

Elektrotehnički fakultet
Univerzitet u Beogradu

Katedra za signale i sisteme

DIPLOMSKI RAD

Analiza elektroencefalografskih signala snimljenih tokom
funkcionalne električne stimulacije

mentor

prof. dr Mirjana B. Popović

kandidat

Vladislava N. Bobić, 2010/0099

Beograd, jul 2014. godine

PREDGOVOR

Ovaj diplomski rad predstavlja nastavak rada na projektu koji je u saradnji sa kolegicom Borjanom Bogdanović započeo u okviru konferencije “BCI from SSI – Brain Computer Interface from Student to Student Interface” tokom Brain Awareness Week u martu 2014. godine održane na ETF-u, a potom nastavljen tokom letnjeg semestra školske 2013/2014 godine. Tema rada je deo projekta #175016 “EFEKTI ASISTIVNIH SISTEMA U NEUROREHABILITACIJI: OPORAVAK SENZORNO-MOTORNIH FUNKCIJA“, koji finansira Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije u periodu 2011-2014, rukovodilac prof. Mirjana Popović.

Izveštaj ima 45 strana, 25 slika, 7 formula i 1 tabelu. Lista referenci uključuje 14 bibliografskih jedinica.

Praktični deo diplomskog rada realizovan je u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu, a u saradnji sa firmom Tecnia i Računarskom učionicom za psihologiju pamćenja i mišljenja Filozofskog fakulteta Univerziteta u Beogradu realizovana su merenja koja su opisana u ovom radu.

REZIME RADA

Saznanja o postojanju korelacije između subjektivnog osećaja neprijatnosti visokog intenziteta i promena koje se javljaju u magnitudi spektralne gustine snage gama talasa bile su osnove za pokretanje ovog projekta. Ideja je bila da se kroz eksperiment, koji uključuje primenu funkcionalne električne stimulacije (FES) za izazivanje bola i elektroencefalografa koji merenjem obezbeđuje informacije o signalima, proveriti postojanje korelacije i jačina sa kojom se ta korelacija javlja. Takođe, tokom stimulacije korišćene su različite vrednosti struje kako bi se ispitalo da li postoji povezanost između amplitude bola i nivoa povećanja spektralne gustine snage. Ispitivanje je urađeno nad 5 neurološki zdravih ispitanika. Merenja su izvršena na dve lokacije, kako bi se istakao i uklonio uticaj smetnji mreže koje su veoma izražene u ovakvom eksperimentu. Na drugoj lokaciji merenja su urađena u posebno izolovanoj sobi – Faradejevom kavezu. Stimulacija je primenjena na podlakticu desne ruke korišćenjem dve matrične elektrode. Parametri i način izvođenja stimulacije su bili isti za sve ispitanike, pri čemu su se razlike ogledale u vrednostima granica opsega struje stimulusa i polja matrične elektrode stimulatora koji su izazivala kontrakciju, pa samim tim i bol. Paralelno sa EEG-om mereni su i EMG signali izazvani FES – om. U nekim rezultatima, ustanovljena je promena u alfa opsegu EEG signala, koja potvrđuje pojavu kontrakcije izazvane stimulacijom. Ipak, dobijeni rezultati nisu sadržali informacije o postojanju značajnih promena u opsegu gama talasa. U nastavku rada na projektu radiće se na pospešivanju uslova merenja i otklanjanju svih uzroka problema koji su se javljali tokom realizacije projekta.

ZAHVALNICA

Zahvaljujem se prof. Mirjani B. Popović i MSc Andreju Saviću, studentu doktorskih studija ETF-a na ukazanoj pomoći tokom izrade ovog rada. Takođe, veliku zahvalnost dugujem kolegici Borjani Bogdanović sa kojom sam praktični deo ovog rada zajedno uradila, kao i svim ispitanicima koji su nam tokom merenja svojim učestovanjem pomogli u realizaciji ovog projekta.

Vladislava N. Bobić

U Beogradu, jul 2014

SADRŽAJ

PREDGOVOR.....	2
REZIME RADA	3
ZAHVALNICA.....	4
SADRŽAJ	5
1 UVOD.....	6
2 MOŽDANI SIGNALI	7
3 ELEKTROENCEFALOGRAFIJA.....	10
3.1 Sistemi za akviziciju EEG signala.....	12
3.2 Metode obrade EEG signala.....	14
4 FUNKCIONALNA ELEKTRIČNA STIMULACIJA – FES.....	21
5 METOD RADA.....	24
5.1 Procedura merenja	24
5.2 Ispitanici	27
5.3 Analiza merenih signala	27
5 REZULTATI	28
4 DISKUSIJA	36
5 ZAKLJUČAK	38
6 LITERATURA.....	39
PRILOG A – Merna oprema	41
PRILOG B – Instrukcije za korišćenje stimulatora	41
PRILOG C – Izgled korisničkog interfejsa programa “Pain LabView” realizovanog u Lab View programskom paketu.....	42
PRILOG D – Program za analizu i obradu EEG signala realizovan u okviru Matlab programskog paketa...	43

1 UVOD

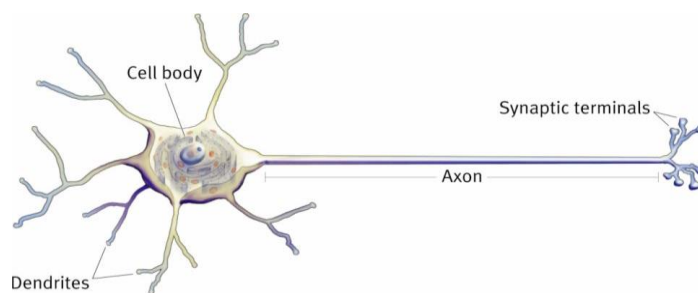
Gama talasi predstavljaju najmanje ispitanu frekventijsku oblast elektroencefalografskih (EEG) signala. Vrlo brzo po identifikaciji postali su funkcionalno relevantni signali mozga, čija se uloga u kognitivnim procesima i poremećajima intenzivno ispituje.

Uticaj subjektivnog osećaja neprijatnosti koji se čak može nazvati i bolom na magnitudu snage moždanih talasa, u zavisnosti od intenziteta sa kojim se taj osećaj javlja je takođe tema određenih istraživanja. Posebno interesovanje postoji u oblasti gama talasa za koje su se pojavile određene indikacije da subjektivni osećaj bola ispitanika uzrokovan električnom stimulacijom tokom snimanja EEG signala poseduje određenu korelaciju sa promenama koje se identifikuju u frekventijskom spektru i pre svega magnitudi snage gama talasa. Takođe, ne samo što je opisana povezanost, ukazano je da su i parametri stimulacije imali dodatni efekat na ove promene, koje su se razlikovale sa varijacijom vrednosti tih parametara, pre svega intenziteta stimulacije. Pokazano je da je korelacija bola sa promenama u EEG signalu više izražena za slučaj pojedinačnog stimulusa, nego što je to u slučaju stimulacije povorkom impulsa [1]. Neka istraživanja uticaja efekta subjektivne percepcije bola uključuju analizu istog intenziteta stimulacije i ispitivanje efekta koji ona izaziva kod neurološki zdravih ispitanika, sa ciljem formiranja BCI sistema (eng. *Brain Computer Interface*) koji omogućava određivanje praga osetljivosti ispitanika na bol na osnovu snimljenog moždanog signala [2]. Istraživači su upotrebom različitih vidova stimulacije dolazili do sličnih saznanja. Istraživanja [3-4] pokazuju da su korišćenjem vizuelne stimulacije koja je izazivala visok stepen neprijatnosti kod ispitanika, utvrđene promene u oscilacijama gama talasa, koje su korelisane sa bolom i izazvanim promenama u gama talasima vizuelnog dela korteksa i koje omogućavaju identifikaciju neuralnih struktura odgovornih za bol. Slični rezultati istraživanja dobijeni su i korišćenjem magnetoencefalografije (MEG). Primenom MEG metode snimanja, stimulacijom perifernih nerava strujom čija je jačina menjana od najniže vrednosti do vrednosti koja je izazivala jak osećaj bola, utvrđene su promene u gama opsegu EEG signala [5]. U [6] je utvrđena ista povezanost primenom MEG metode snimanja i korišćenjem drugačijeg vida stimulacije – primenom lasera na zadnji deo podlaktice desne ruke.

Zadatak ovog rada je analiza EEG signala snimljenih na ispitanicima koji su bili izloženi funkcionalnoj električnoj stimulaciji (FES). Cilj projekta je formiranje protokola i metode stimulacije, koji služe kao osnova ispitivanja postojanja i stepena korelacije između intenziteta neprijatnosti koji FES izaziva i magnitude snage EEG signala u opsegu gama talasa.

2 MOŽDANI SIGNALI

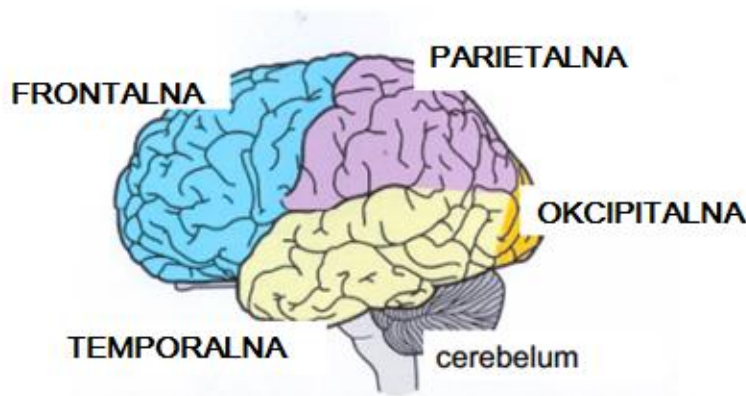
Osnovna jedinica nervnog sistema je nervna ćelija ili neuron. Neuron se sastoji od aksona, dendrita, ćelijskog tela (some) i presinaptičkog spoja. Informacija o stanju nervnog sistema prenosi se električnim ili hemijskim putem. Neuroni su električno aktivne ćelije, duž čije membrane postoji ravnotežni potencijal kao posledica raspodele naelektrisanih čestica sa različitih strana ćelijskog omotača (potencijal unutrašnjosti ćelije je za 50 - 100 mV niži od spoljašnjeg potencijala ćelije). Dovođenjem spoljašnje energije na ćeliju povećava se propustljivost kanala odgovornih za kretanje jona što omogućava da se kratkotrajno promeni vrednost potencijala membrane (javlja se depolarizacija membrane). Ova reverzibilna pojava naziva se akcioni potencijal (AP). AP predstavlja prenošenje informacije duž aksona i dendrita jedne ćelije električnim putem u trajanju od nekoliko milisekundi (potencijal unutrašnjosti ćelije je za približno 25 mV veći od spoljašnjeg potencijala ćelije). Jedna od bitnih karakteristika neurona jeste nedoslednost citoplazme (ne postoji direktan kontakt uzastopnih ćelija), što uzrokuje poseban mehanizam prenošenja akcionih potencijala između uzastopnih nervnih ćelija. Taj mehanizam naziva se sinapsa. Sinapsa omogućava prosleđivanje informacije hemijskim putem. Kada akcioni potencijal dođe na presinaptički kraj jedne ćelije, ona ispušta neurotransmitere. Neurotransmiteri su enzimi (dopamin, serotonin, noradrenalin, adrenalin, histamin itd) koji se izbacuju iz kvržica membrane presinaptičkog neurona. Neurotransmiteri u postsinaptičkom neuronu dovode do promena u propustljivosti kanala za jone Na^+ , koji u tom slučaju mogu da izazovu eksitatorne ili inhibitorne efekte (postsinaptički potencijal – PSP). U slučaju eksitacije postsinaptičkog neurona, dolazi do njegove depolarizacije i stvaranja akcionog potencijala, koji se potom prenosi po već opisanom postupku. Pored neurona, nervni sistem čine i glia ćelije koje sačinjavaju potporno, odbrambeno i transportno tkivo i imaju ulogu u lokalnoj homeostazi, vrše fagocitozu nepotrebnih čestica i učestvuju u izgradnji mijelinskog omotača aksona. Nervno tkivo sačinjeno je i od velikog broja krvnih sudova koji nervne i glia ćelije snabdevaju kiseonikom i hranljivim materijama.



Slika 1. Izgled nervne ćelije. (slika preuzeta iz [8])

Nervni sistem čoveka može se podeliti na centralni nervni sistem (CNS) i periferni nervni sistem (PNS). CNS čine moždano stablo, cerebelum, cerebrum, talamus i hipotalamus. Svaki od ovih delova odgovoran je za obavljanje određenih funkcija koje integralnim dejstvom utiču na rad čitavog organizma. PNS čine kičmena moždina sa perifernim neuronima. On u svoj rad uključuje vegetativni (simpatički i parasimpatički) nervni sistem koji utiče na rad vezivnog tkiva organa (pre svega na rad srca). Najveći deo mozga čini cerebrum ili veliki mozak. Podužnom fisurom koja sadrži *corpus callosum* traku sa preko 200 miliona ćelija, podeljen je na dva dela (levu i desnu stranu). Čelijska tela (some) svih nervnih ćelija koje sačinjavaju moždano tkivo sakupljene su u sivu masu koja čini površinski sloj moždanog tkiva. Ispod sive nalaze se bela masa koju sačinjavaju aksoni i dendriti ovih neurona. Moždano tkivo zaštićeno je pomoću moždanih opni (meninge) i smešteno je unutar lobanje koja štiti tkivo. Između lobanje i mozga nalazi se cerebrospinalna tečnost. Površina cerebruma predstavlja moždani korteks, koji se može podeliti na režnjeve, nazvane prema kostima lobanje ispod kojih se nalaze. Svaki od ovih režnjeva odgovoran je za određene senzo-motorne aktivnosti čoveka. Podela površine korteksa prema regijama je sledeća:

- Frontalna – Upravlja voljnim pokretima, pri čemu akcioni potencijali iz leve hemisfere kontrolišu pokrete na desnoj strani tela i obrnuto. Uključuje “Brokinu govornu zonu”, odgovornu za motoriku vezanu za govor. U okviru frontalnog režnja nalazi se uzak pojas uz granicu sa parietalnom oblašću, koji se naziva centralna linija. Taj pojas ima poseban značaj u mnogim ispitivanjima i predstavlja jedan od posmatranih i snimanih regiona i u ovom istraživanju.
- Parietalna – Služi za procesiranje senzornih signala.
- Temporalna – Sadrži auditorne, oflaktorne i centre za pripremu motornih aktivnosti vezanih za govor.
- Okcipitalna – Omogućava vizuelnu percepciju, orijentaciju u prostoru, ravnotežu i sl. Najveće amplitude EEG signala registruju se iznad ovog regiona.



Slika 2. Podela površine korteksa po režanjima. (slika preuzeta iz [7])

U mozgu se takođe nalaze centri koji su odgovorni za obavljanje asocijativnih zadataka kod čoveka, koji uključuju logiku, učenje, memoriju i predstavljaju osnovu različitosti koja se javlja među ljudima.

Kičmena moždina omogućava komunikaciju između moždanog tkiva i perifernih neurona. Iz kičmene moždine polazi veliki broj parova motoneurona i interneurona. Motoneuroni su eferentni neuroni i zaslužni su za aktivaciju mišićnih vlakana sa kojima su povezani. Interneuroni ostvaruju sinaptičku vezu sa neuronima i odgovorni su za prenošenje informacija unutar kičmene moždine. Iz kičmene moždine polazi 31 par spinalnih nerava koji obezbeđuju komunikaciju sa perifernim neuronima. Svaki spinalni nerv sastoji se iz aferentnog i eferentnog neurona (uzlaznog i silaznog) koji omogućavaju slanje informacija sa periferije u mozak i obrnuto. Interneuroni u kičmenoj moždini obrazuju neuralnu mrežu i omogućavaju formiranje refleksa, pri čemu se informacija može slati do CNS-a ili samo do kičmene moždine [9].

Merenjem električne aktivnosti nervnog tkiva može se dobiti podatak o aktivnosti pojedinih ćelija ili grupa ćelija, što može ukazati na trenutno stanje ispitanika. Postoje različite metode za dobijanje tih relevantnih informacija i njihova osnovna podela je na metode koje mere aktivnost mozga, odnosno centralnog nervnog sistema - Elektroencefalografija i metode koje mere aktivnost perifernog nervnog sistema – Elektroneurografija. Obavljanjem neke aktivnosti aktivira se određena regija nervnog tkiva, koja je odgovorna za izvršavanje tog zadatka ili odgovora na pobudu, pa se njenim merenjem dobija važna informacija o stanju nervnog sistema ispitanika.

3 ELEKTROENCEFALOGRAFIJA

Moždana električna aktivnost nastaje kao rezultat sumarne aktivnosti miliona ćelija. Mikroskopske struje velikog broja piramidalnih ćelija integralnim efektom proizvode makroskopske vrednosti, koje predstavljaju spontanu ritmičku aktivnost mozga. Spoljašnjom senzo – motornom pobudom ili obavljanjem nekog asocijativnog zadatka javlja se aktivnost nervnih struktura, poznata kao evocirani potencijal – EP.

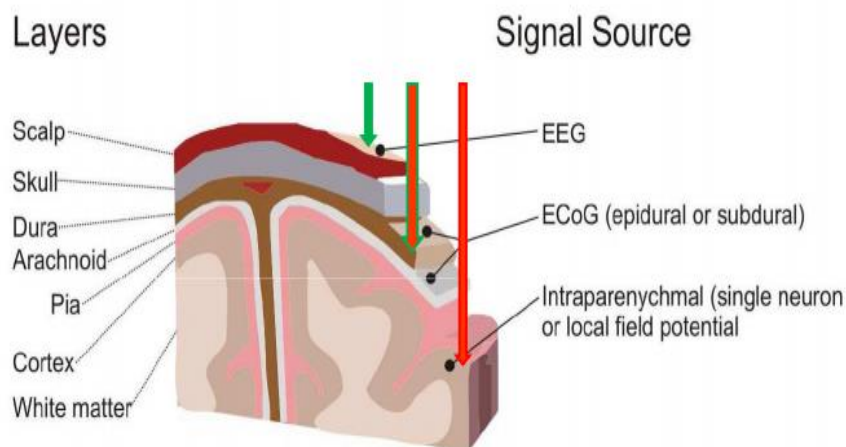
Merenje akcionih potencijala ćelija koji nastaju kao posledica aktivnosti određenog regiona mozga, moguće je izvršiti primenom odgovarajuće instrumentacije na površini glave već spomenutom metodom - Elektroencefalografija. Elektroencefalografija je merenje fluktuacija naponskih signala koji se javljaju kao posledica jonskih struja koje protiču kroz neurone u mozgu. U kliničkom smislu elektroencefalografija je metoda beleženja signala koji se dobijaju primenom površinskih elektroda iznad odgovarajućih režnjeva korteksa. Merenje se vrši tokom kratkog vremenskog perioda, korišćenjem manjeg ili većeg broja elektroda koje se primenjuju pomoću posebno konstruisanih kapa koje ukazuju na tačne lokacije pozicioniranja elektroda. Naponski signali registrovani na ovakav način imaju amplitude $\sim \mu\text{V}$ i spadaju u promenljive i neregularne, vremenski stohastičke signale, u kojima se mogu uočiti određeni obrasci, povezani sa pojedinim funkcijama ali isto tako i nepravilnostima u radu nervnog sistema. Učestanost elektroencefalografskih signala može biti od 0.5 do 50 Hz. Utvrđeno je da su određene aktivnosti mozga povezane sa učestanošću na kojoj se javljaju, pa je prema frekvencijskom sadržaju EEG signal podeljen na 5 talasa:

- Alfa ritam (α ritam) – Javlja se na učestanosti od 8 do 13 Hz, u opuštenom budnom stanju. Amplitude sa kojima se javlja su od 50 do 100 μV . Najprimetniji je u stanju opuštenosti, sa zatvorenim očima. Nestaje otvaranjem očiju i u stanju napetosti, mentalnog napora i pospanosti. Moguće ga je registrovati sa zadnje strane glave i simetričan je po amplitudi i fazi na obe hemisfere. Opseg od 9 do 11 Hz često je okarakterisan kao poseban segment EEG signala – mi talas (μ talas). Povezan je sa fizičkom aktivnošću, pa se naziva senzo – motorni talas. Mi ritam se blokira po izvršenju motornih radnji.
- Delta ritam (δ ritam) – Posедуje najveću amplitudu od svih talasa. Javlja se pri učestanostima koje su manje od 4 Hz. Karakterističan je za stanje dubokog sna kod dece, a pojava ovog talasa kod odraslih u budnom stanju smatra se patološkom. Postoji povezanost po celoj površini skalpa.

- Teta ritam (θ ritam) – Javlja se kod dece ili odraslih u snu. Može se pojaviti u stanju hipnoze, hiperventilacije, lucidnih snova, emotivnog stresa ili tokom obavljanja određenih kognitivnih procesa. Frekvencijski opseg pri kome se javlja iznosi od 4 do 7 Hz.
- Beta ritam (β ritam) – Karakterističan je za stanje mentalnog naprežanja (koncentracije). Učestanost na kojoj se javlja iznosi od 14 do 30 Hz. Amplitude beta talasa su manje od 14 μ V. Regstruje se frontalno. Može se podeliti na talase Beta I i Beta II. Beta II se može javiti pri učestanostima koje su i do dva puta veće od učestanosti alfa ritma i karakterističan je za stanje velikog mentalnog naprežanja.
- Gama ritam (γ ritam) – Vezuje se za izraženo jake mentalne aktivnosti, kao što su obrada informacija i izvođenje pokreta. Javlja se na učestanostima koje su veće od 30 Hz (ne postoji striktna granica na 50 Hz, može se registrovati i na učestanostima koje idu i do 100 Hz) [7,9].

Primenom elektroda na površini glave registruje se aktivnost ne samo jedne nervne ćelije, već sumarna aktivnost grupe neurona koji su lokalizovani ispod postavljene elektrode. Kako bi se izdvojila aktivnost tačno jedne nervne ćelije ili kako bi se pristupilo dubljim strukturama u mozgu, razvijene su invazivne metode koje iako imaju svojih prednosti pre svega u pogledu bolje prostorne rezolucije (mogućnosti izdvajanja aktivnosti male grupe ćelija) imaju i svojih nedostataka. Najvažniji od njih je bezbednost ispitanika, zbog činjenice da se radi o invazivnom metodu merenja za koje je potrebno izvršiti operativni zahvat. Prema mestu u korteksu na kome se vrši metode merenja spontane ritmičke aktivnosti se mogu podeliti na (slika 3):

- Elektroencefalografija (EEG) – Merenje aktivnosti cerebruma primenom elektroda na površini glave. Dobijaju se naponski signali $\sim 100 \mu$ V. Prostorna rezolucija je \sim cm.
- Elektrokortikografija (ECoG) – Merenje aktivnosti cerebruma primenom invazivnih elektroda na površini korteksa. Dobijaju se naponski signali $\sim 1-2 \mu$ V. Prostorna rezolucija je \sim mm.
- Elektrosukortikografija – Snimanje aktivnosti pojedinačnog neurona (eng. *Single Unit Action Potential – SUA*) ili male lokalne grupe neurona (eng. *Local Field Potential – LFP*) velikog mozga primenom mikroelektroda u samom mozgu. Prostorna rezolucija je $\sim \mu$ m.



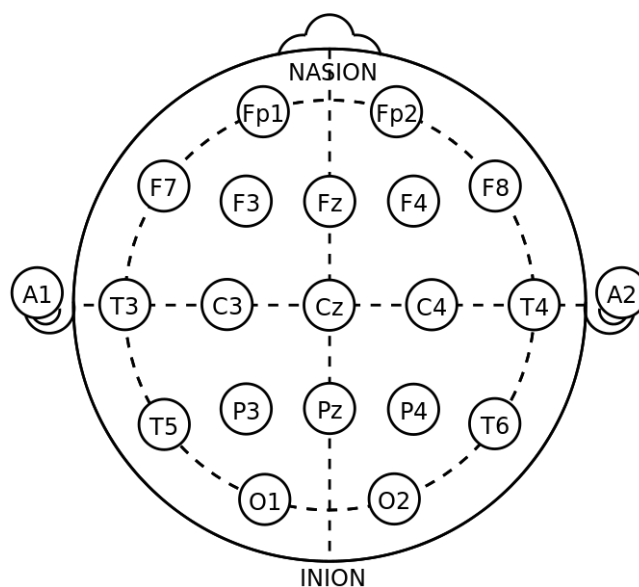
Slika 3. Podela metoda za merenje aktivnosti velikog mozga prema stepenu invazivnosti sa kojim se primenjuje. (slika preuzeta iz [7]).

3.1 Sistemi za akviziciju EEG signala

Elektroencefalografija je tokom godina postala standardna klinička metoda otkrivanja određenih poremećaja na osnovu frekvencijskog spektra ili oblika signala koji oni mogu izazvati i koristi se za otkrivanje epilepsije, šizofrenije, lezija itd.

Postavljanjem elektroda na površinu skalpa mere se lokalni EEG signali. U kliničkoj primeni elektroencefalograf uključuje kapu i pojačavač. EEG kape služe za pravilno pozicioniranje elektroda na površini glave i mogu imati elektrode koje su sastavni deo kape ili mogu biti formirane u vidu mrežica koje samo ukazuju na pozicije elektroda, pri čemu se za merenje koriste standardne Ag/AgCl elektrode. Elektrode se postavljaju po sistemu 10-20, gde brojevi 10 i 20 predstavljaju procentualni udeo obima glave koji ukazuje na rastojanje između susjednih elektroda. Ovakav način organizacije ograničava broj elektroda, pa se danas koriste sistemi koji uključuju njihov mnogo veći broj (*high density EEG*). Svaka pozicija elektrode označena je početnim slovom regije korteksa iznad koje se postavlja (C- centralna, P- parietalna, F- frontalna, O- okcipitalna) i dodatnom oznakom (elektrode sa leve strane označene su neparnim, elektrode sa desne strane parnim brojem, dok su elektrode na podužnoj liniji koja razdvaja levu i desnu hemisferu obeležene slovom z). Prilikom postavljanja elektroda treba obezbediti što bolji kontakt (manja impedansa) kako bi se minimizirao uticaj šuma. Zato se prilikom postavljanja nanosi sloj provodnog gela koji omogućava da elektrode na najbolji način

nalegnu na površinu kože, uklanjajući sve vazdušne procepe koji bi mogli narušiti vrednost impedanse. Najmanja vrednost impedanse ostvarene na ovaj način iznosi oko 5 k Ω . Moguće je meriti signale i pri većim vrednostima, ali je potrebno da ona ne pređe 100 k Ω [9].



Slika 4. Položaj elektroda na površini skalpa prema sistemu 10 – 20. Oznake A1 i A2 predstavljaju pozicije elektroda koje se najčešće koriste kao referentne. (slika preuzeta iz [11])

Postoje dve konfiguracije pomoću kojih se EEG signali mogu izmeriti: unipolarno i bipolarno merenje. Unipolarno merenje znači da će svaka elektroda meriti naponski signal u odnosu na referentnu elektrodu. Referentna elektroda se obično postavlja na mesto koje se odlikuje minimalnom moždanom električnom aktivnošću ili povezivanjem svih elektroda u jednu tačku u odnosu na koju se mere naponski signali. Drugi i češći način određivanja EEG –a jeste bipolarno merenje, u kom se određivanje naponskog signala vrši između dve izabrane elektrode. Smetnje koje se javljaju tokom snimanja a potiču od uticaja mreže mogu se potisnuti snimanjem unutar posebno izolovanog prostora (Faradejev kavez).

Za akviziciju EEG signala koriste se pojačavači. Prvi EEG pojačavači su uključivali ispis signala na papiru, dok današnji omogućavaju akviziciju signala u digitalnom obliku i njihovo prikazivanje i čuvanje na računarima. Pojačavač se sastoji od niza instrumentacionih pojačavača. Nekada su kao predpojačavački sistemi korišćeni analogni pojačavači, nakon čega su se signali A/D konvertorom pretvarali u digitalni oblik. Danas, digitalni sistemi sadrže mogućnost hardverskog filtriranja primenom digitalnog filtra, kojim se na efikasan način može posmatrati samo određeni frekvencijski opseg signala [9]. U ovom eksperimentu korišćena su dva

pojačavača, koji imaju mogućnosti hardverskog filtriranja propusnog opsega odabirom *high pass* i *low pass* učestanosti i učestanosti mreže primenom *Notch* filtra, kao i odabira veće ili manje vrednosti pojačanja.

3.2 Metode obrade EEG signala

Signal dobijen elektroencefalografskom metodom merenja predstavljen je kao vremenska serija podataka koji su snimljeni tokom određenog vremena i može ukazati na promene u amplitudi signala koje se javljaju kao posledica određenih moždanih aktivnosti. Vremenska rezolucija EEG signala je reda \sim ms, dok je prostorna rezolucija određena veličinom elektrode i ona je u slučaju površinskog snimanja \sim cm (elektrode su obično veličine nekoliko cm, pa je minimalna površina koju je moguće lokalizovati na ovaj način istog reda veličine). Prostorna rezolucija može se poboljšati primenom invazivnih metoda merenja.

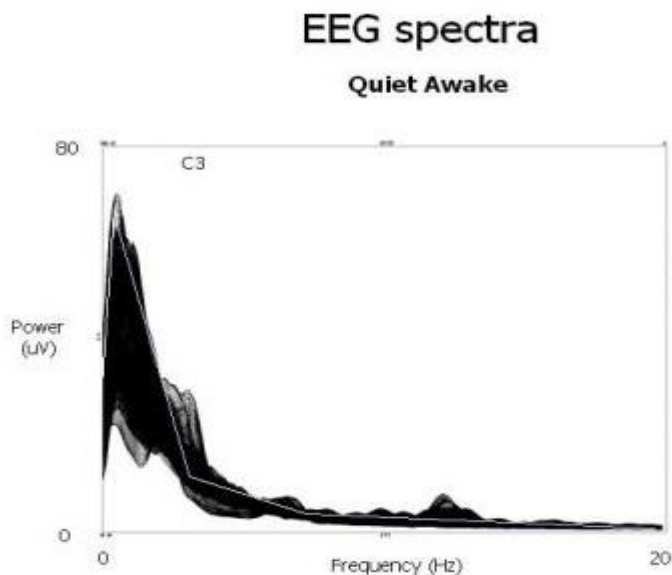
Postoje različiti načini za obradu i analizu EEG signala. Osnovni element u svakoj obradi EEG signala jeste određivanje frekvencijskog spektra (Furijeova transformacija – FT), na osnovu kojeg se mogu tačno utvrditi aktivnosti koje se javljaju tokom snimanja, dok je njihova lokacija poznata na osnovu pozicije elektrode sa koje se signali dobijaju. Primenom direktne (1), odnosno indirektna FT (2) može se ostvariti prelaz iz vremenskog u frekvencijski domen i obrnuto. Analizom u frekvencijskom domenu signal se aproksimira nizom prostoperiodičnih funkcija.

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j\omega t} dt = F\{s(t)\} \quad (1) \quad [9]$$

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{j\omega t} d\omega = F^{-1}\{S(\omega)\} \quad (2) \quad [9]$$

Postoji više alternativnih načina prikazivanja i analize signala. Jedan od njih korišćen u ovom radu jeste primena funkcije korelacije stohastičkog procesa. Ona je deterministička funkcija. Može biti autokorelacija (poređenje dva ista signala pomena jedan u odnosu na drugi za određen broj odbiraka) i kroskorelacija (poređenje dva različita signala pomena jedan u odnosu na drugi za određen broj odbiraka). Primenom FT na autokorelacionu funkciju dobija se spektralna gustina snage (eng. *power spectral density* – PSD) (3). PSD predstavlja bitnu metodu analize EEG signala. Koristi se za opisivanje stohastičkih signala i definiše se kao zavisnost gustine snage u funkciji učestanosti [9].

$$PSD[s(t)] = S_{ss}(\omega) = F\{r_{ss}(\tau)\} = \int_{-\infty}^{\infty} r_{ss} e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (3)$$



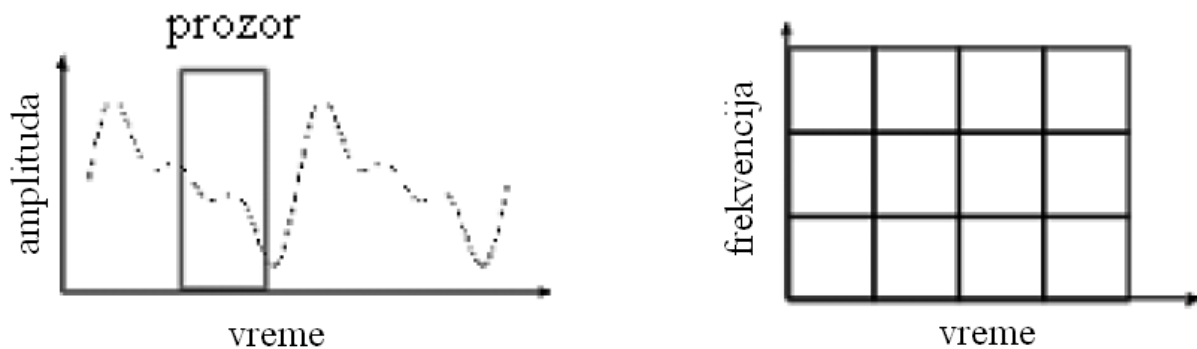
Slika 5. Izgled frekvencijskog spektra EEG signala snimljenog u mirnom budnom stanju. (slika preuzeta i adaptirana iz [7])

Često korišćen alat u obradi EEG signala koji omogućava objedinjavanje informacija o trenutku u kom dolazi do neke aktivnosti i njene učestanosti jeste spektrogram. Analizirajući signal u frekvencijskom domenu mogu se utvrditi dominantne frekvencijske komponente signala ali se ne mogu znati vremenski trenuci u kojima se javljaju efekti koji izazivaju pojavu tih komponenti frekvencijskog spektra i koji mogu biti od velike koristi za razumevanje tih pojava. Upravo iz ovog razloga pribegava se metodama koje omogućavaju vremensko – frekvencijsku analizu. Jedan od načina za takav vid analize je kratkotrajna Furijeova transformacija (eng. *Short Time Fourier Transformation – STFT*). Signal se deli na kratke vremenske sekvence unapred definisane dužine (prozor unutar koga se smatra da je signal stacionaran) unutar kojih se vrši Furijeova transformacija. Taj prozor se pomera duž čitavog signala, pri čemu se susedne sekvence poklapaju za definisani procentualni udeo dužine prozora. Najčešće se uzima da je to poklapanje 50 %. Obradom čitavog signala na ovakav način, poseduje se informacija o frekvencijskim karakteristikama posmatranog signala, ali i podatak o vremenskim trenucima u kojima se promene u signalu koje izazivaju pojavu tih frekvencijskih komponenti javljaju. Ovakav prikaz signala naziva se spektrogram u kome svaka tačka vremenske ose predstavlja jednu poziciju prozora pri izvršenju STFT. Kvalitet spektrograma zavisi od izbora širine prozora.

Veća širina prozora bolja je u slučaju sporijih signala. Na taj način obezbeđeno je da se cela vremenska sekvenca signala koja je bitna za frekventijsku analizu (period signala) nađe unutar tog prozora. Nasuprot tome, brži signali zahtevaju primenu užih prozora, kako bi se bolje ispratili njihove promene. Takođe bolja vremenska rezolucija (uži vremenski prozor) uzrokuje lošiju frekventijsku i obrnuto, tako da je u slučaju signala koji sadrži brže i sporije promene, potrebno izabrati kompromisnu širinu prozora kako bi se unutar spektrograma predstavile sve bitne karakteristike signala. Jednačina spektrograma u kontinualnom domenu definisana je kao:

$$X(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \omega(t - \tau) e^{-j\pi f \tau} d\tau \quad (4),$$

gde je $\omega(t - \tau)$ prozorska funkcija, a τ promenljiva na osnovu koje se prozor pomera duž vremenske ose [10].



Slika 6. Postupak formiranja STFT (levo) i dobijena vremensko – frekventijska ravan. (slika preuzeta iz [10])

Za slučaj kada STFT nije moguće primeniti, razvijen je još jedan alat za vremensko – frekventijsku analizu signala – *Wavelet* transformacija. *Wavelet* metoda se koristi kada signal sadrži i spore i brze promene. Metoda se zasniva na korišćenju bazične funkcije (eng. *mother wavelet*) koja se transliranjem i skaliranjem prilagođava originalnom signalu. Kontinualna *Wavelet* funkcija definisana je u formuli (1), gde su a i b koeficijenti skaliranja i transliranja, respektivno. Pomoću parametra b funkcija $x(t)$ se translira duž vremenske ose. Parametar a omogućava skaliranje funkcije prema obliku signala. Za negativne vrednosti parametra a , funkcija se obrće na vremenskoj osi (dobija negativne vrednosti). Vrednostima $|a| > 1$ postiže se ekspanzija funkcije, a u suprotnom njeno komprimovanje [10]. Faktor normalizacije dat je kao $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ i treba da obezbedi da se za sve vrednosti parametra a dobija ista energija funkcije.

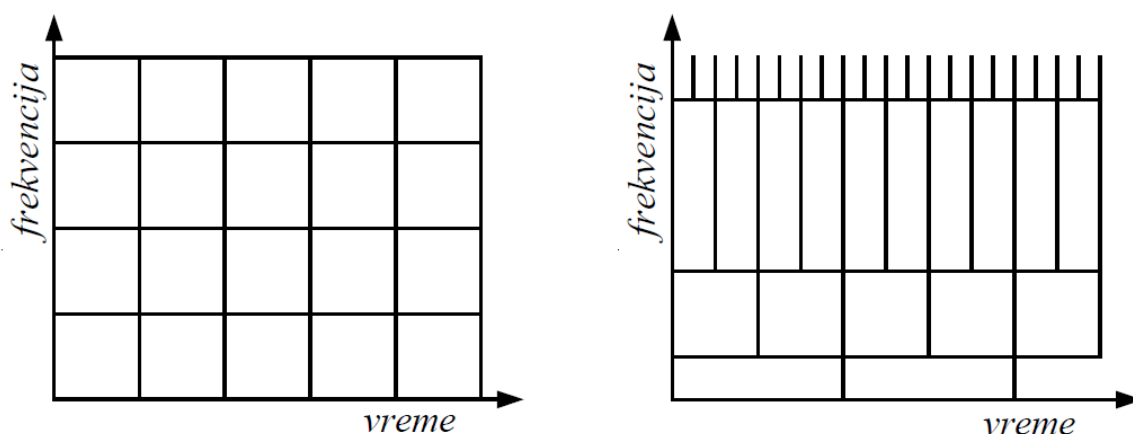
$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (5)$$

Kao rezultat relacije (5) dobijaju se koeficijenti korelacije između bazičnog i posmatranog signala, predstavljeni u obliku *Wavelet* koeficijenata. Naime, promenom skale (amplitude) i trajanja, bazična funkcija može pratiti sve promene u signalu koje se javljaju i tako, kroz koeficijente dati informaciju i o promenama u signalu i o trenucima u kojima se one javljaju. Originalni signal se može rekonstruisati na osnovu formule:

$$x(t) = \frac{1}{C} \int_{a=-\infty}^{\infty} \int_{b=-\infty}^{\infty} W(a, b) \psi_{a,b}(t) da db \quad (6) \quad [10]$$

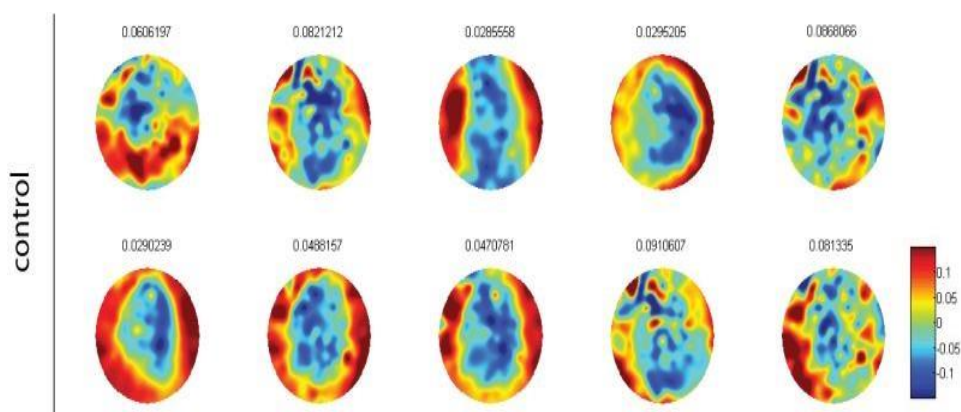
gde je C dato kao :

$$C = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega \quad (7) \quad [10]$$



Slika 7. Podela vremenske i frekvencijske skale kod STFT (levo) i *Wavelet* metode (desno). (slika preuzeta iz [10])

Poslednjih godina u praksi se sve više koristi način zapisivanja izmerenih signala kombinacijom vremenskih i prostornih informacija. Taj metod naziva se *brain mapping* kojim se dobija vremenska serija slika (slika 8), pri čemu svaka od slika odgovara jednom trenutku snimanja. Mape predstavljaju projekciju modela glave na neku ravan (najčešće horizontalnu), a vrednosti elemenata slike dobijaju se na osnovu signala izmerenih elektrodama, pri čemu se vrednosti u preostalim elementima (u kojima elektrode nisu bile pozicionirane) dobijaju interpolacijom. U zavisnosti od intenziteta signala, svakoj tački se pridružuje boja pri čemu je usvojeno da negativnim vrednostima signala odgovaraju plavi tonovi, a pozitivnim crveni.



Slika 8. Primer serije slika koja se dobija *brain mapping* metodom za slučaj zdravog ispitanika. (slika preuzeta i adaptirana iz [13])

Tehnikom mapiranja vrednosti napona u elementima projekcije moguće je zameniti vrednostima Furijeove transformacije signala, magnitude spektralne gustine snage, vrednostima radijalnih struja itd. Radijalne struje se proračunavaju primenom odgovarajućeg modela, pri čemu se različitim bojama prikazuju mesta ponora odnosno izvora struja. [9]

3.3 Evocirani potencijali – EP

Odgovor nervnog sistema na spoljašnju pobudu oslikava se u promeni aktivnosti nervnog sistema koja se naziva evocirani potencijal – EP. Aktivnost EP može se zabeležiti na površini kože glave ili tela (lokalizacijom elektroda iznad perifernih nerava). Metod snimanja evociranih potencijala ne razlikuje se od standardne elektroencefalografije. Ipak promene koje na ovakav način nastaju u električnoj aktivnosti nervnog sistema mogu se detektovati i razlikovati od stalno prisutne spontane ritmičke aktivnosti, što predstavlja osnovu za njihovo beleženje i analizu. Prema tipu pobude evocirani potencijali mogu biti:

- SSEP (somatosenzorni evocirani potencijali) – Spoljašnjim stimulusom (najčešće električnim) dejstvuje se na periferne nerve pri čemu se odgovor na stimulus može registrovati na površini glave ili duž kičmene moždine. Koriste se u dijagnostici epilepsije, cerebrovaskularnih bolesti, degenerativnih bolesti nervnog sistema i za praćenje funkcionalnosti neuralnih struktura kod operativnih zahvata. Karakteristike primene i parametara električne stimulacije detaljno su opisani u odeljku 4.

- VEP (vizuelni evocirani potencijali) – Pojava evociranog potencijala izaziva se vizuelnom stimulacijom. Stimulacija se vrši nadraživanjem mrežnjače oka primenom treperave svetlosti ili

table sa tamnim i svetlim poljima čija se osvetljenja gase i pale naizmenično. Ispitivanje se sprovodi u zatamnjenoj i izolovanoj prostoriji. Zbog načina na koji se stimulacija sprovodi električni signali koji nastaju u vidu implusa putuju od oka ka mozgu. U blizini oka u temporalnom režnju postavljaju se elektrode koje beleže evociranu električnu aktivnost. Ipak, VEP je moguće detektovati na celoj površini glave pa se često u analizi ovih evociranih potencijala formiraju mape sa intenzitetom EP, gde prisustvo asimetrije može ukazati na postojanje određenih oboljenja. Metod aktivacije nervnih ćelija primenom vizuelne stimulacije koristi se u dijagnostici neurooftamoloških bolesti, za praćenje šizofrenije, glavobolje itd.

- AEP (auditori evocirani potencijali) – Evocirani potencijali mogu se izazvati i korišćenjem auditornih stimulacija. Najčešći način za primenu ovog vida stimulacije je uz pomoć slušalica. Razlikuje se nekoliko tipova: AEP srednje latence, srednji kortikalni odziv, zakasneli kortikalni odziv i ravnotežni AEP. Amplituda EP je u opsegu od 2 do 10 μV za kortikalni i manje od 1 μV za evocirani potencijal moždanog stabla. Primenuje se u dijagnostici perifernih i centralnih oštećenja uha, tumora, neurodegenerativnih bolesti itd.

- MEP (motorni evocirani potencijali) – Nastaju stimulacijom režnjeva korteksa odgovornih za motorne aktivnosti primenom električnog ili magnetnog polja. Odgovor koji se može registrovati na periferiji daje uvid u stanje funkcionalnosti piramidalnih puteva.

- ERP (eng. *event – related potentials*) – ERP predstavljaju poseban vid evociranih potencijala. Vezani su za odvijanje, imaginaciju (zamišljanje) i pripremanje voljnih pokreta. Odlikuju se učestanošću u oblasti mi talasa i mogu se detektovati posmatranjem promene nivoa spektralne gustine snage u ovom frekvencijskom opsegu. Promene koje nastaju na ovakav način javljaju se pre, u toku i nakon izvršenja pokreta. Prema tome, u zavisnosti od toga da li dolazi do smanjenja ili povećanja nivoa moždanih signala, možemo govoriti o desinhronizaciji ili sinhronizaciji kortikalnih struktura odgovornih za motorne aktivnosti (ERD/ERS).

Prema frekvenciji pobude evocirani potencijali mogu se podeliti na tranzijentne evocirane potencijale (usrednjeni potencijali), kod kojih je period između dva uzastopna stimulusa veći od trajanja svakog pojedinačnog stimulusa i ravnotežni (eng. *steady state*) evocirani potencijali kod kojih je frekvencija stimulacije dovoljno velika da se susedni odzivi preklapaju formirajući povorku impulsa.

Frekvencijski spektar EP poklapa se sa spektrom spontane ritmičke aktivnosti, koja se registruje zajedno sa evociranim potencijalima i tretira kao šum. Amplitude signala su male $\sim \mu\text{V}$, pa je potrebno koristiti posebne tehnike procesiranja, kako bi se na što efikasniji način

evocirani potencijali izdvojili iz signala. Detektovanje EP obično se vrši pomoću pikova (najveće ili najmanje vrednosti signala u toku određenog vremenskog intervala). Pikovi se označavaju slovom koji definiše polaritet pika (P – pozitivan, N – negativan) i brojem koji označava dužinu vremenskog intervala u milisekundama koji protekne od pobude do pojave pika (latenca). Latenca je karakteristika pika evociranog potencijala koja može dati značajne informacije u pogledu ispravnosti provodnih puteva u perifernom nervnom sistemu. Produženje vremena provođenja može ukazati na neki patološki problem. Dodatna karakteristika pika je i amplituda, ali ona obično nema poseban klinički značaj i definiše se kao visina pika u odnosu na baznu liniju [9].

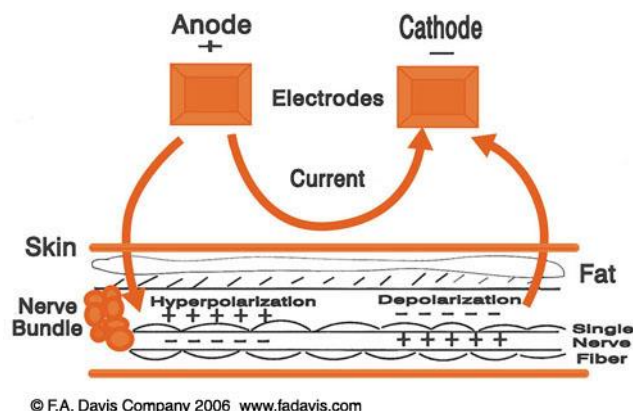
Evocirani potencijali u signalu zbog svog karakterističnog oblika mogu se posmatrati kao deterministički signali, na koji je stohastička spontana aktivnost superponirana. Odlika svakog stohastičkog signala jeste da mu je srednja vrednost jednaka nuli. Ta činjenica postavila je osnovu za primenu metode obrade evociranih potencijala koja se naziva usrednjavanje (eng. *ensemble average*). Ova tehnika zahteva posedovanje velikog broja sekvenci kratkotrajnih talasa. Njihovim usrednjavanjem i preklapanjem, stohastički elementi signala će biti uklonjeni, a pojaviće se komponente signala koje potiču od evociranih potencijala. Što je broj sekvenci veći to će se dobiti preciznije izdvojeni evocirani potencijali, koje je potrebno smatrati determinističkim i ponovljivim signalima, što u realnom slučaju nije ostvarljivo. Klasične metode filtriranja signala nisu primenljive na evocirane potencijale zbog činjenice da se frekvencijski spektar poklapa sa spektrom spontane ritmičke aktivnosti. Pored metoda usrednjavanja, moguće je koristiti parametarske metode izdvajanja evociranih potencijala, koje se zasnivaju na činjenici poznavanja očekivanog oblika evociranog potencijala i koriste samo jednu sekvencu snimanja (eng. *single trial estimation*). Postoji nekoliko različitih modela koji se koriste u te svrhe: metode bazirane na autoregresivnom (AR) modelu, korišćenje kontinualne *Wavelet* transformacije ili Furijeove transformacije. Metod obrade ERD/ERS potencijala definisan od strane grupe Pfurtscheller i Aranibar (1979) bazira se na filtriranju originalnog signala primenom *band pass* filtra i izdvajanjem *trial*-ova za svaki pojedinačni pokret iz anvelope PSD-a. Kvadriranjem vrednosti signala u svim odbircima dobija se spektralna gustina snage signala, a potom primenom kliznog usrednjavanja anvelopa snage. Tada se ERD/ERS definišu kao proporcionalno smanjenje ili povećanje spektralne gustine snage tokom početka ili završetka izvođenja pokreta u odnosu na baznu liniju, koja se definiše nekoliko sekundi pre izvođenja pokreta. Kako bi se poboljšala statistička pouzdanost dobijenih ERD/ERS vrednosti potrebno je izvršiti usrednjavanje po vremenskim intervalima. Vremenski interval usrednjavanja je veći ukoliko je broj dostupnih *trial*-ova manji.

4 FUNKCIONALNA ELEKTRIČNA STIMULACIJA – FES

U cilju aktivacije i kontrole određenih nervnih ili mišićnih struktura, razvijene su metode koje primenom spoljašnjih energetske izvora dovode do stvaranja akcionih potencijala, čime se postiže selektivna aktivacija ćelija. Ovakav metod evociranja potencijala naziva se stimulacija i može se izvesti pod dejstvom električnog ili magnetnog polja. Prema nameni električna stimulacija može biti [12]:

- Mišićna električna stimulacija (eng. *Electrical Muscle Stimulation – EMS*) – primena stimulacije nad denerviranim mišićima u cilju održanja funkcionalnosti.
- Električna stimulacija za oporavak tkiva (eng. *Electrical Stimulation for Tissue Repair – ESTR*) – stimulacija sa ciljem smanjenja otoka, povećanja cirkulacije i kontrole povreda.
- Nervnomišićna električna stimulacija (eng. *Neuromuscular Electrical Stimulation – NMES*) – stimulacija denerviranog mišića sa ciljem uspostavljanja izgubljene funkcije.
- Funkcionalna električna stimulacija (eng. *Functional Electrical Stimulation – FES*) – aktivacija mišićnih struktura primenom stimulacije sa ciljem izvođenja određenih funkcija.
- Transkutantna elektro – nervna stimulacija (eng. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation – TENS*) – primena površinske stimulacije za kontrolu i suzbijanje bola.

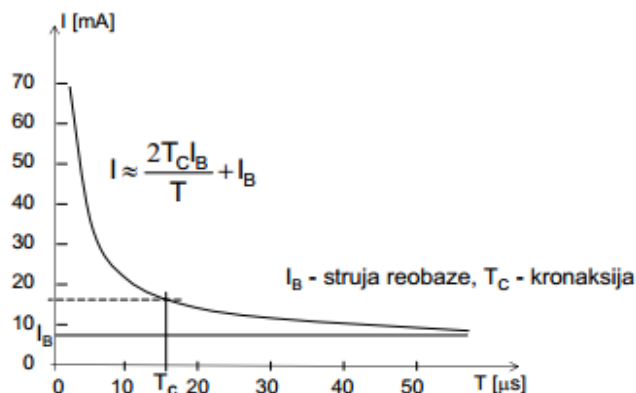
Dakle, bez obzira na vrstu primene osnovni efekat električne stimulacije je spolja generisani akcioni potencijal. Stimulacija se primenjuje korišćenjem dve elektrode : katode (na nižem potencijalu) i anode (na višem potencijalu). Katoda je aktivna elektroda i primenjuje se iznad mesta na kom je potrebno izazvati stimulaciju. Anoda se primenjuje na nekom neutralnom mestu i ona ima pasivnu ulogu. Efekat stimulacije prenosi se u oba smera pri čemu je dominantan efekat koji dejstvuje od anode ka katodi.



Slika 9. Efekat koji električna stimulacija izaziva u tkivu. (slika preuzeta i adaptirana iz [12])

Na slici 6. dat je šematski prikaz efekta koji električna stimulacija izaziva u tkivu iznad kog se primenjuje. Vidimo da primena električne stimulacije izaziva pojavu usmerenog kretanja naelektrisanja, koje izaziva hemijske promene u tkivu i oksidaciono – redukcione procese na kontaktu sa kožom [9]. Prilikom izvođenja stimulacije neophodno je voditi računa o primenjenim parametrima. Izlazni stepen stimulatora može biti dat u vidu izvora ograničene snage, kontrolisanog izvora struje ili napona. Elektrode koje se primenjuju trebalo bi da budu provodne (nepolarizljive). Mogu biti površinske ili implantibilne (zavisno od primene). Kontakt elektrode sa kožom može se predstaviti kapacitivno – rezistivnim modelom, što znači da će se deo primenjene energije pretvarati u toplotu. Bez obzira na činjenicu da li je izlazni signal naponski ili strujni, parametri koji definišu svaku stimulaciju su širina impulsa, frekvencija stimulacije, amplituda, vid delovanja i oblik impulsa. Učestanost stimulacije može biti od nekoliko do čak 500 impulsa u sekundi. Stimulacija može biti u vidu povorke impulsa ili kontinualna. Dužina delovanja može biti $\sim \mu\text{s}$ ili $\sim \text{ms}$. Postoje različiti oblici impulsa stimulusa (monofazni, impulsni bifazni, simetrični i asimetrični bifazni). U toku bifaznih stimulacija anoda i katoda ciklično menjaju svoja mesta. U slučaju asimetričnog impulsa, negativni deo nema ulogu generisanja AP već samo treba da minimizira promene na tkivu. Amplituda impulsa koja određuje količinu naelektrisanja koja se predaje tkivu može biti velika, mala ili modulirana (promenljiva).

Količinu elektriciteta koju je potrebno predati ćeliji da bi došlo do njene aktivacije određuje kriva kronaksije i ona zavisi od tipa elektroda i mesta njihove primene. Zbog korozije elektroda potrebno je tkivu predati što manju količinu naelektrisanja koja će izazvati željeni efekat u tkivu.



Slika 10. Kriva kronaksije koja definiše količinu naelektrisanja koju je potrebno predati ćeliji da bi došlo do generisanja AP. (slika preuzeta iz [7])

Glavni fokus u ovom istraživanju jeste primena funkcionalne električne stimulacije u aktivaciji perifernih neurona. Za izvođenje FES-a u ovom eksperimentu korišćen je stimulator INTFES (Tecnalia Research & Innovation, San Sebastian, Spain). Katoda stimulatora data je u obliku dve matrične elektrode sa 32 polja. Radom stimulatora moguće je upravljati preko odgovarajućeg programa na računaru ili korišćenjem posebno dizajnirane mobilne *Android* aplikacije. Zahvaljujući tome, moguće je efikasnim i bežičnim putem uticati na parametre i trenutke uključivanja stimulatora. U prilogu B nalazi se uputstvo za pravilno korišćenje stimulatora.

1	2	3	4
5	6	7	8
9	10	11	12
13	14	15	16

17	18	19	20
21	22	23	24
25	26	27	28
29	30	31	32

Slika 11. Numeracija polja matričnih elektroda INTFES stimulatora.

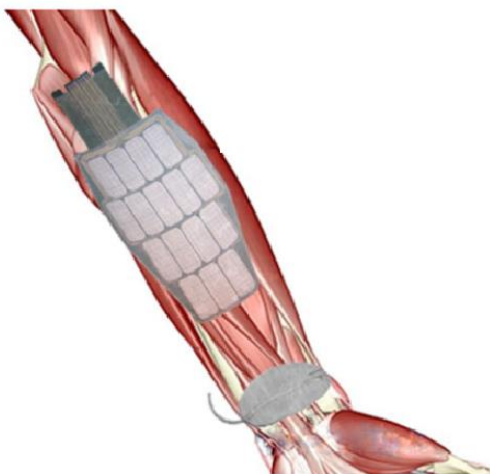
5 METOD RADA

5.1 Procedura merenja

U prilogu A nalazi se spisak merne opreme koja je korišćena tokom ovog eksperimenta. Prilikom merenja potrebno je pridržavati se određenog protokola i pravila.

- Prvi korak koji je potrebno izvršiti je postavljanje EEG kape sa elektrodama. U ovom eksperimentu korišćeno je 6 EEG elektroda koje se postavljaju duž centralne linije i u parietalnom režnju i to su C3, Cz, C4, P3, Pz i P4, pri čemu se ovim redosledom povezuju na prvih 6 kanala pojačavača.
- Referentna elektroda, u odnosu na koju se vrši unipolarno merenje, vezuje se iza ušne školjke na kosti lobanje ili na ušnu resicu, gde je moždana aktivnost mala.
- Uzemljenje se pozicionira na čelo, pri čemu je pre postavljanja potrebno abrazivnim sredstvom očistiti taj predeo, kako bi se uklonile sve nečistoće koje bi mogle narušiti kontakt elektrode sa kožom.
- Na podlakticu desne ruke postavlja se matična elektroda koja služi kao katoda, dok na zglob ruke (sa iste strane ruke) ide anoda stimulatora.
- Između njih je potrebno postaviti dve EMG elektrode, koje služe da izmere artefakt stimulacije, odnosno aktivnost mišića koji se pokreću funkcionalnom električnom stimulacijom. Na taj način obezbeđuje se informacija o trenutku kada je uključen stimulator.
- Uzemljenje za EMG kanal se vezuje na ruku, u predelu lakta, kako bi se taj kanal galvanski razdvojio od EEG signala i na taj način smanjio uticaj šuma.
- Prilikom postavljanja bilo koje elektrode, potrebno je staviti dovoljnu količinu gela i obezbediti što bolji kontakt elektrode sa kožom glave (ruke), kako bi se postigla manja impedansa kontakta i bolji prenos signala.
- Pre same akvizicije, neophodno je da se za svakog ispitanika pojedinačno utvrde polja matične elektrode koja izazivaju pokret ruke (aktivaciju mišića) i prag struje za koju će ispitanik osetiti da je stimulacija primenjena, kao i vrednost struje za koju ispitanik počinje da oseća neprijatnost. Korišćeni parametri stimulacije su :
 - Širina impulsa : 250 μ s
 - Frekvencija stimulacije : 50 Hz
 - Broj impulsa : 100
 - Oblik impulsa: Bifazni asimetrični

- Stimulacija se šalje sa 5 različitih vrednosti struje pobude, unutar utvrđenog opsega sa korakom 1 mA. Za svaku vrednost struje šalje se 10 stimulusa (sa priloženim parametrima) pri čemu vremenski razmak između svaka dva uzastopna stimulusa iznosi 10 s.
- Tokom snimanja potrebno je da ispitanik sedi u mirnom položaju otvorenih očiju, gledajući ispred sebe. Iz sredine u kojoj se vrši merenje trebalo bi da se uklone svi efekti koji bi na bilo koji način mogli da ometaju snimanje. Svaka aktivnost ili spoljašnja pobuda može izazvati pojavu frekvencijskih komponenti u EEG signalu koje nisu od interesa u ovom ispitivanju.
- Kanali pojačavača se istim redosledom povezuju na akvizicionu karticu, koja omogućava online procesiranje signala na računaru. Akvizicija se izvršava pomoću programa "Pain LabView" realizovanog u Lab View programskom paketu (National Instruments Inc., Austin, USA) koji poseduje mogućnost prikaza svih merenih signala, njihovo online filtriranje, izbor frekvencije odabiranja i broja odbiraka koji se učitavaju, online izračunavanje spektrograma i izbor fajla za čuvanje izmerenih signala. Pomoću ovog programa moguće je izvršiti akviziciju najviše 16 kanala. U prilogu C nalazi se izgled korisničkog interfejsa ovog programa.



Slika 12. Pravilno postavljanje katode i anode stimulatora na podlakticu ruke. (slika preuzeta iz [14] i adaptirana)

Praktični deo istraživanja urađen je na dve lokacije. Tokom merenja u prostoru u kome ne postoji Faradejev kavez korišćen je pojačavač biosignala Contact (Contact Precision Instruments, Cambridge, Massachusetts, USA) koji poseduje mogućnost hardverskog filtriranja, pri čemu se izabrani parametri odnose na sve kanale. Propusni opseg mora da bude dovoljno

veliki da zasigurno obezbedi učestanosti koje su relevantne za ovo ispitivanje, odnosno učestanosti gama talasa (50-100 Hz). Izabrano je da on iznosi 1 – 200 Hz. Iako je u okviru hardverskog filtriranja opcija *Notch* filtriranja učestanosti mreže bila uključena, zbog činjenice da merenje uključuje paralelno korišćenje stimulatora i EEG pojačavača, kao i da se odvija u prostoriji koja nema poseban vid zaštite javljao se šum u frekvencijskom spektru, koji ne samo što je bio izražen na učestanosti mreže, već se javljao sa velikom magnitudom i na višim harmonicima. Zbog toga je neophodno bilo koristiti učestanost odabiranja koja će biti dovoljno velika da ne dođe do *aliasing*-a viših frekvencija koje potiču od viših harmonika mrežnog signala, koje bi uzrokovale dodatni šum. U slučaju ispitanika 1 korišćena je frekvencija odabiranja od 2000 Hz. Nažalost, i pored toliko velike učestanosti odabiranja komponenta je bila suviše izražena, pa je bilo potrebno pribеći nekom drugom rešenju. U slučaju snimanja u Faradejevom kavezu korišćen je pojačavač gBSamp (g.tec, medical engineering GmbH, Schiedlberg, Austria). Ovaj pojačavač ima mogućnost izbora karakteristika snimanja za svaki kanal pojedinačno. Za svaki od kanala korišćen je *Notch* filter i veća vrednost pojačanja. Filter propusnik niskih učestanosti moguće je postaviti na 100 ili 1000 Hz, dok je za granicu filtra za propuštanje visokih učestanosti moguće izabrati 0.1 ili 10 Hz. Izabrano je da za svih 7 kanala, gornja granica propusnog opsega bude 100 Hz, dok je u slučaju EMG kanala donja granica uzeta na 10 Hz, a za kanale EEG signala na 0.1 Hz. Zbog smanjenja uticaja mreže, nije bilo neophodno koristiti tako veliku frekvenciju odabiranja, pa je uzeta učestanost od 500 Hz, koja je dovoljno visoka da Nikvistova teorema odabiranja bude zadovoljena (da bude dvostruko veća od maksimalne prisutne učestanosti) ali isto tako i dovoljno visoka da za slučaj pojavljivanja viših harmonika šuma, obezbedi da ne dođe do *aliasing*-a.

Ispitanici	Status	Pol	Br. godina	Uslovi snimanja	Aktivna polja	Stmilacioni strujni opseg [mA]
1	zdrav	M	26	Bez Faradejevog kaveza	1.2, 1.3, 2.2, 2.3	3 - 10
2	zdrav	M	32	U Faradejevom kavezu	2.2, 2.3	5– 9
3	zdrav	Ž	26	U Faradejevom kavezu	2.2	10 - 14
4	zdrav	M	26	U Faradejevom kavezu	2.2, 2.3	5 - 9
5	zdrav	Ž	23	U Faradejevom kavezu	2.2, 2.3	5 - 9

Tabela 1. Karakteristike ispitanika i uslova pod kojima je merenje izvršeno.

5.2 Ispitanici

U ovom eksperimentu opisana procedura merenja izvršena je nad 5 neurološki zdravih ispitanika čije su karakteristike date u Tabeli 1. Merenja su rađena na dve lokacije, u firmi Tecnia i u Faradejevom kavezu u okviru Filozofskog fakulteta Univerziteta u Beogradu. Sama procedura merenja je u oba slučaja bila ista, ali zbog varijabilnosti među ispitanicima u izboru polja i vrednosti struje koji će proizvesti željeni efekat za svakog od njih utvrđeni su potrebni parametri koji su priloženi u Tabeli 1. Broj stimulusa po jednoj vrednosti struje je kod svih ispitanika bio 10, jedino je u slučaju ispitanika 1 taj broj iznosio 5.

5.3 Analiza merenih signala

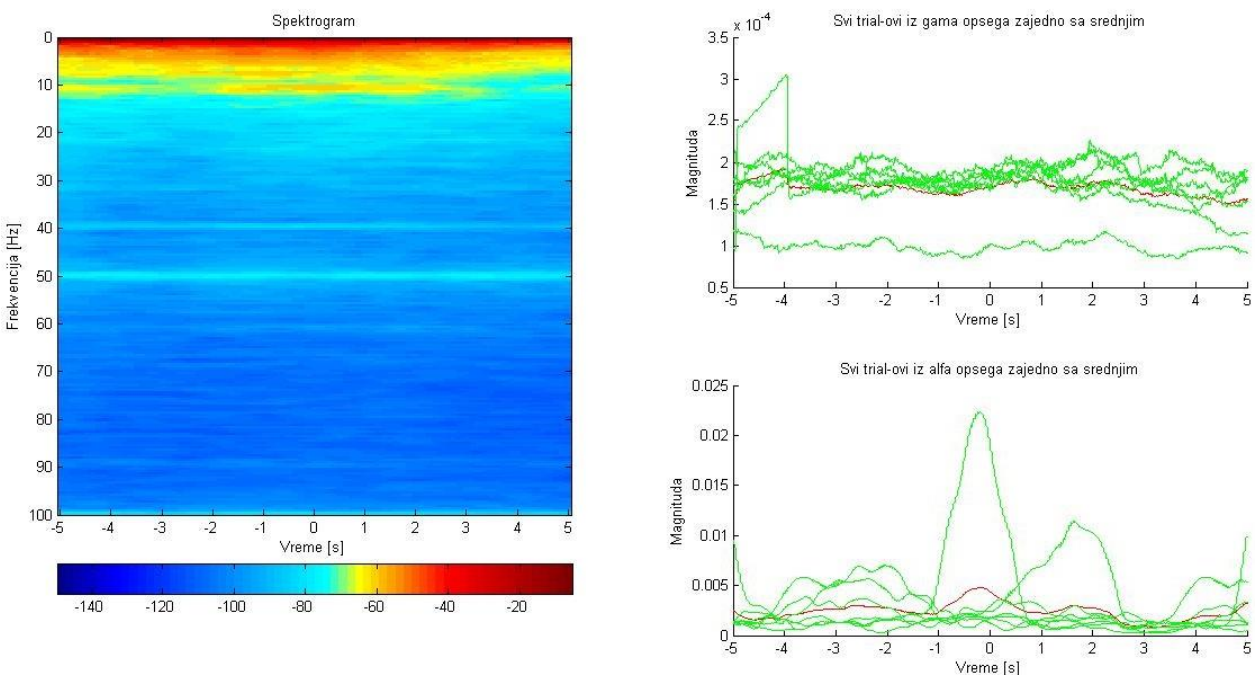
Tokom snimanja signali se memorišu u odgovarajućem .txt fajlu. Svi signali su sačuvani u originalnom sirovom obliku, kako se nijedan podatak koji bi mogao biti od koristi ne bi izgubio. Paralelno sa gama talasima posmatraju se i alfa talasi, tačnije opseg unutar alfa talasa od 9 do 11 Hz (mi talas) koji potiče od imaginacije ili izvođenja pokreta. Sirove EEG signale, kanal po kanal, potrebno je isfiltrirati kako bi se talasi od interesa izdvojili od ostatka EEG signala i mogli zasebno posmatrati i analizirati. Pri analizi svakog od kanala, potrebno je iz EMG signala izdvojiti vremenske trenutke kada je stimulacija i sa kojim intenzitetom uključena (veći intenziteti stimulacije trebalo bi da se odlukuju sve većom magnitudom mišićnih kontrakcija u anvelopi PSD EMG signala). Na osnovu podataka o pozicijama uključivanja stimulatora na vremenskoj osi, iz anvelopa spektralnih gustina snaga originalnog EEG signala, gama i alfa talasa koje su već prethodno određene (kvadriranjem vrednosti signala u svim odbircima i kliznim usrednjavanjem dobijene PSD) izdvajaju se segmenti koji uključuju 5 sekundi pre i 5 sekundi posle trenutka uključivanja svake pojedinačne stimulacije, kako bi se utvrdilo da li je i sa kojim stepenom stimulacija izazvala promenu u magnitudi PSD posmatrana dva talasa. Paralelno sa anvelopom snage EMG signala potrebno je posmatrati spektrogram sirovog EEG signala, kako bi se u obzir uzeli samo oni stimulusi koji ne izazivaju pojavu artefakta u spektrogramu. Što se segmenata alfa talasa tiče, kod njih je primenom metode obrade opisane u odeljku 3.3 koja se odnosi na ERD/ERS potencijale moguće detektovati da li je došlo do očekivanog efekta na promenu nivoa anvelope PSD. Na osnovu matrice izdvojenih segmenata, moguće je izračunati i srednji spektrogram (prikaz EEG signala u vremensko-frekvencijskom domenu usrednjen po svim *trial*-ovima). Pomoću spektrograma mogu se dobiti informacije o vremenskom trenutku i frekvencijskom sadržaju efekta koji je izazvao promene u magnitudi snage signala, što omogućava razlikovanje uticaja artefakta stimulacije ili mreže od subjektivnog osećaja neprijatnosti.

5 REZULTATI

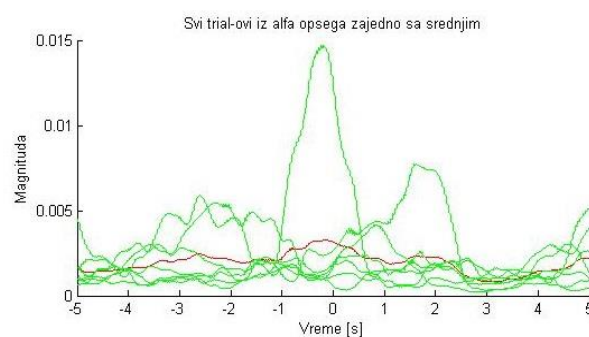
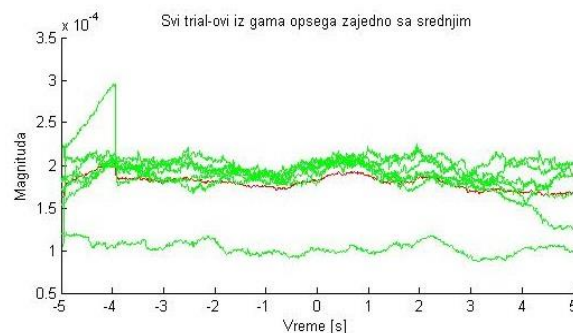
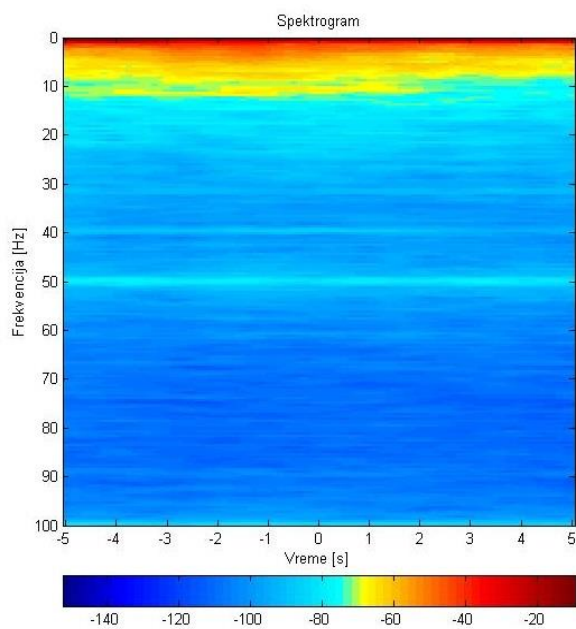
Slike koje predstavljaju rezultat merenja urađenih u okviru ovog projekta sadrže prikaz srednjeg spektrograma (spektrogram dobijen usrednjavanjem po svim *trial*-ovima izdvojenih iz originalnog EEG signala), prikaz svih *trial*-ova izdvojenih iz anvelope snage u opsegu gama i alfa talasa, respektivno, na osnovu izdvojenih trenutaka koji označavaju početak stimulacije, zajedno sa srednjim *trial*-om. Pojedinačne sekvence anvelope snage označene su zelenom bojom, dok je srednja sekvenca predstavljena crvenom bojom na grafiku.

Rezultati urađenih merenja priloženi su u nastavku.

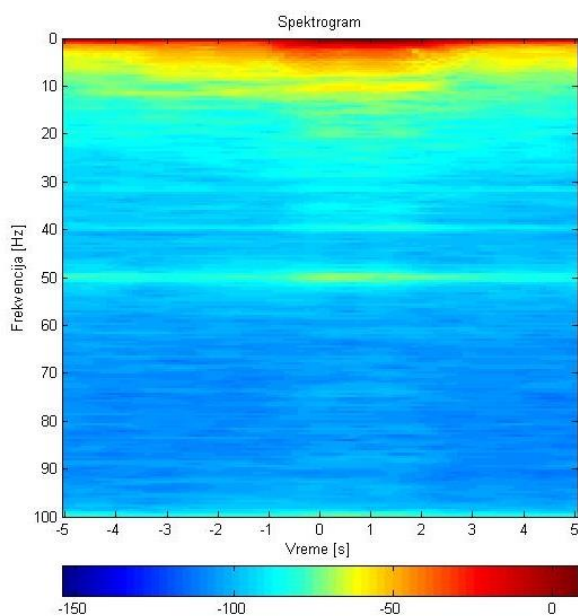
Ispitanik 1



Slika 13. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 1 – C3 ispitanika 1.

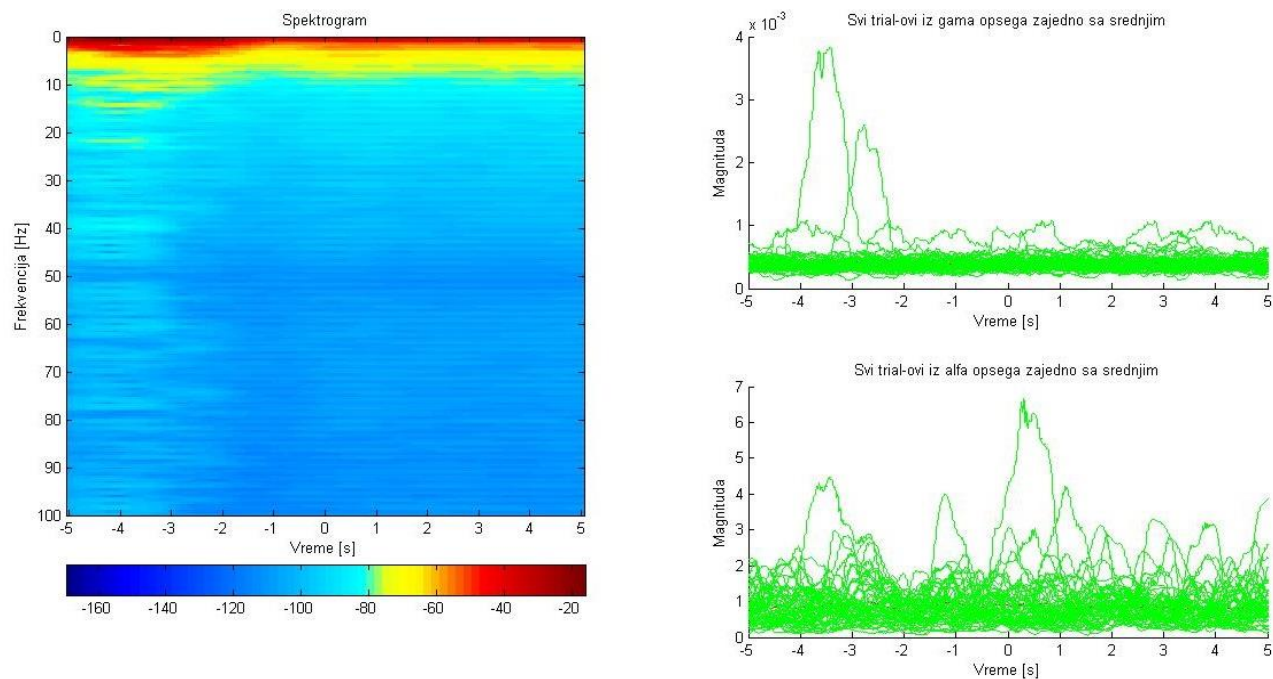


Slika 14. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 2 – Cz ispitanika 1.



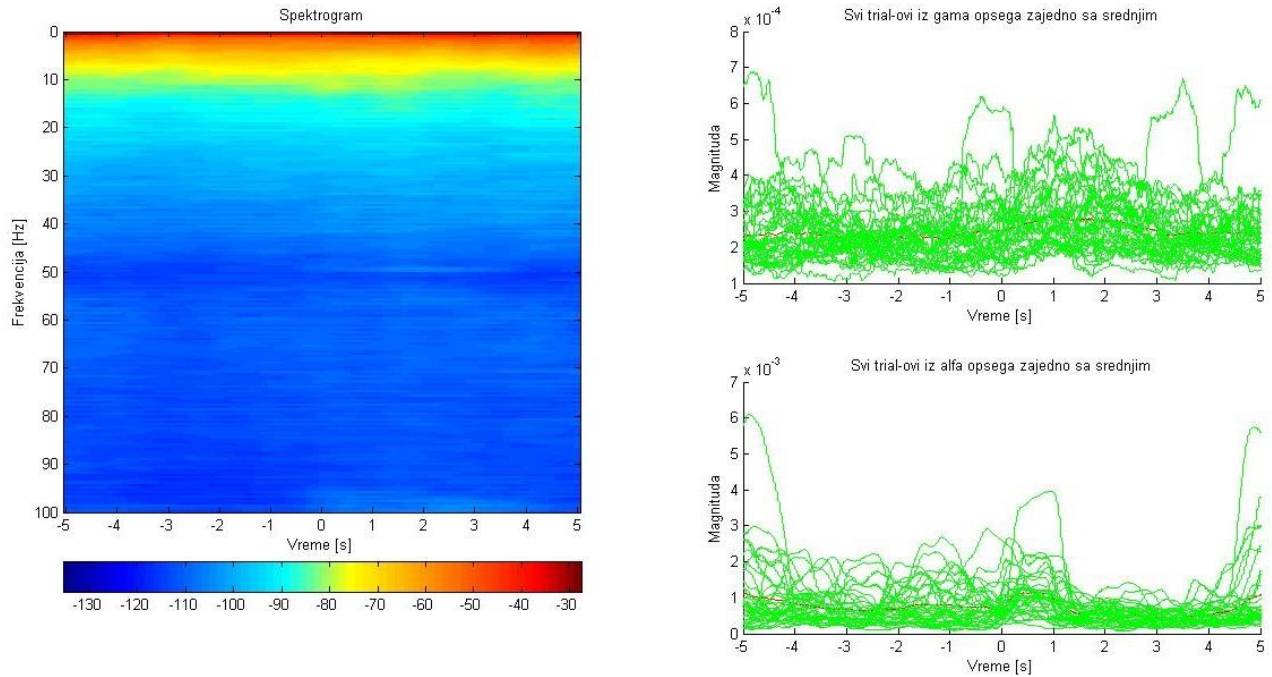
Slika 15. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 3 – C4 ispitanika 1.

Ispitanik 2

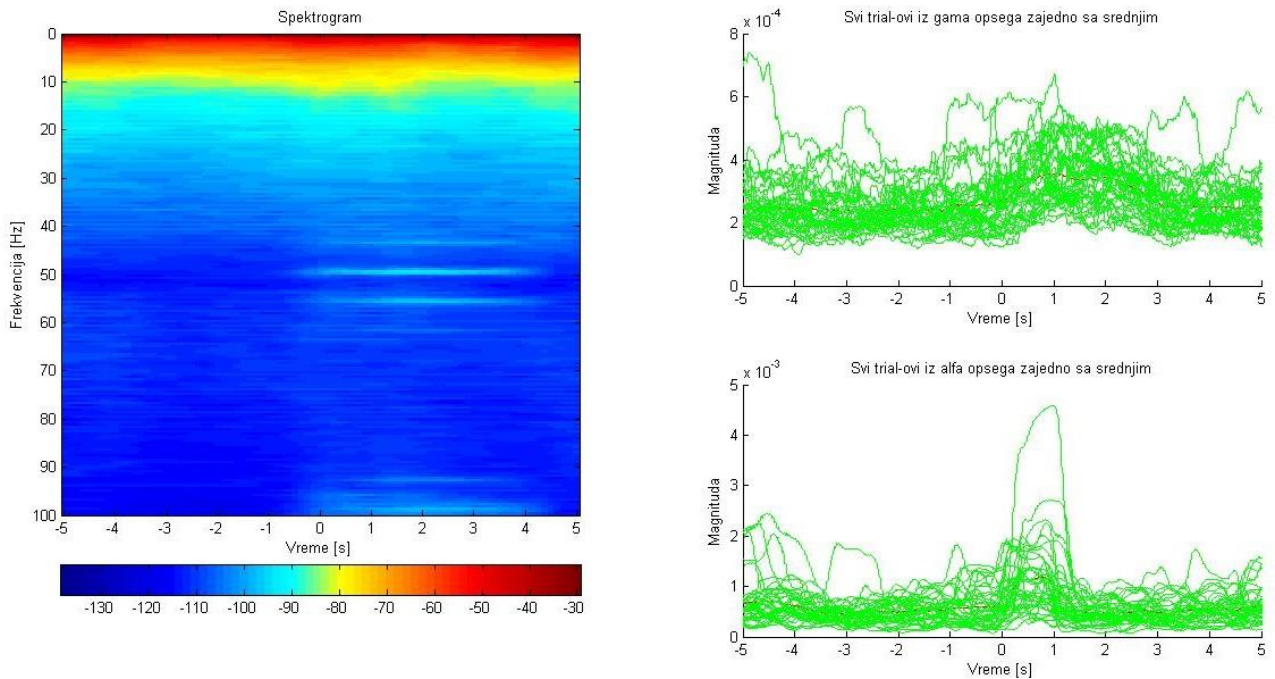


Slika 16. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 2 – Cz ispitanika 2.

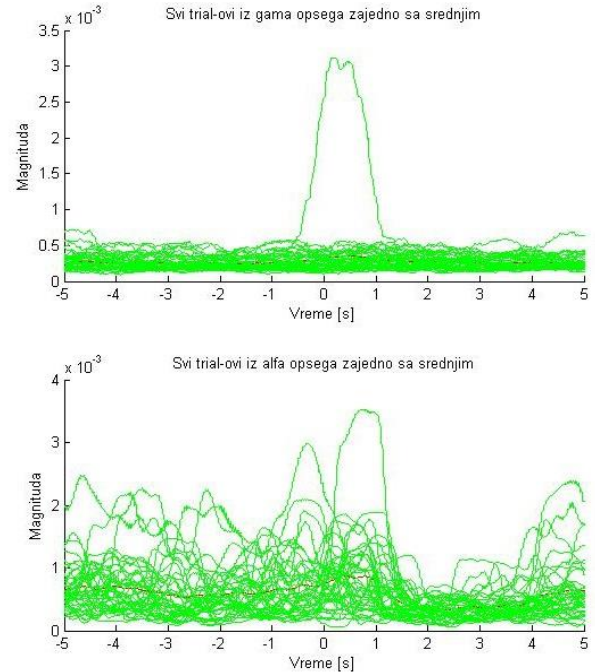
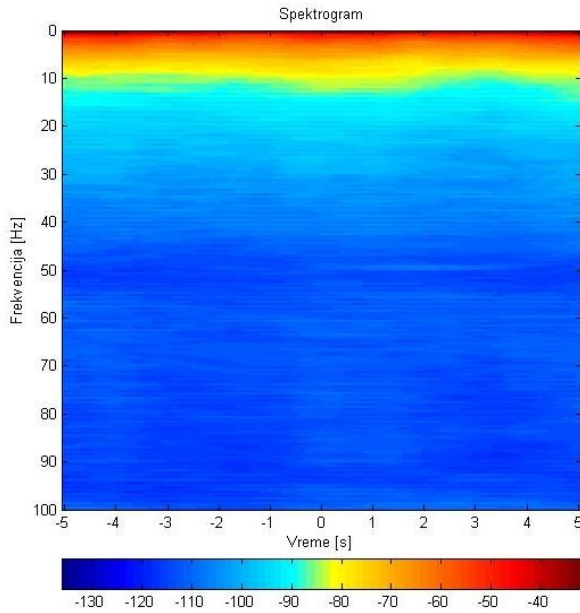
Ispitanik 3



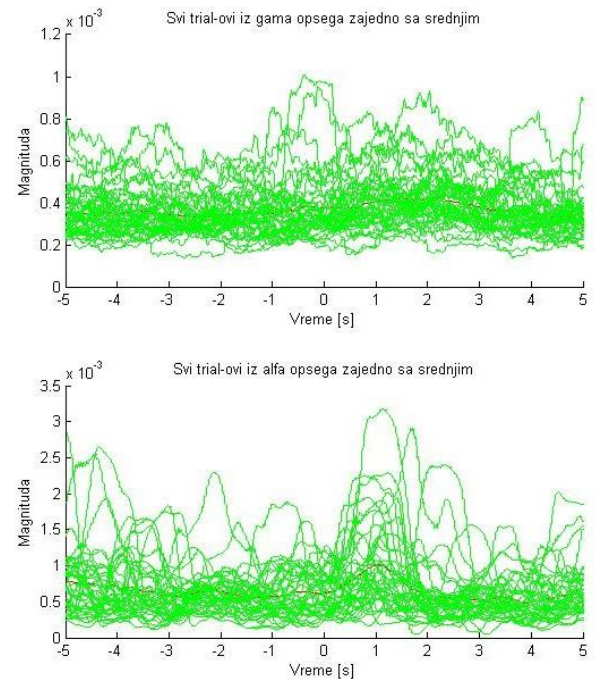
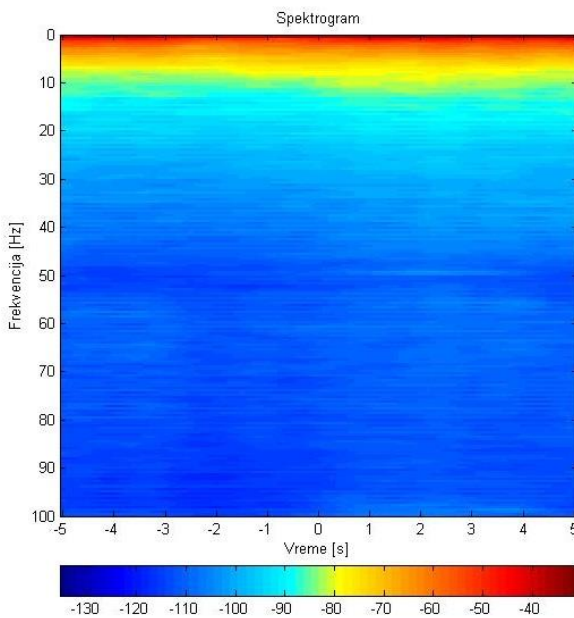
Slika 17. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial*-ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 1 – C3 ispitanika 3.



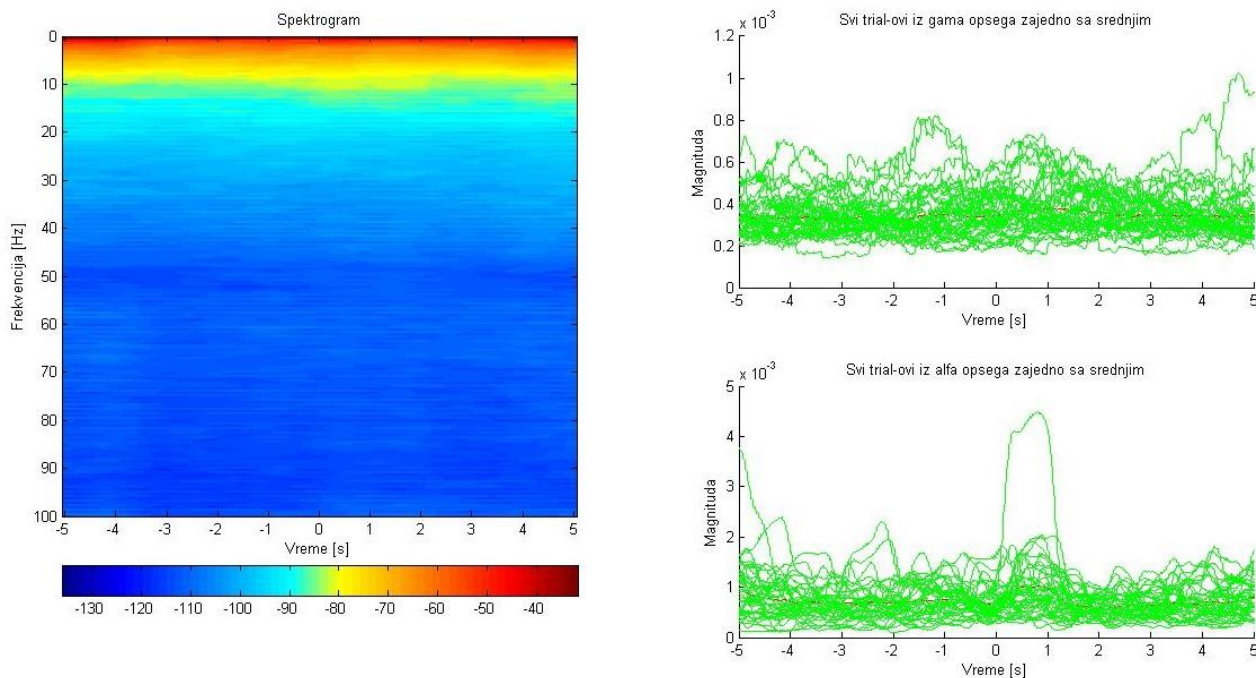
Slika 18. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial*-ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 2 – Cz ispitanika 3.



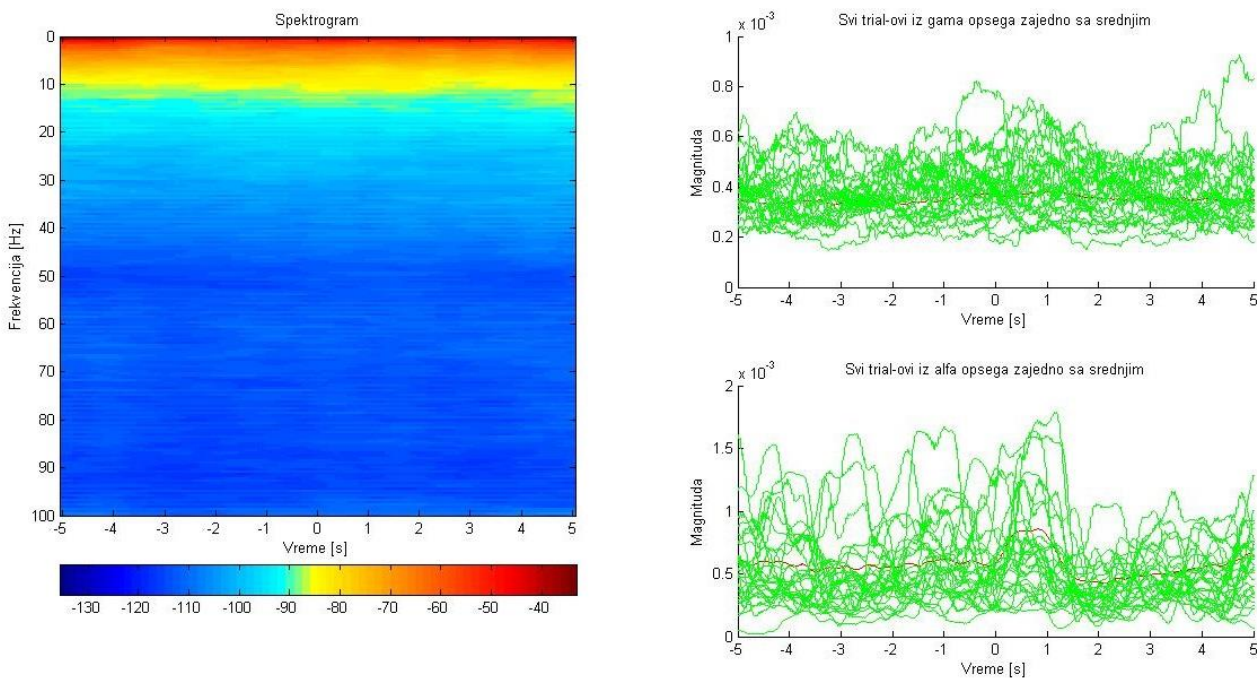
Slika 19. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 3 – C4 ispitanika 3.



Slika 20. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 4 – P3 ispitanika 3.

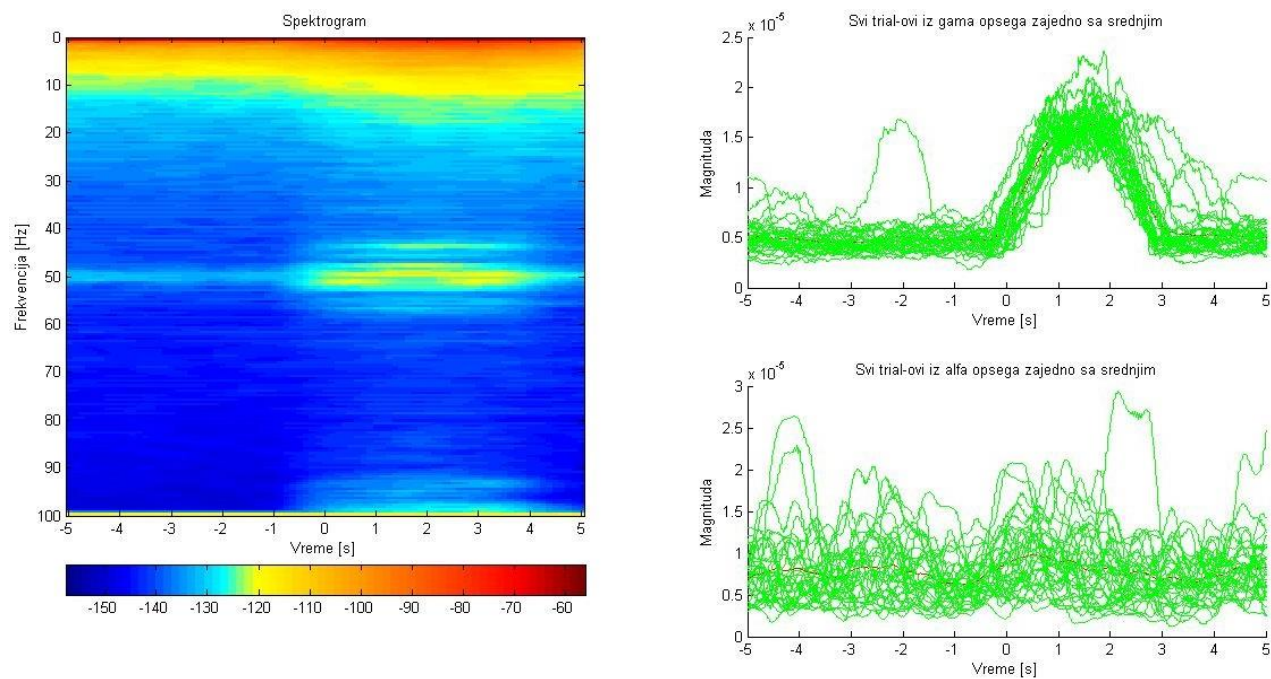


Slika 21. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 5 – Pz ispitanika 3.



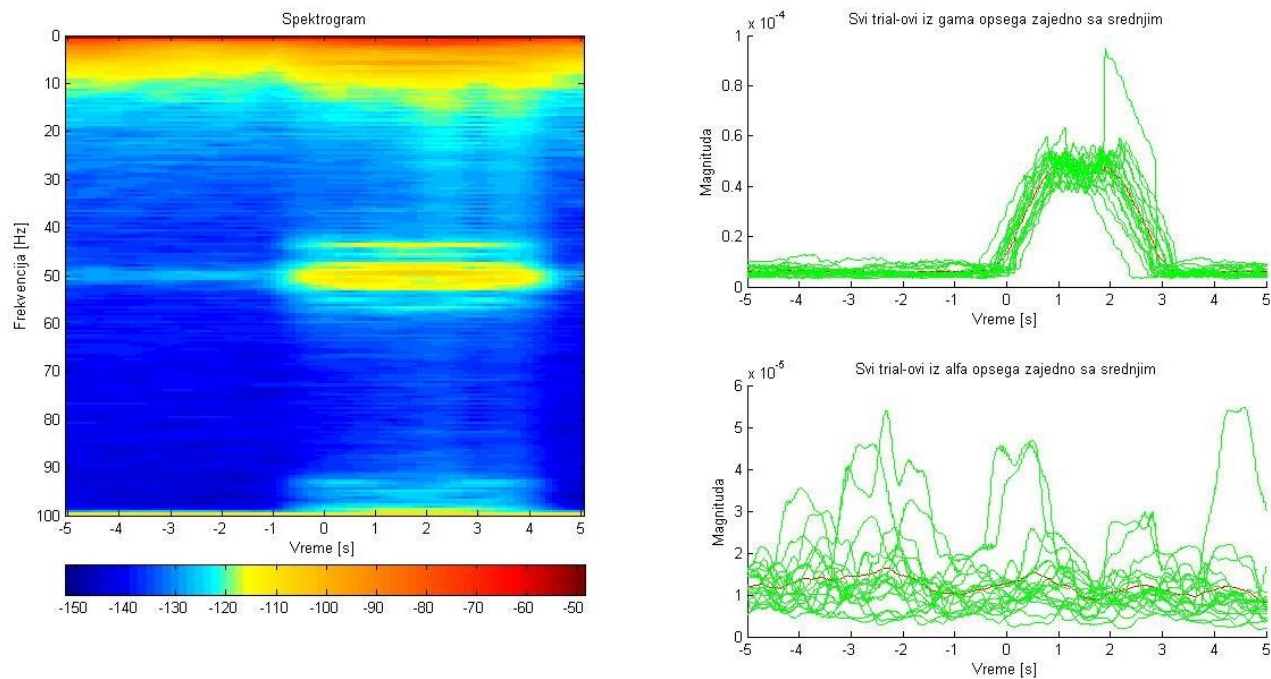
Slika 22. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 6 – P4 ispitanika 3.

Ispitanik 4



Slika 23. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 2 – Cz ispitanika 4.

Ispitanik 5



Slika 24. Prikaz srednjeg spektrograma, svih izdvojenih *trial* – ova signala zajedno sa srednjim u oblasti gama i alfa opsega respektivno, za kanal 2 – Cz ispitanika 5.

4 DISKUSIJA

U prethodnom poglavlju prikazani su rezultati merenja. Vidimo da se broj prikazanih kanala razlikuje među ispitanicima. Tokom određivanja trenutaka koji označavaju početak svake pojedinačne stimulacije potrebno je posmatrati spektrogram originalnog EEG signala. Korišćenjem *subplot*-a moguće je za svaku pojedinačnu stimulaciju utvrditi da li je ona izazvala pojavu šuma u spektrogramu, odnosno da li je artefakt stimulacije bio suviše jak tako da formira komponentu spektrograma koja se prostire duž čitavog posmatranog frekvencijskog opsega. Ukoliko je tako, tu stimulaciju je potrebno isključiti, kako bi se za određivanje *trial*-ova (samim tim i srednjeg spektrograma) posmatrale samo one stimulacije čiji se efekat na EEG signal ogleda samo u mogućim željenim promenama u gama i alfa opsezima EEG signala. Ukoliko je broj stimulusa po kanalu koji se ne mogu uzeti u obzir veliki ili su svi stimulusi stvarali artefakt, u spektrogramu će se pojaviti neželjena komponenta i rezultati za takve kanale nisu prikazani. Nažalost, u slučaju ispitanika 4 i 5 artefakt je za svaku poslatu povorku impulsa na svakom kanalu bio suviše izražen, tako da su priloženi rezultati samo za jedan kanal kako bi se to i pokazalo. U trenutku uključivanja stimulatora (nulti trenutak) javlja se aktivnost u spektrogramu u trajanju od nekoliko sekundi. Isti efekat moguće je uočiti i posmatranjem *trial*-ova, gde se javlja značajni porast snage i alfa i gama ritma. Zbog činjenice da se ta komponenta spektrograma javlja na svim frekvencijama posmatranog propusnog opsega, odnosno da je u trenutku uključivanja stimulatora došlo do povećanja snage i alfa i gama ritma, može se zaključiti da je to posledica isključivo artefakata stimulacije i nema nikakvu fiziološku reprezentaciju.

Posmatrajući rezultate prikazane za prvog ispitanika vidimo da se u spektrogramu na učestanostima alfa opsega (oko 11 Hz) može uočiti aktivnost koja se javlja oko nultog trenutka (koji označava početak stimulacije). Pojava ove komponente spektrograma nam ukazuje na postojanje pokreta koji je posledica funkcionalne električne stimulacije. Pokret počinje oko 2. sekunde za sva tri kanala. Isti zaključak može se izvući i iz priloženih *trial*-ova. Posmatrajući srednji *trial* može se uočiti pad snage u opsegu alfa ritma u trenutku koji odgovara početku izvođenja pokreta u spektrogramu. To potvrđuje postojanje pokreta koji nastaje kao posledica primene FES-a. Kašnjenje koje se javlja (pokret nastaje oko 2 sekunde posle uključivanja stimulatora) posledica je greške izdvajanja vremenskih trenutaka ručnom metodom primenom funkcije *ginput* i usrednjavanja po svim *trial*-ovima. Spektrogram u oblasti viših frekvencija trebalo bi da sadrži komponentu koja potiče od subjektivnog osećaja bola, a isti efekat bi trebalo da dovede do povećanja magnitude u anvelopi spektralne gustine snage. Nažalost, u vremenskom periodu nakon nultog trenutka nema uočljivijih promena ni u spektrogramu ni u

anvelopi PSD-a. Šum na 50 Hz, kao i viši harmonici, stvaraju komponentu spektrograma koja postoji duž čitavog posmatranog vremenskog intervala. Rezultat u opsegu alfa talasa dobijen u slučaju ispitanika 1 nije postignut kod sledećeg ispitanika (može se uočiti aktivnost na tim učestanostima, ali je ona posledica artefakta i ne može se smatrati validnom). Na slikama koje se odnose na ispitanike za koje je merenje urađeno u okviru Faradejevog kaveza komponenta na 50 Hz, koja potiče od spoljašnjih smetnji mreže je značajno smanjena ili čak skroz uklonjena. Kod ispitanika broj 3 moguće je na nekim kanalima (4 – 6) uočiti tragove aktivnosti u alfa opsegu EEG signala, ali ona nije dovoljno izražena da bi se mogla smatrati validnom. Ni za jednog ispitanika nije postignut željeni rezultat u gama opsegu EEG signala. Dodatni uzroci problema koji su nastali u realizaciji željenog rezultata pored već pomenutih artefakata stimulacije i mreže mogu biti starost elektroda i provodnog gela, čime se narušava impedansa kontakta.

5 ZAKLJUČAK

U okviru ovog izveštaja priloženi su i objašnjeni svi koraci neophodni za realizaciju istraživanja sa ciljem ispitivanja korelacije između subjektivnog osećaja bola i promena magnitude spektralne gustine snage alfa i gama talasa. Na osnovu toga moguće je doneti određene zaključke.

Iako su svi koraci pravilno ispunjeni, alfa ritam je bilo moguće detektovati samo kod određenih ispitanika, dok se u aktivnosti u opsegu gama ritma nisu mogle uočiti značajnije promene koje bi se mogle smatrati validnim.

Nastavak rada na projektu uključuje pospešivanje uslova merenja i uklanjanje svih mogućih uzroka koji su u dosadašnjoj realizaciji doveli do neželjenih rezultata.

6 LITERATURA

1. Z. G. Zhang, L. Hu, Y. S. Hung, A. Mouraux, G. D. Iannetti, Gamma-Band Oscillations in the Primary Somatosensory Cortex—A Direct and Obligatory Correlate of Subjective Pain Intensity, *The Journal of Neuroscience*, 2012, 32(22):7429–7438-7429.
2. Enrico Schulz, Andrew Zherdin, Laura Tiemann, Claudia Plant, Markus Ploner, Decoding an Individual's Sensitivity to Pain from the Multivariate Analysis of EEG Data, *Cerebral Cortex*, 2012, 22:1118-1123, doi:10.1093/cercor/bhr186.
3. Niko A. Buscha, Stefan Debener, Cornelia Kranczioch, Andreas K. Engel, Christoph S. Herrmann, Size matters: effects of stimulus size, duration and eccentricity on the visual gamma-band response, *Clinical Neurophysiology*, 2004, 115:1810–1820.
4. Laura Tiemann, Enrico Schulz, Joachim Gross, Markus Ploner, Gamma oscillations as a neuronal correlate of the attentional effects of pain, *International Association for the Study of Pain*, 2010, 150: 302–308.
5. H. E. Rossiter, S. F. Worthen, C. Witton, S. D. Hall, P. L. Furlong, Gamma oscillatory amplitude encodes stimulus intensity in primary somatosensory cortex, *Front. Hum. Neurosci*, 2013, 7:362. doi: 10.3389/fnhum.2013.00362.
6. Lars Timmermann, Markus Ploner, Katrin Hauke, Frank Schmitz, Rüdiger Baltissen, Alfons Schnitzler Differential Coding of Pain Intensity in the Human Primary and Secondary Somatosensory Cortex, *The American Physiological Society*, 2001, 0022-3077.
7. Mirjane B. Popović, *Akvizicija elektrofizioloških signala*, Autorizovane beleške sa predavanja na predmetu OS3AES, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet, 2013.
8. <http://bio3520.nicerweb.com/Locked/chap/ch03/neuron.html>, jul 2014.
9. Popović DB, Popović MB, Janković M. Biomedicinska merenja i instrumentacija, *Akademski misao*, Beograd, Ed. 2, p. 239, 2010.
10. Mirjane B. Popović, *Metode analize elektrofizioloških signala*, Autorizovane beleške sa predavanja na predmetu OS4MAS, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet, 2013.

11. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:21_electrodes_of_International_10-20_system_for_EEG.svg, jul 2014.
12. http://media.lanecce.edu/users/thorpeb/pta101lab/FoundationsofEstim/FoundationsofEstim_print.html, jul 2014.
13. <http://autism-aba.blogspot.com/2013/04/detecting-from-brain-activity.html>, jul 2014.
14. Open-I, U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health, pretraživač biomedicinskih slika openi.nlm.nih.gov, jul 2014.

PRILOG A – Merna oprema

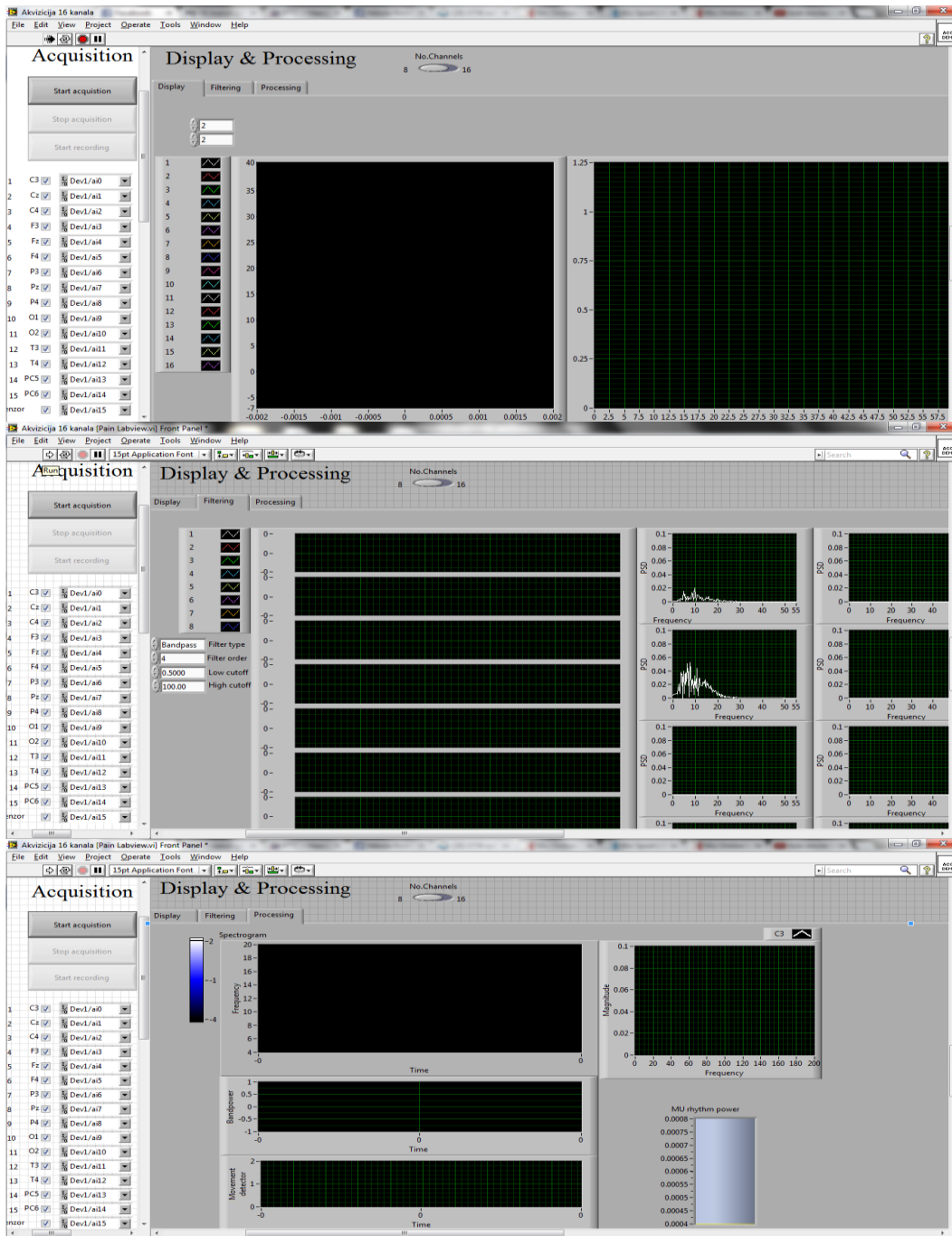
- Računar
- Pojačavači elektrofizioloških signala Contact (Contact Precision Instruments, Cambridge, Massachusetts, USA) i gBSamp (g.tec, medical engineering GmbH, Schiedlberg, Austria)
- Deset Ag/AgCl Ambu Neuroline 720 elektrode (Ambu, Ballerup, Denmark)
- EEG kapa (Electro-Cap International, Inc, Eaton, Ohio, USA) sa 32 elektrode
- Konektori za elektrode
- Funkcionalni električni stimulator INTFES (Tecnalia Research & Innovation, San Sebastian, Spain)
- Dve matrične elektrode (katoda) i anoda
- Provodni gel za ostvarivanje boljeg kontakta elektroda – koža

PRILOG B – Instrukcije za korišćenje stimulatora

Na početku je potrebno postaviti elektrode (katodu i anodu) na kožu, povezati ih sa stimulatorom a potom uključiti stimulator. Obavezno pre upotrebe proveriti stanje baterije!
Postavljanje elektroda:

1. Abrazivnim sredstvom očistiti predeo kože na koji se postavljaju elektrode
2. Naneti sloj provodnog gela na obe elektrode
3. Staviti pojas (za pričvršćivanje elektroda) oko ruke
4. Postaviti elektrode
5. Postaviti pojas preko elektroda kako bi se elektrode fiksirale
6. Povezati elektrode konektorima sa stimulatorom
7. Uključiti stimulator

PRILOG C – Izgled korisničkog interfejsa programa “Pain LabView” realizovanog u Lab View programskom paketu



Slika 25. Izgled korisničkog interfejsa programa za akviziciju „Pain LabView“.

PRILOG D – Program za analizu i obradu EEG signala realizovan u okviru Matlab programskog paketa

```
clear all
close all
clc
% učitavanje .txt fajla sa signalima
d=uiigetfile('*.txt','Izaberite fajl po zelji');
data=load(d);
figure(888);
for k=1:6
    eeg=data(:,k); % izbor kanala
N=length(eeg); % broj odbiraka
fs=500; % frekvencija odabiranja
time=(0:N-1)/fs; % vremenska osa
% prikaz izabranog kanala (EEG signal)
figure()
plot(time(1:10000),eeg(1:10000));
title('EEG signal');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Napon [V]');
    emg=data(:,7); % sedmi kanal (EMG)
% prikaz osmog kanala (EMG signal)
figure()
plot(time,emg);
title('EMG signal');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Napon [V]');
% Primena Butterworth filtra (gama ritam)
low=55; % donja cut-off frekvencija
high=95; % gornja cut-off frekvencija
Wn=[(low/(fs/2)) (high/(fs/2))];
red_filtra=4; % red filtra
[b2,a2]=butter(red_filtra,Wn); % Butterworth-ov filter propusnik opsega
eegG=filtfilt(b2,a2,eeg); % primena filtera na signal koriscenjem filtfilt
funkcije
% prikaz isfiltriranog EEG signala u gama opsegu
figure()
plot(time,eegG);
title('Isfiltrirani EEG signal');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Napon [V]');
eegS=eeg.^2;
%odredjivanje anvelope snage opriginalnog EEG signala, EEG signala u gama
opsegu
% i EMG signala
EEGG=eegG.^2;
EMG=emg.^2;
prozor=500;
EEGGp=smooth(EEGG,prozor);
EMGp=smooth(EMG,prozor);
EEGS=smooth(eegS,prozor);
% primena Butterworth filtra (alfa ritam)
low1=8; % donja cut-off frekvencija
```

```
high1=13; % gornja cut-off frekvencija
Wn1=[(low1/(fs/2)) (high1/(fs/2))];
[b1,a1]=butter(red_filtra,Wn1);
eegALPHA=filtfilt(b1,a1,eeg);
% anvelopa EEG signala u opsegu alfa ritma
EEGA=eegALPHA.^2;
EEGAp=smooth(EEGA,prozor);
% odredjivanje spektrograma originalnog EEG signala
sirina=2*fs;
korak=fs/10;
win=window(@hann,sirina); %disp('hann window used for spectrograms')
noverlap=sirina-korak; % sirina preklapanja dve susedne prozorske f-je
[S,F,T,P]=spectrogram(eeg,win,noverlap,[],fs);
% prikaz anvelopa EEGa u opsegu gama ritma
figure()
plot(time,EEGp,'g');
title('Anvelopa gama ritma EEG signala');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Magnituda');
% prikaz anvelopa EMGa i prikaz spektrograma, na osnovu koga se iz EMGa
% primenom funkcije ginput izdaju samo one stimulacije koje nisu dovele
% do pojave suma
figure()
subplot(2,1,1);
imagesc(T,F,10*log10(P));
colorbar('horizontal');
ylim([0 200]);
colormapeditor
subplot(2,1,2);
plot(time,EMGp,'r');
title('Anvelopa EMG signala');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Magnituda');
xlim([0 max(time)]);
[x,y]=ginput;
% prikaz anvelopa EEGa u opsegu gama ritma
figure()
plot(time,EEGAp);
title('Anvelopa alfa ritma EEG signala');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Magnituda');
% izdavanje trial-ova iz gama opsega, alfa opsega i originalnog EEG
% signala
X=x.*fs;
N1=5001;
time3=(0:N1-1)/fs;
time3=time3-5;
prozor2=fs;
figure();
for i=1:length(x)
    pom=X(i);
    eegGSEQ(i,:)=EEGp(pom-2500:pom+2500); % 10000 odbiraka pre i posle
    eegASEQ(i,:)=EEGAp(pom-2500:pom+2500); % tj 5s pre i posle (fs=2000)
    eegSSEQ(i,:)=EEG(S(pom-2500:pom+2500));
    subplot(6,9,i);
```

```
hold on
plot(time3,eegGSEQ(i,:), 'g');
plot(time3,eegASEQ(i,:), 'r');
legend('gama ritam', 'alfa ritam');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Magnituda');
title('Anvelopa EEG signala');
end;
eegGSEQ_mean=mean(eegGSEQ);
eegASEQ_mean=mean(eegASEQ);
% prikaz srednjeg spektrograma, svih trial-ova zajedno sa srednjim u gama i
% alfa opsegu na jednoj figuri
figure;
subplot(2,2,[1,3]);
[S_fin,f_new,time_new,P_fin,PP]=MEANSPECTROGRAM_NEW3(eegSSEQ,fs,2*fs,fs/10,time3);
colorbar('horizontal');
xlabel('Vreme [s]');ylabel('Frekvencija [Hz]');
title('Spektrogram');
ylim([0 100]);
colormapeditor
subplot(2,2,2);
hold on
plot(time3,eegGSEQ_mean, 'r');
for i=1:length(x)
    plot(time3,eegGSEQ(i,:), 'g');
end;
title('Svi trial-ovi iz gama opsega zajedno sa srednjim');
ylabel('Magnituda');xlabel('Vreme [s]');
subplot(2,2,4);
hold on
plot(time3,eegASEQ_mean, 'r');
for i=1:length(x)
    plot(time3,eegASEQ(i,:), 'g');
end;
title('Svi trial-ovi iz alfa opsega zajedno sa srednjim');
ylabel('Magnituda');xlabel('Vreme [s]');
% prikaz srednjih dobijenih spektrograma za sve kanale
figure(888);
subplot(2,4,k);
[S_fin1,f_new1,time_new1,P_fin1,PP1]=MEANSPECTROGRAM_NEW3(eegSSEQ,fs,2*fs,fs/10,time3);
title(['Prikaz srednjeg spektrograma dobijenog za',num2str(k),'. kanal']);
colorbar('horizontal');
ylim([0 30]);
colormapeditor; end;
```