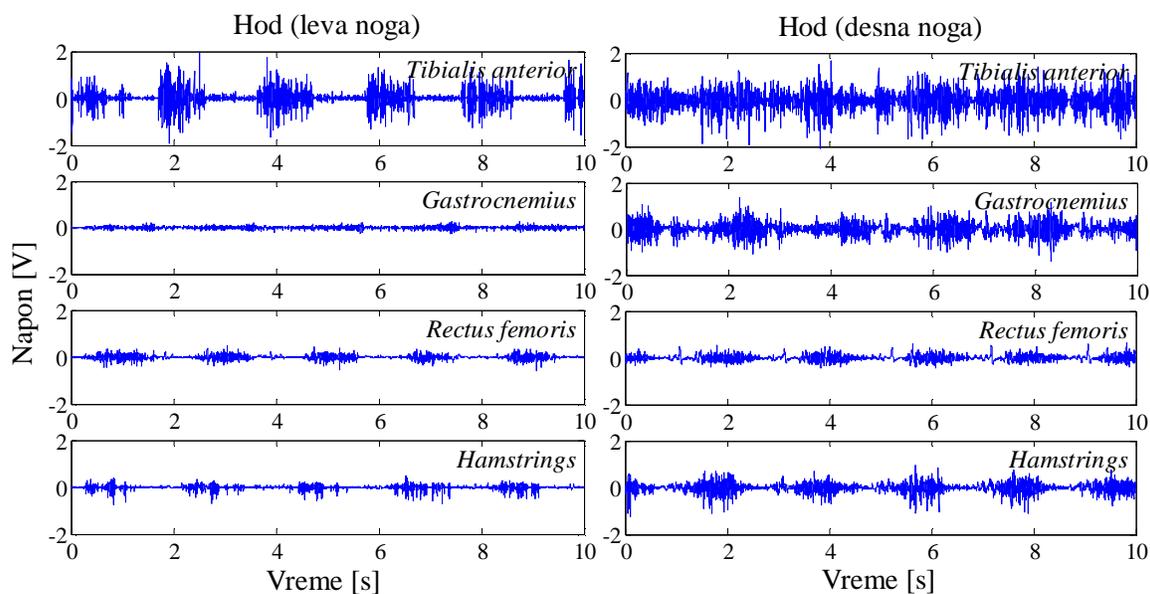
Slika 29, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta adukcije, u ovom slučaju goniometri su kalibrisani tako da je početni položaj za $(ugao_skocni, ugao_koleno)=(0,0)$

ROM vrednosti za fleksiju kolena su očekivano veće za zdravu nego za paretičnu nogu (slika 30), kao što je to bio slučaj kod plantarne fleksije i dorzifleksije, što je takođe vrlo uočljivo u tabeli 5.



Slika 30, Signali sa goniometara na paretičnoj levoj nozi i sa goniometara na zdravoj desnoj nozi prilikom izvođenja pokreta fleksije kolena

Signali sa mišića snimani u hodu dati su na slici 31, a signali sa FSR senzora u hodu dati su na slici 33. Primećuje se manja aktivacija svih mišića leve (paretične) noge u odnosu na desnu (zdravu) nogu.



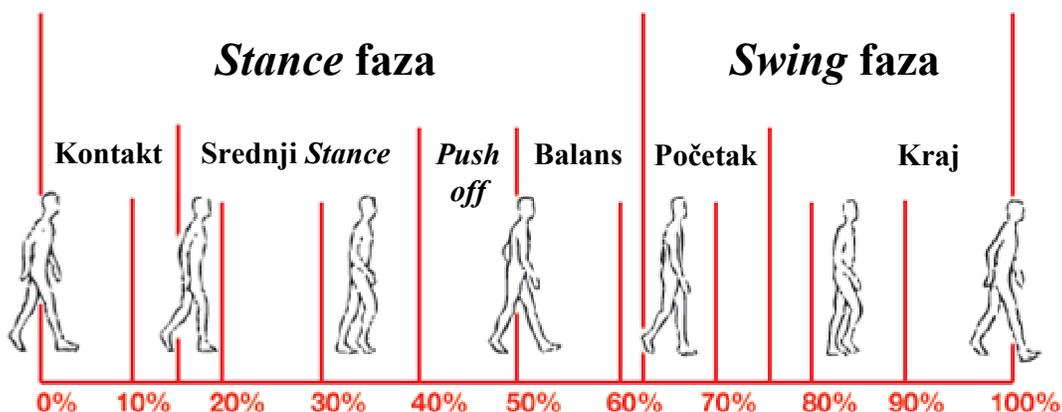
Slika 31, Signali na mišićima leve paretične i desne zdrave noge u hodu

Na signalima sa FSR senzora snimljenih u hodu (slika 33) primećuje se tipična neregularnost kada je u pitanju paretična noga hemiplegičnih pacijenata [23].

Preduslov za normalan hod je pravilno funkcionisanje mišićno – skeletnog sistema i nervnog sistema čoveka. Osnovna podela ciklusa hoda je na:

- *Swing* fazu (vreme za koje se noga nalazi u vazduhu, čini 40% ciklusa normalnog hoda) i
- *Stance* fazu (vreme za koje noga dodiruje podlogu, čini 60% ciklusa normalnog hoda).

Ove dve osnovne faze hoda se mogu dalje podeliti na podfaze (slika 32).



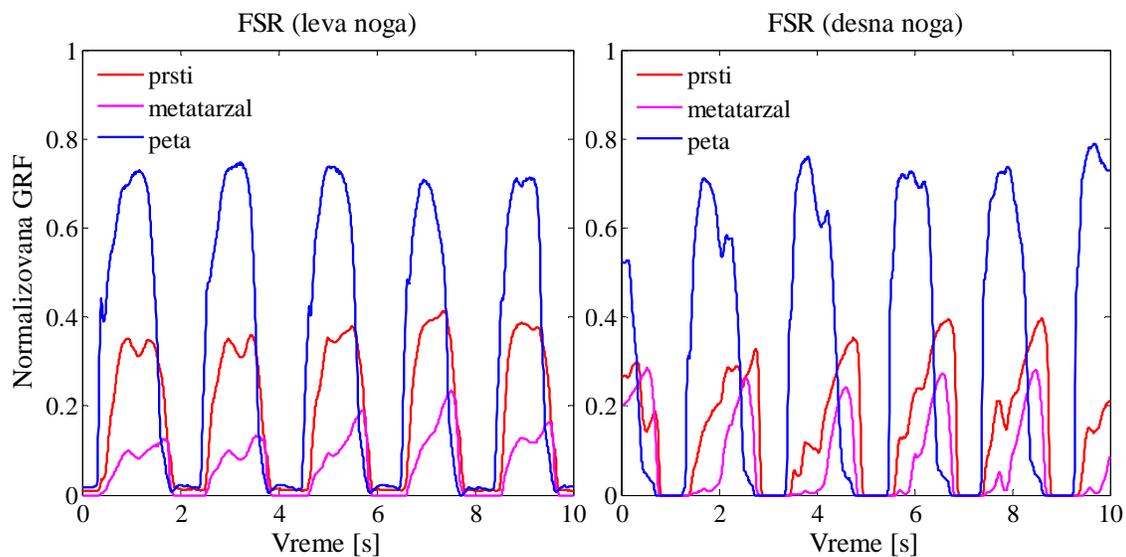
Slika 32, Prikaz faza normalnog hoda u jednom ciklusu

U merenjima sa FSR senzorima detektuju se različite podfaze *Stance* faze, a dobija se informacija o trajanju *Swing* faze. Sa slike 33, vidi se da je za paretičnu nogu *Swing* faza sličnog trajanja kao i *Stance* faza, a da je za zdravu nogu *Swing* faza kraća od *Stance* faze. To ukazuje na činjenicu da je za održavanje ravnoteže većim delom zadužena zdrava noga. Ova činjenica ujedno objašnjava i dužu i veću aktivaciju mišića fleksora i ekstenzora kolena i skočnog zgloba zdrave noge sa slike 31.

Nivoi normalizovane GRF su slični za paretičnu i zdravu nogu, a razlog tome leži u činjenici da je pacijent za vreme snimanja ovih signala hodao uz pomoć štapa, tako da je deo tereta bio kompenzovan na taj način.

Stance faza hoda počinje kontaktom pete sa podlogom gde se nalazi centar pritiska u tom trenutku, potom se centar pritiska pomera ka prstima i *Stance* faza se završava tako što je noga u vazduhu. Sa slike 33 uočljivo je da za paretičnu nogu takav scenario ne postoji. Pacijent je gazio celim stopalom svoje paretične noge, na šta ukazuju istovremene pojave normalizovane GRF sa pete, metatarzal dela stopala i prstiju, što nije slučaj sa signalima sa zdrave noge. Ovakvi grafici (slika 33) ukazuju na nemogućnost pacijenta da podigne stopalo svoje paretične noge. To znači da bi u slučaju oporavka ovi signali izgledali drugačije i da bi za detektovanje promena u normalizovanoj GRF *Peki* senzorima i da bi mogao biti uveden parametar koji bi poslužio za ocenu oporavka.

Ovakvi rezultati ukazuju na mogućnost da se u proceni oporavka pacijenata koji su doživeli moždani udar (a možda i u proceni primenjene terapije) mogu ispitivati, osim izolovanih voljnih pokreta, i signali snimljeni u hodu. Sistem koji bi omogućio takva merenja već je projektovan u ovom radu, ali zahteva novi protokol za snimanja, statističke ocene metode na većem broju ispitanika i uvođenje novog mernog parametra.



Slika 33, Signali FSR senzora koji su bili postavljeni u uložak leve paretične i desne zdrave noge. Na y osi je prikazana Normalizovana GRF (Ground Reaction Force)

8. Zaključak

8.1. Postignuti rezultati i njihov značaj

U ovom radu je pokazano kako polimiografska snimanja mogu da se iskoriste za procenu karakteristika mišića donjih ekstremiteta tokom oporavka hemiplegičnih pacijenata kao i za procenu uspešnosti terapije. Presentovani rezultati ukazuju na mogućnost izdvajanja polimiografske šeme. To znači da je parametar AD za mišiće donjih ekstremiteta sličan na izolovanim voljnim pokretima kod zdravih ispitanika. Neregularnosti u vrednostima novouvedenih parametara pri primeni polimiografske šeme na paretične ekstremitete ukazuju na značaj rezultata u oceni primenjene terapije.

Postoji veliki broj terapija koje se danas ne koriste zato što nije u potpunosti dokazano njihovo dejstvo i njihova stabilnost nakon terapije. Značaj predložene metode je u tome što bi ona ubrzala uvođenje novih terapija u kliničku praksu i razbila eventualne zablude koje postoje u vezi novih metoda bilo da se te metode u naučnim radovima i kliničkoj praksi ocenjuju kao pozitivne ili kao negativne.

Rezultati ove studije će omogućiti jednostavno periodično snimanje svih faza rehabilitacije hemiplegičnih pacijenata. Posebno su bitna snimanja pre terapije i snimanja nakon dužeg vremenskog perioda posle terapije čije bi poređenje ukazalo na izmene u kortikalnim strukturama i na učešće moždanog plasticiteta u procesu rehabilitacije, a u cilju trajnog poboljšanja.

8.2. Unapređeni sistem za kombinovano merenje polimiografije i opsega pokreta

Projektovani EMG sistem je nakon izrade ove teze proširen tako da se na ulaze uređaja mogu dovoditi i goniometri, što u velikoj meri olakšava studiju, jer se sada koristi samo jedan sistem i nije neophodna sinhronizacija.

Napravljena je i nova korisnička aplikacija koja se trenutno primenjuje u Rehabilitacionom centru „Dr Miroslav Zotović“ u Beogradu i koja uključuje analizu za sada samo dva pokreta koji su imali najveću selektivnost pri svim eksperimentima u ovom radu, a to su dorzifleksija i plantarna fleksija. Nova korisnička aplikacija ima dva moda, jedan je za rad u realnom vremenu, a drugi je za *offline* rad. U modu koji radi u realnom vremenu omogućeno je da pacijent i kliničar prate signal sa goniometra koji se nalazi na skočnom zglobu istovremeno sa trajektorijom koja se simultano generiše i koja predstavlja idealnu trajektoriju ugla na skočnom zglobu. Program sadrži i vizuelnu informaciju upućenu ispitaniku koja mu oglašava početak pokreta (zeleno svetlo na ekranu) i kraj pokreta (crveno svetlo na ekranu). Beleže se signali sa mišića *Tibialis anterior*, *Gastrocnemius* i *Soleus*, kao i signali sa dva goniometara koji se nalaze na skočnom zglobu i na kolenu ispitanika. Omogućeno je zadavanje trajanja pokreta pre početka akvizicije. U *offline* modu je osim prikaza uključeno i procesiranje signala. Softver poseduje i bazu podataka koja kliničarima olakšava arhiviranje periodičnih rezultata za jednog pacijenata.

8.3. Moguća unapređenja sistema

Realizacija bežičnog prenosa signala bi omogućila jednostavnije korišćenje uređaja. Postojeća *Bluetooth* komunikacija (*Buda* uređaj) nije odgovarala potrebama snimanja EMG signala, jer je perioda odabiranja bila suviše velika da bi ispunila zahteve elektromiografskih signala. Trebalo bi razmotriti *ZigBee* komunikaciju, ali i moguće probleme oko napajanja ako se bude koristio takav prenos signala.

Velika mogućnost u proširenju ovog rada se odnosi na procenu oporavka gornjih ekstremiteta. Kompletna procena terapije i oporavka unela bi veliki pomak u biomedicinskim istraživanjima koja se tiču neurorehabilitacije.

Literatura

- [1] "Bio-Medical Instruments, Inc.," 2009.
- [2] "Biofeedback Equipment Co.," 1 ed 2009.
- [3] "Biometrics Ltd.," Gwent, United Kingdom: 2009.
- [4] "Biovision, Inc.," Wehrheim, Germany: 2009.
- [5] "Intersil Co.," 2009.
- [6] "Motion Lab Systems, Inc.," 2009.
- [7] "National Instruments, Co.," USA: 2009.
- [8] "Noraxon EMG & Sensor System USA Inc.," 2008.
- [9] "Sony, Co.," 2009.
- [10] O. Aldo, M. D. Perotto, F. E. Delaqui, M. D. J. Iazzetti, and M. D. D. Morrison, "Anatomic guide for the electromyographer: The limbs and trunk," First ed Springfield: CHARLES C THOMAS, 1974.
- [11] M. Djuric-Jovicic, I. Milovanovic, N. Jovicic, and D. B. Popovic, "Assessment of Reproducibility of BUDA Multisensor System for Gait Analysis," 2009.
- [12] Z. Djurovic and B. Kovacevic, "Sistemi automatskog upravljanja," Beograd: Akademska misao, 2006.
- [13] C. F. Eder, M. B. Popovic, D. B. Popovic, A. Stefanovic, L. Schwirtlich, and S. Jovic, "The drawing test: assessment of coordination abilities and correlation with clinical measurement of spasticity," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 2, pp. 289-295, Feb.2005.
- [14] M. Jankovic, "Automatska dijagnostika senzorno-motornih promena: Novi elektromioneurograf (EMNG)." Magistarska teza, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnicki fakultet, 2008.
- [15] Z. Kojadinovic, "Neurohirurgija, Neurohirurska klinika Novi Sad," Novi Sad, Srbija: Neurohirurska klinika Novi Sad, Srbija, 2009.
- [16] P. Konrad, "The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological electromyography," Noraxon INC. USA, USA,2005.
- [17] M. L. Latash, "Neurophysiological Basis of Movement," Champaign: The pennsylvania State University, 2009.
- [18] Co. Microsoft, "Excel 2003," Microsoft, Co., 2009.

- [19] N. Miljkovic, I. Milovanovic, and J. Kojovic, "Multi-channel EMG for studying motor control,", 1 ed Belgrade, Serbia: ETRAN, 2009.
- [20] I. Milovanovic, N. Malesevic, and D. B. Popovic, "Evaluacija sistema za merenje sile reakcije podloge," Beograd, Srbija: ETRAN Beograd, 2008.
- [21] M. M. Mirbagheri, C. C. Tsao, and W. Z. Rymer, "Changes of elbow kinematics and kinetics during 1 year after stroke," *Muscle Nerve*, vol. 37, no. 3, pp. 387-395, Mar.2008.
- [22] Co. National Instruments, "NI LabVIEW 8.5,", 1 ed National Instruments, Co., 2009.
- [23] J. Perry, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function,", 1 ed SLACK Incorporated, 1992.
- [24] D. B. Popovic, M. B. Popovic, and M. Jankovic, "Biomedicinska merenja i instrumentacija,", 1 ed Akademska misao, 2009.
- [25] D. B. Popovic and T. Sinkjaer, "Control of Movement for the Physically Disabled,", 1 ed London: Centar for sensory motor interaction, 2000.
- [26] R. Stock and P. J. Mork, "The effect of an intensive exercise programme on leg function in chronic stroke patients: a pilot study with one-year follow-up," *Clin. Rehabil.*, vol. 23, no. 9, pp. 790-799, Sept.2009.
- [27] I. The MathWorks, "Matlab R2008b," The MathWorks, Inc., 2009.
- [28] S. L. Wood-Dauphinee, J. I. Williams, and S. H. Shapiro, "Examining outcome measures in a clinical study of stroke," *Stroke*, vol. 21, no. 5, pp. 731-739, May1990.