

Elektrotehnički fakultet  
Univerzitet u Beogradu

Katedra za signale i sisteme

# DIPLOMSKI RAD

Primena EEG-a pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji

**mentor**

prof. dr Mirjana B. Popović

**kandidat**

Borjana Đ. Bogdanović, 2010/0170

Beograd, jul 2014. godine

## PREDGOVOR

Ovaj diplomski rad bazira se na problematici u oblasti predmeta Metode analize elektrofizioloških signala (OF4MAS), koji sam slušala u sedmom semestru u toku školske 2013/2014 godine na osnovnim akademskim studijama Elektrotehničkog fakulteta kod prof. dr Mirjane Popović. Ovaj rad ima ulogu nastavka projekta u saradnji sa kolegicom Vladislavom Bobić “Detekcija komponenti EEG signala vezanih za subjektivni osećaj bola”, predstavljenog u martu 2014, u okviru globalne kampanje *Brain Awareness Week* (BAW) održane na Elektrotehničkom fakultetu, na Univerzitetu u Beogradu, a pod okriljem filantropske organizacije *The Dana Foundation* (New York, NY, USA).

Tema rada je deo projekta #175016 “EFEKTI ASISTIVNIH SISTEMA U NEURO-REHABILITACIJI: OPORAVAK SENZORNO-MOTORNIH FUNKCIJA“, koji finansira MPNTR Republike Srbije u periodu 2011-2014, a čiji je rukovodilac prof. dr Mirjana Popović.

Ovaj diplomski rad ima 40 strana, 14 slika i 5 tabela. Lista referenci uključuje 9 bibliografskih jedinica. Na kraju rada u Prilogu A priložen je programski kod korišćen za analizu snimljenih signala.

Praktični deo diplomskog rada realizovan je u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije na Univerzitetu u Beogradu - Elektrotehničkom fakultetu, kao i u Računarskoj učionici za psihologiju pamćenja i mišljenja na Univerzitetu u Beogradu – Filozofskom fakultetu.

## REZIME RADA

U ovom radu, razmatrani su alfa i gama ritmovi EEG signala, odnosno njihove oscilacije, nastale u toku funkcionalne električne stimulacije sa variranim parametrima, koji su kod ispitanika izazivali subjektivni osećaj blage neprijatnosti pri manjim amplitudama stimulusa, ili bol niskog intenziteta pri višim amplitudama stimulusa. Poenta praćenja ovih EEG ritmova, karakterističnih za budno opušteno mentalno stanje (alfa ritam) i izrazito jaku mentalnu aktivnost (gama ritam), bila je detekcija korelacije nastalih oscilacija u ova dva opsega EEG-a i subjektivnog osećaja ispitanika pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji. Naime, pri pojavi električnog stimulusa koji izaziva neprijatnost ili bol, bio je očekivan pad aktivnosti u alfa ritmu EEG-a, a nasuprot tome, porast aktivnosti u gama ritmu EEG-a. Ispitivana korelacija imala bi svrhu u daljem projektovanju potencijalne uloge EEG-a (preciznije: uzrokovanih promena u alfa i gama ritmovima) u poboljšanju funkcionalne električne stimulacije kao same metode, pri čemu bi EEG mogao predstavljati direktni indikator subjektivnog osećaja ispitanika tokom stimulacije i tako korigovati njene parametre.

Dobijeni rezultati, međutim, velikim delom nisu bili prihvatljivi, odnosno nisu adekvatno prikazali predviđene promene u alfa i gama ritmovima pri primenjenoj stimulaciji. Uzrok neprihvatljivosti rezultata u okviru ovog istraživanja su artefakti najverovatnije nastali usled neodgovarajućih uslova merenja, kao i artefakti potekli od same stimulacije. Ipak, prikazani rezultati prihvaćeni su samo kao inicijalni neuspeh, koji će, uz poboljšanje uslova merenja i dalju upornost, biti ispravljen novijim, adekvatnim, rezultatima, koji će moći da potvrde očekivanu korelaciju i pokažu moguću ulogu EEG-a pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji.



## ZAHVALNICA

Zahvaljujem se mentoru prof. dr Mirjani Popović, koja je pratila celokupan proces nastajanja ovog diplomskog rada i svojim savetima i entuzijazmom usmeravala me kako da prevaziđem probleme koji bi se javili prilikom izrade diplomskog rada. Zahvalnost dugujem i MSc Andreju Saviću, studentu doktorskih studija na ETF-u, na nesebičnoj pomoći svojim iskustvom sa radom na sličnom problemu. Posebno se zahvaljujem svojoj kolegici Vladislavi Bobić, koja mi je bila stalan partner u praktičnom delu ovog diplomskog rada, odnosno svim neophodnim merenjima. Konačno, hvala svim ispitanicima na dobroj volji i učešću.

Borjana Đ. Bogdanović

U Beogradu, jul 2014.

## SADRŽAJ

PREDGOVOR .....	2
REZIME RADA .....	3
ZAHVALNICA .....	4
SADRŽAJ .....	5
1 UVOD .....	7
2 EEG I FES.....	9
2.1 Moždani signali i Elektroencefalografija (EEG).....	9
2.1.1 Moždani signali .....	9
2.1.2 EEG .....	12
2.1.3 Sistemi za akviziciju EEG .....	14
2.2 Funkcionalna električna stimulacija (FES) .....	16
2.2.1 Mehanizam FES .....	16
2.2.2 Parametri FES.....	17
3 METODOLOGIJA RADA .....	20
3.1 Ispitanici .....	20
3.2 Merna oprema .....	21
3.3 Procedura merenja.....	23



3.4 Analiza merenih signala .....	25
4 REZULTATI.....	29
5 DISKUSIJA .....	33
6 ZAKLJUČAK.....	36
7 LITERATURA .....	37
PRILOG A .....	38

## 1 UVOD

Do danas, u svetu je projektovan veliki broj sistema i uređaja, bilo sa svrhom asistencije ljudima sa posebnim potrebama, bilo sa svrhom direktnog upravljanja dodatnim sistemima, korišćenjem samo električnih moždanih talasa. Dakle, osim kao fiziološki indikatori pojedinih mentalnih i patoloških stanja, moždani talasi našli su primenu i kao upravljački signali u sistemima zasnovanim na komunikaciji između ljudskog mozga i računara, poznatim kao *Brain Computer Interface* sistemima (BCI).

Ovaj diplomski rad ima za cilj analiziranje mogućnosti primene posebne vrste električnih moždanih signala, odnosno EEG signala (o kojima će biti reči u poglavlju 2.1), pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji perifernih nervnih struktura (o kojoj će biti reči u poglavlju 2.2). U ovom radu, razmatraju se alfa i gama ritmovi EEG signala (objašnjeni u poglavlju 2.1.2) i njihove promene pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji variranih parametara, koji kod ispitanika izazivaju subjektivni osećaj neprijatnosti pri nižim amplitudama stimulusa, odnosno osećaj slabijeg bola pri višim amplitudama primenjenih električnih stimulusa. Ovaj rad bavi se istraživanjem postojanja direktne korelacije nastalih oscilacija u pomenutim EEG ritmovima i subjektivnog osećaja ispitanika tokom primenjene funkcionalne električne stimulacije, kao i ulogom koju uzrokovane promene u EEG-u ispitanika mogu imati u poboljšanju funkcionalne električne stimulacije kao same metode, eventualnom primenom BCI sistema.

Praktičan deo ovog diplomskog rada uključuje:

- funkcionalnu električnu stimulaciju (FES);
- akviziciju EEG signala tokom primenjene funkcionalne električne stimulacije;
- *offline* obradu zabeleženih EEG signala (program za detekciju i izdvajanje alfa i gama aktivnosti iz EEG-a, kao i ispitivanje korelacije između nastalih oscilacija u izdvojenim ritmovima EEG-a i subjektivnog osećaja ispitanika pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji).

Borjana Đ. Bogdanović  
**Primena EEG-a pri funkcionalnoj električnoj  
stimulaciji**





## 2 EEG I FES

U ovom poglavlju izložene su teorijske osnove o električnoj moždanoj aktivnosti, sa fokusom na EEG (karakteristični ritmovi, sistemi za akviziciju i metode obrade), kao i teorijske osnove o funkcionalnoj električnoj stimulaciji (FES) i njenim karakterističnim parametrima.

### 2.1 Moždani signali i Elektroencefalografija (EEG)

#### 2.1.1 Moždani signali

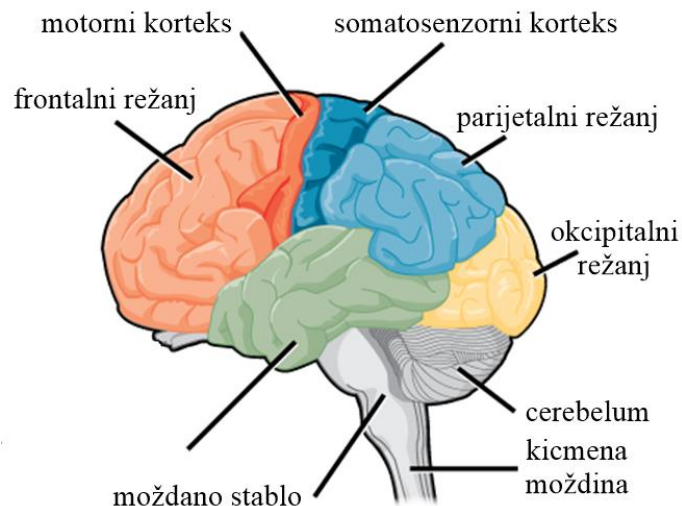
„Moždani signali“ je termin na koji se često može naići u praksi biomedicinskih inženjera i lekara. Pod moždanim, odnosno elektrofiziološkim moždanim signalima, misli se na električnu aktivnost ćelija i tkiva u mozgu, koja, zapravo, predstavlja zbirno dejstvo velikog broja akcionih potencijala nervnih ćelija u mozgu. U neuronima (nervnim ćelijama), akcioni potencijal, tj. napon unutrašnjosti ćelije u odnosu na vanćelijsku tečnost, igra glavnu ulogu u međućelijskoj komunikaciji centralnog nervnog sistema.

Centralni nervni sistem (CNS) deo je nervnog sistema koji obuhvata mozak i kičmenu moždinu. Pored centralnog, postoji još i periferni nervni sistem (PNS), koji se sastoji od aferentnih i eferentnih nervnih ćelija, odnosno nervnih ćelija koje vode ka i od centralnog nervnog sistema, respektivno. U ovom radu, glavna tema se odnosi na električnu aktivnost nervnih ćelija mozga, pa ćemo se više pozabaviti njegovom organizacijom i karakteristikama.

Mozak čini više celina: moždano stablo (čine ga produžena moždina ili *medula* i srednji mozak ili *pons*), cerebelum (latinska reč za „mali mozak“), talamus, hipotalamus i cerebrum (latinska reč za „mozak“).

Cerebrum se sastoji iz leve i desne cerebralne hemisfere, koje su međusobno povezane, ali nemaju identične funkcije. Unutrašnjost cerebruma ispunjavaju aksoni i dendriti nervnih ćelija, prekriveni mijelinskim omotačem, što im daje belu boju, te se popularno ova masa naziva „belom masom“. „Belu masu“ prekriva „siva masa“, što je popularni naziv za sloj ispunjen kapilarima i somama nervnih ćelija (*soma* je grčka reč za „telo“), koje su sive boje. Ovaj površinski sloj cerebruma naziva se cerebralni korteks, i upravo se njegova električna aktivnost snima u kliničkim i istraživačkim ispitivanjima. Veliki broj ovih ispitivanja pokazao je da različite oblasti cerebralnog korteksa ispoljavaju intenzivnije električne aktivnosti pri određenim mentalnim i patološkim stanjima, događajima ili funkcijama, pa je iz tog razloga nastala podela cerebralnog korteksa na režnjeve: frontalni, parijetalni, okcipitalni i temporalni. [1]

Frontalni režanj integriše motorni korteks, gde nastaju svi voljni pokreti, pri čemu deo motorne oblasti u desnoj hemisferi upravlja pokretima leve strane tela i obrnuto. Parijetalni režanj integriše somatosenzorni korteks, gde se procesira većina senzornih signala. Okcipitalni režanj integriše vizuelni deo korteksa i centre za orijentaciju u prostoru. Konačno, temporalni režanj integriše auditorni i olfaktorni deo korteksa. [1] Prikaz podele cerebralnog korteksa na režnjeve dat je na slici ispod.



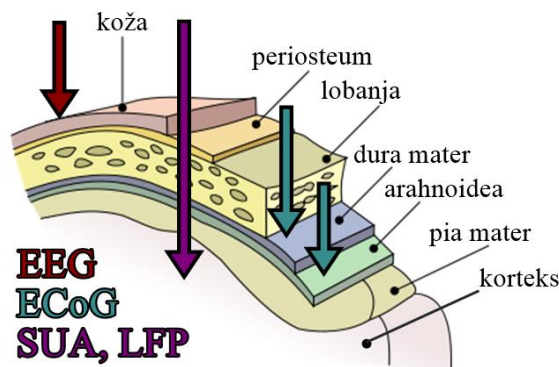
Slika 1 Režnjevi cerebralnog korteksa (izvor slike: *OpenStax College, Houston, Texas*, [cnx.org](https://cnx.org) - pristupljeno jula 2014; slika je prilagođena potrebama ovog diplomskog rada)

Električna aktivnost cerebralnog korteksa generalno se odvaja u dve kategorije:

- spontana ritmička aktivnost koja kontinualno postoji tokom čitavog života pojedinca;
- izazvana (evocirana) aktivnost, tzv. evocirani potencijali (EP), koji su karakteristični za bilo kakvu vrstu intelektualnog događaja ili pobude (senzornu ili motornu) i koji su konačnog vremena trajanja.

Ova spontana kontinualna električna aktivnost može se snimati na više načina i sa više lokacija, pa se tako razlikuju:

- Elektroencefalografija (EEG) – merenje električne aktivnosti cerebralnog korteksa površinskim elektrodama na koži glave (*encephalon* je grčka složenica i znači „unutar glave“);
- Elektrokortikografija (ECoG) – merenje električne aktivnosti cerebralnog korteksa površinskim elektrodama na površini korteksa, ispod lobanje; može biti epiduralna (ako se merenje vrši na površini sloja koji se naziva *dura mater*) i subduralna (ako se merenje vrši ispod sloja *dura mater*);
- Elektrosubkortikografija – merenje električne aktivnosti mikroelektrodama u samom korteksu; ova metoda može da podrazumeva snimanje aktivnosti pojedinačnih neurona (usvojena skraćenica je SUA zbog engleskog prevoda *single-unit activity*), ili može da podrazumeva snimanje električnih potencijala vanćelijskog prostora u neposrednoj blizini neurona (usvojena skraćenica je LFP zbog engleskog prevoda *local field potential*). [2]



Slika 2 Slojevi čovečije glave i mozga sa naznačenim mestima snimanja EEG, ECoG, SUA i LFP (izvor slike: [en.wikipedia.org](http://en.wikipedia.org) - pristupljeno jula 2014; slika je prilagođena potrebama ovog diplomskog rada)

Od gore pomenutih metoda, samo snimanje EEG spada u neinvazivne metode merenja električne moždane aktivnosti, dok snimanje ECoG spada u poluinvazivne metode, a snimanje SUA i LFP smatra se potpuno invazivnim. Kao postignut efekat ove (ne)invazivnosti služe podaci iz tabele ispod. Vidi se da se sve invazivnijim metodama dobijaju bolja prostorna rezolucija i viša amplituda izmerenog naponskog signala, što je direktna posledica smanjene količine smetnji (u vidu različitih slojeva tkiva) na putu od mesta generisanja do mesta akvizicije tog električnog signala.

Tabela 1 Poređenje prostorne rezolucije i amplitude naponskog signala za različite metode merenja električne moždane aktivnosti

Metoda snimanja	Prostorna rezolucija	Amplituda signala
EEG	~ 1 cm	~ 100 $\mu$ V
ECoG	~ 1 mm	~ 1 mV
SUA, LFP	~ 1 $\mu$ m	~ 10 mV

### 2.1.2 EEG

EEG, kao električni signal koji potiče od spontane aktivnosti cerebralnog korteksa, klasifikuje se u kontinualne stohastičke signale. Međutim, iako se može opisati kao neregularan, EEG ispoljava karakteristične (uslovno rečeno, regularne) ritmove za određena stanja moždane aktivnosti, ili pri određenim pobudama (senzornim ili motornim) i događajima. Karakterističnost ovih ritmova ogleda se u približno određenim granicama frekvencijskog i amplitudskog spektra signala. Frekvencija normalnog EEG signala kreće se između 0.5 Hz i, otprilike, 50 Hz, pri čemu se na osnovu karakterističnih frekvencijskih opsega mogu izdvojiti čak sedam EEG ritmova moždanih talasa: alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) ili beta I, gama ( $\gamma$ ) ili beta II, delta ( $\delta$ ), teta ( $\theta$ ) i mi ( $\mu$ ). Amplitude ovih EEG ritmova su uglavnom ispod 50  $\mu$ V (beta ritam, kao ritam sa najmanjom

srednjom amplitudom, ne prelazi 30  $\mu\text{V}$ ), mada postoje mentalna stanja i događaji pri kojima EEG ritmovi delta i teta mogu da idu i do 200  $\mu\text{V}$ . Tabela EEG ritmova i njihovih karakteristika data je ispod. [2]

Tabela 2 Karakteristični EEG ritmovi i osobine

EEG ritam	Frekvencijski opseg [Hz]	Posebno aktivirana oblast	Kortikalna aktivnost
alfa ( $\alpha$ )	8 – 13	okcipitalni režanj	opušteno budno stanje zatvorenih očiju
beta ( $\beta$ )	14 – 30	frontalni, parijetalni režanj	aktivna stanja, koncentracija
gama ( $\gamma$ )	30 – 100	somatosenzorni korteks	veoma intenzivna mentalna aktivnost
delta ( $\delta$ )	0,5 – 4	frontalni/zadnji parijetalni režanj*	u budnom stanju kod dece, u snu kod odraslih**
teta ( $\theta$ )	4 – 7	parijetalni, temporalni režanj	hipnoza, lucidni snovi
mi ( $\mu$ )	9 – 11	motorni korteks	fizički napor

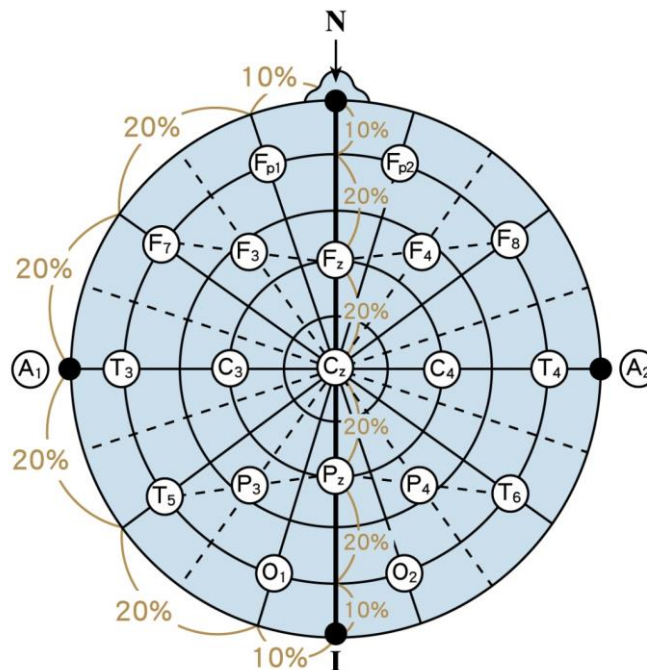
\* delta talasi se javljaju u frontalnom režnju kod odraslih, a u zadnjem delu parijetalnog režnja kod dece

\*\* delta talasi kod odraslih u budnom stanju smatraju se patološkim

Promene u EEG aktivnosti izazvane bilo kakvom vrstom stimulacije (električnom, vizuelnom, auditivnom ili magnetskom) nazivaju se evocirani potencijali (EP). U odnosu na pobudu, evocirani potencijali se javljaju sa otprilike sličnim kašnjenjem; oni su ponovljivi signali. Njihov frekvencijski spektar se poklapa sa frekvencijskim spektrom EEG aktivnosti, međutim, ovi signali nisu međusobno korelisani. Evocirani potencijali su male amplitude (0,5 – 100  $\mu\text{V}$ ) i superponiraju se na spontanu moždanu aktivnost (EEG). [2] Kako bi se evocirani potencijali mogli izdvojiti iz EEG-a, potrebno je što veće pojačanje signala.

### 2.1.3 Sistemi za akviziciju EEG

U svetu je usvojena određena standardizacija vezana za akviziciju EEG-a, koja se pre svega odnosi na međusobna rastojanja i položaj površinskih elektroda (najčešće se koriste površinske elektrode), kojima se snima moždana aktivnost, u odnosu na lobanju. Naime, usvojen je međunarodni standardni sistem „10-20“, koji definiše tačan položaj elektroda, pri čemu su brojevi 10 i 20, zapravo, procenti dužine obima EEG kape, čija je glavna funkcija fiksiranje površinskih elektroda na skalpu, kako bi se uklonili eventualni artefakti u signalu od pomeranja, kao i radi precizno definisanih pozicija elektroda i ponovljivosti merenja na identičnim lokacijama. U praksi se koristi nekoliko standardizovanih veličina EEG kapa, koje mogu imati 32, 64, 128, ili čak 256 elektroda. Prikaz „10-20“ sistema dat je na slici ispod. Takođe, osim prikazanih, moguće su dodatne pozicije elektroda, koje se onda postavljaju na unapred definisane lokacije geometrijski između osnovnih pozicija elektroda.



Slika 3 „10-20“ sistem (izvor slike: [5])



Kao što može da se primeti sa slike, parni brojevi elektroda, odnosno njihovih položaja, rezervisani su za desnu hemisferu, a neparni za levu. Položaji na centralnoj liniji, koja povezuje nos (obeležje na slici je „N“ od *nasion*) i potiljak (obeležje na slici je „I“ od *inion*), obeleženi su malim slovom „z“ (od engleske reči *zero*) pored obeležja regiona, odnosno zone. Slova „F“, „P“, „T“, „O“ i „C“ odgovaraju frontalnom, parijetalnom, temporalnom, okcipitalnom i centralnom regionu, respektivno. Sistem predviđa i dve elektrode, duž auralne linije, na ušnim školjkama (A1 i A2), gde je moždana aktivnost najslabija, pa se ove pozicije u nekim slučajevima rezervišu za referentne elektrode. Usvojeno je pravilo da manji broj pozicije znači manju udaljenost od centralne linije.

Elektrode koje se koriste za snimanje EEG-a najčešće su površinske Ag/AgCl elektrode. Ove elektrode imaju prednost jer pri polarizaciji ne dolazi do pojave jednosmernih napona, pa ne dolazi ni do zasićenja ulaznog stepena pojačavača. [2] Elektrode su fiksirane na kapi i imaju otvore u sredini, koji služe da se kroz njih ubrizga provodna pasta ili gel, sve u cilju ostvarivanja boljeg kontakta elektroda-tkivo. S obzirom na nisku amplitudu EEG signala, veoma je bitno ostvariti što nižu impedansu elektroda (idealno ispod 5 k $\Omega$ , ali je merenje moguće i za veće vrednosti impedanse), kako bi se mogao izdvojiti koristan signal iz šuma. U cilju ostvarivanja ovako niske impedanse kontakta elektroda-tkivo, primenjuje se čišćenje kože, slabija abrazija kože i, svakako, dovoljna količina provodnog gela. Takođe, potrebno je što je više moguće eliminisati smetnje koje potiču od okruženja, pa je npr. pogodno vršiti merenja u Faradejevom kavezu.

EEG se može meriti unipolarno (u odnosu na referentnu elektrodu) i bipolarno (između određenih elektroda). Često se praktikuje da se referentna tačka formira povezivanjem svih elektroda u jednu tačku preko mreže otpornika (čija je srednja otpornost reda 100 k $\Omega$ ). [1] Ukoliko se, ipak, za referentnu elektrodu izabere jedna elektroda na slabo aktivnoj lokaciji, u tom slučaju dolazi do male sistematske greške usled smanjenja amplitude EEG-a na mestima koja su bliža referentnoj elektrodi. Doduše, svako rešenje povlači za sobom određene posledice, koje je bitno uzeti u obzir pri analizi snimljenih podataka kasnije.

Iz svake elektrode izlazi provodnik, a svi pojedinačni provodnici na vrhu glave grupisani su u jedan kabl, koji vodi do EEG uređaja, tačnije do predpojačavača. Za ova snimanja, bitno je da predpojačavač ima što veći faktor potiskivanja zajedničkog signala (uglavnom veći od 120



db) i pojačanje veće od 1000. [1] Uloga ovako velikog pojačanja je da pojača signal dovoljno, kako bi se on mogao efikasno izdvojiti od artefakta. Sledeći stepen je pojačavač, koji je zapravo operacioni pojačavač sa ulogom da signal prilagodi uređaju za registrovanje (računaru). Slede filtri (analogni ili digitalni, zavisno od tipa EEG akvizicionog uređaja): Notch filter (za uklanjanje šuma na 50 Hz), filtri propusnici visokih frekvencija, filtri propusnici niskih frekvencija i propusnici opsega frekvencija. Za frekvenciju odabiranja se najčešće uzima 200 Hz, jer to sasvim zadovoljava Nikvistovu teoremu o minimalnoj frekvenciji odabiranja, kako ne bi došlo do efekta preklapanja signala (*aliasing*) pri rekonstrukciji signala, uzimajući u obzir najviše frekvencije koje se mogu javiti u EEG-u.

## 2.2 Funkcionalna električna stimulacija (FES)

### 2.2.1 Mehanizam FES

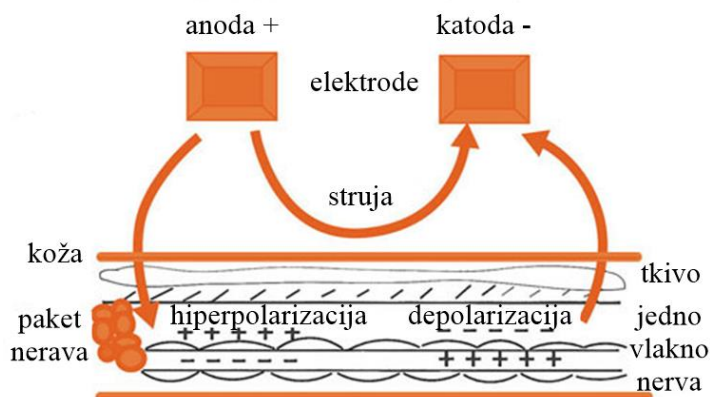
Električna stimulacija je metoda aktivacije ili inhibicije neuro-mišićnih struktura u organizmu. Funkcionalna električna stimulacija (FES) koristi se za vremenski dužu aktivaciju nerava radi (ponovnog) uspostavljanja neke (izgubljene) funkcije, npr. usled invaliditeta.

Bilo da je reč o onima sa ograničenom snagom, kontrolisanim naponom ili kontrolisanom strujom, električni stimulatori generišu povorke impulsa sa kontrolisanim količinama elektriciteta, koji se dovodi na elektrode, koje su u kontaktu sa organizmom. Na ovaj način, na elektrodama se generiše električno polje, koje stvara struje jona u stimulisano tkivu, usled kojih dolazi do nastanka akcionih potencijala. Dakle, rezultat električne stimulacije su akcioni potencijali, generisani u nervnim ćelijama u stimulisano tkivu.

Pri električnoj stimulaciji, jedna od elektroda je na višem potencijalu (anoda) u odnosu na drugu (katoda). Struja u tkivu ima smer od anode ka katodi, što znači da je aktivna elektroda pri električnoj stimulaciji upravo katoda. Sa ciljem generisanja akcionih potencijala, katoda se postavlja u blizini struktura u tkivu koje želimo da stimulišemo, odnosno aktiviramo, u slučaju



FES-a, radi postizanja određene funkcije. Anoda se postavlja na neutralno mesto. Na slici ispod prikazan je mehanizam električne stimulacije.

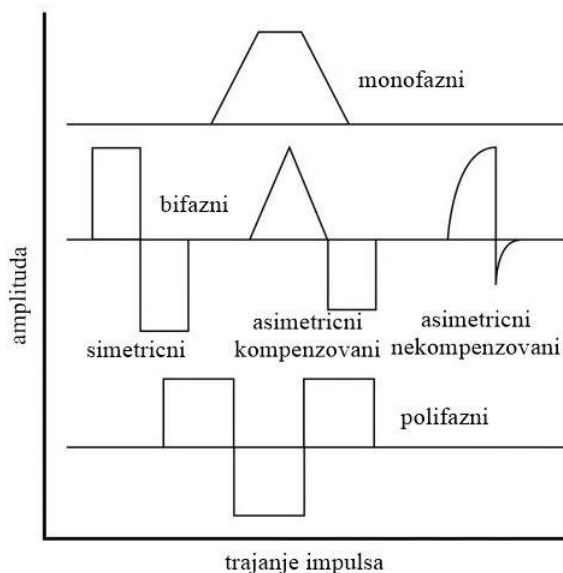


Slika 4 Električna stimulacija (izvor slike: [6]; slika je prilagođena potrebama diplomskog rada)

### 2.2.2 Parametri FES

Parametar od koga zavisi eksitacija struktura jeste količina elektriciteta predata tkivu, koji god da je talasni oblik struje primenjen u stimulaciji. Talasni oblici mogu se podeliti u tri klase:

- monofazni – nema promene polariteta struje stimulacije (u toku stimulacije ne dolazi do zamene koja je elektroda katoda, a koja anoda);
- bifazni – jedna promena polariteta struje stimulacije u toku jednog impulsa (ciklično se menja koja je elektroda anoda, a koja katoda); mogu biti simetrični talasni oblici (faze su identične i poništavaju se međusobno) i antisimetrični talasni oblici (faze nisu identične, ali mogu biti kompenzovane, kada nema neto predatog elektriciteta, i nekompenzovane, kada ima neto predatog elektriciteta);
- polifazni – dve ili više promena polariteta struje stimulacije u toku jednog impulsa, odnosno *burst*-a. [6]



Slika 5 Talasni oblici struje stimulacije (izvor slike: [6]; slika je prilagođena potrebama ovog diplomskog rada)

Svi talasni oblici su u stanju da aktiviraju periferne nerve. Količina elektriciteta koja se predaje tkivu, od koje zavisi aktivacija, jednaka je površini ispod ivica impulsa.

Sa stanovišta udobnosti ispitanika, simetrični bifazni talasni oblici stimulacije često su navođeni kao najudobniji. Osim toga, simetrični bifazni talasni oblici predstavljaju manji rizik za reakciju (iritaciju) kože i, za razliku od monofaznih, sprečavaju hemijsko spaljivanje površinskih stimulacionih elektroda, dozvoljavajući veće amplitude impulsa i veće trajanje impulsa. Takođe, oni su čest izbor pri stimulaciji većih mišićnih grupa. Za stimulaciju manjih mišićnih grupa, međutim, korisniji su bifazni asimetrični kompenzovani talasni oblici. Oni su se smatraju najbezopasnijim u pogledu promena na elektrodama i stimulisanim tkivima. Naročito bitna pri upotrebi implantibilnih stimulacionih elektroda jeste bifazna asimetrična stimulacija sa brzim pražnjenjem (na slici sasvim desni talasni oblik), kod koje se amplituda negativnog impulsa smanjuje eksponencijalno, dakle veoma brzo. [6]



Monopolarna FES je jednovremena stimulacija na više kanala, gde se koristi veći broj katoda i jedna zajednička anoda. Stimulacioni impulsi mogu se slati na katodu sinhrono ili asinhrono. Bipolarna FES je, takođe, jednovremena stimulacija na više kanala, samo što u ovom slučaju svaki kanal ima po dve elektrode, dakle koliko katoda, toliko anoda, pri čemu je neophodno da elektroda na različitim kanalima budu galvanski odvojene.

Frekvencija stimulacionih impulsa kreće se do 120 Hz, zavisno od cilja stimulacije. Pri FES-u, za aktivaciju mišića, tako da ne dođe do trzaja (tzv. fuziona kontrakcija), koriste se povorke stimulacionih impulsa frekvencije od najmanje 20 Hz. Povorke impulsa frekvencije preko 20 Hz mogu izazvati i maksimalnu (tzv. tetaničnu) kontrakciju mišićne strukture, kada su sve motorne jedinice te strukture sinhrono aktivirane. Za frekvencije veće od 100 Hz, neće doći do daljeg povećanja sile. [1]

## 3 METODOLOGIJA RADA

### 3.1 Ispitanici

Merenja su realizovana na pet ispitanika. Svakom ispitaniku pojedinačno je pre merenja ustanovljen prag neprijatnosti (bola niskog intenziteta) primenom FES-a, koji je dalje korišćen pri određivanju parametara FES-a. Svi ispitanici bili su u sedećem položaju u toku merenja, u relaksiranom stanju, bez dodatnih auditivnih ili vizuelnih stimulusa. Merenja vršena na ispitanicima ID1, ID3, ID4 i ID5 realizovana su u Faradejevom kavezu. Ispod je data tabela sa osnovnim karakteristikama ispitanika relevantnim za vršena merenja.

Tabela 3 Osnovne relevantne karakteristike ispitanika

Šifra ispitanika	Pol [M-muški, Ž-ženski]	Zdravstveni status
ID1	M	zdrav
ID2	M	zdrav
ID3	Ž	zdrav
ID4	M	zdrav
ID5	Ž	zdrav

### 3.2 Merna oprema

Funkcionalna električna timulacija:

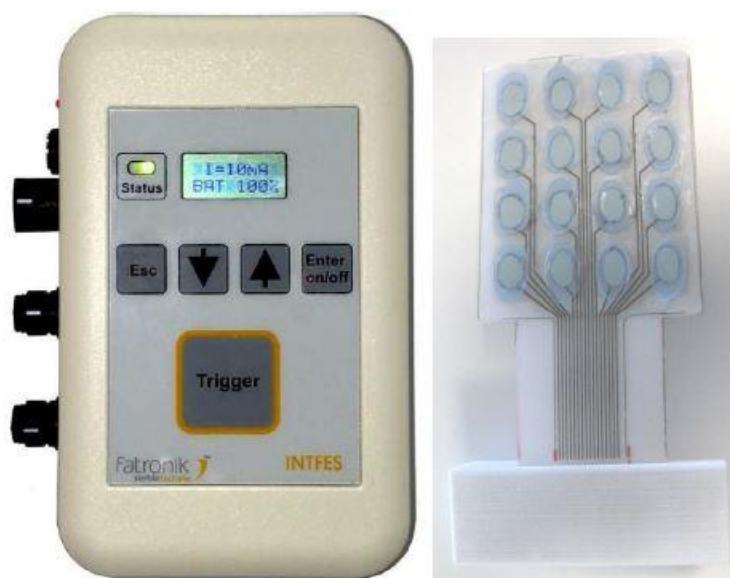
- električni stimulator INTFES (*Tecnia Research & Innovation, San Sebastian, Spain*) u paketu sa katodama i anodom;
- katode (dve spojene matrične elektrode sa po šesnaest polja na koje se sinhrono/asinhrono šalju električni stimulusi);
- anoda (zajednička za obe matrične katode).

Akvizicija signala:

- EEG kapa (*Electro-Cap International, Inc., Eaton, Ohio, USA*) sa elektrodama i konektorima (koristi se šest kanala/elektroda sa kape: C3, Cz, C4, P3, Pz i P4);
- referentna elektroda: jedna Ag/AgCl elektroda Ambu Neuroline 720 (*Ambu, Ballerup, Denmark*);
- za uzemljenje: jedna Ag/AgCl elektroda Ambu Neuroline 720 (*Ambu, Ballerup, Denmark*);
- za merenje EMG-a (glavna, referentna i elektroda za uzemljenje): tri Ag/AgCl elektrode Ambu Neuroline 720 (*Ambu, Ballerup, Denmark*);
- pojačavač biosignala EEG8 (*Contact Precision Instrument, Cambridge, Massachusetts, USA*) / pojačavač biosignala g.BSamp (*g.tec, medical engineering GmbH, Schiedlberg, Austria*);
- računar sa instaliranim NI LabVIEW (*National Instruments Inc., Austin, USA*) softverom.
- provodni gel

INTFES je jednokanalni električni stimulator za transkutanu multikanalnu funkcionalnu električnu stimulaciju neuro-mišićnih struktura, korišćenjem površinskih elektroda (anoda i dve spojene matrične katode) postavljenih na kožu. Povezan je bežičnom Bluetooth komunikacijom sa računarom/mobilnim telefonom, odakle se šalju komande i vrše podešavanja parametara

stimulacije. INTFES je akronim za *IN*Teligentna *F*unkcionalna *E*lektrična *S*timulacija. INTFES stimulator je baterijski napajan i funkcioniše kao naponski izvor sa kontrolisanom strujom. Parametri bifaznih kompenzovanih impulsa konstantne struje, poslanih na polja matične katode, mogu da variraju u sledećim opsezima: intenzitet struje stimulacije (0-50 mA), frekvencija stimulacionih impulsa (0-50 Hz odnosno pps), vremensko trajanje impulsa (50-1000  $\mu$ s). Na slici ispod prikazan je INTFES uređaj sa jednom svojom matičnom katodom. [7]



Slika 6 INTFES stimulator i matična katoda (izvor slike: [7])

Samostalni analogni pojačavač biosignala g.BSamp takođe je korišćen za akviziciju EEG i EMG (elektromiografskih) signala pri merenjima. To je višekanalni sistem (sa mogućih 8, 16, 32, 48 i 64 kanala), kojim se, po izboru korisnika, mogu istovremeno snimati EEG, EMG, EOG (elektrookulografski) i EKG (elektrokardiografski) signali. Moduli su dizajnirani tako da se, pored unipolarnih, mogu realizovati i bipolarna merenja. Ovaj samostalni pojačavački sistem takođe omogućava korisniku izbor parametara vezanih za osetljivost, Notch filter, visokopropusne i niskopropusne filtre. Opseg izlaznog signala je  $\pm 5$  V. Standardna podešavanja

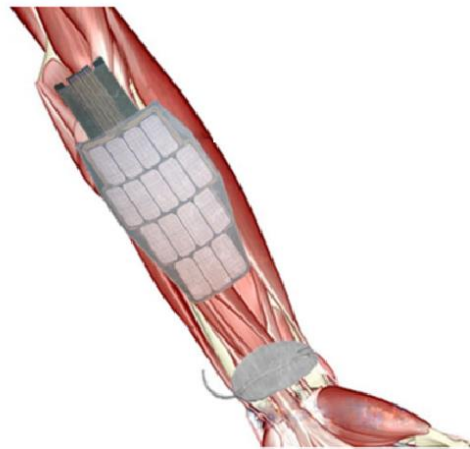
uključuju: osetljivost ( $\pm 500 \mu\text{V}/5 \text{ mV}$ ), Notch filter (50(60) Hz on/off), NF (100 Hz / 1 kHz), VF (0,5 Hz / 2 Hz). [8]

Pojačavač biosignala EEG8 za svaki svoj kanal (ima ih 8) ima individualni analogni pojačavač biosignala, pa ne dolazi do multipleksiranja signala ni u kom slučaju. U okviru EEG8 pojačavčke jedinice, obuhvaćeni su pojačanje, izolacija i filtriranje, omogućavajući zasebne analogne izlaze niske impedanse kod svih 8 kanala. EEG8 integriše niskopropusne filtre, visokopropusne filtre, Notch filter na 50 Hz / 60 Hz, sistem za unutrašnju kalibraciju, kao i sistem za proveru impedanse korišćenih elektroda. Tokom merenja, svih 8 kanala mora imati iste parametre filtriranja, pojačanja i ostala podešavanja. Opseg izlaznog signala je  $\pm 10 \text{ V}$  (mada se najčešće podešava na  $\pm 5 \text{ V}$ ). Maksimalna frekvencija odabiranja je 2,5 kHz. [9]

### 3.3 Procedura merenja

Priprema uslova za akviziciju EEG signala sastoji se od abrazivnog uklanjanja mrtvog epitela sa površine čela i dela kože iza ušne školjke ispitanika, na koje se postavljaju elektroda za uzemljenje i referentna elektroda, respektivno, zatim preciznog i čvrstog fiksiranja EEG kape na glavu ispitanika, kao i ubrizgavanja provodnog gela kroz otvore na kapi, na kontaktima elektroda-skalp, sve u cilju smanjenja impedanse kontakata, odnosno poboljšanja provođenja istih. Za svaku elektrodu: veoma je bitno naneti sloj provodnog gela/paste na površinu koja je u kontaktu sa kožom!

Katode koje se koriste za stimulaciju, odnosno dve matrične elektrode, postavljaju se na mišiće podlaktice, dok se anoda postavlja nešto bliže dlanu. Prikaz pravilnog pozicioniranja elektroda za stimulaciju dat je na slici ispod:



Slika 7 Postavljanje stimulacionih katoda i anode (izvor slike: *Open-I, U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health*, pretraživač biomedicinskih slika [openi.nlm.nih.gov](http://openi.nlm.nih.gov) - pristupljeno jula 2014; slika je prilagođena potrebama ovog diplomskog rada)

EMG elektroda, koja se koristi u cilju prikupljanja artefakta stimulacije, kao i njihovih trenutaka, radi daljih analiziranja zabeležene EEG aktivnosti, postavlja se u visini ručnog zgloba, ispod dlana. Pored glavne EMG elektrode, koristi se i referentna elektroda postavljena na slabo aktivnu površinu ručnog zgloba. Kao elektroda za uzemljenje može se koristiti već postavljena elektroda na čelu (tada je uzemljenje zajedničko za EEG i EMG signale), ali se ipak preporučuje korišćenje zasebne elektrode za uzemljenje, koja se, u tom slučaju, postavlja na neaktivnu površinu nadlaktice.

Ispitanik je u sedećem položaju i treba mu dati instrukcije da se maksimalno relaksira, kako bi se izbegle reakcije na bilo kakve spoljne distrakcije (auditivne/vizuelne stimuluse), tako da se zabeležena EEG aktivnost i nastali evocirani potencijali mogu smatrati odgovorom isključivo na primenjenu funkcionalnu električnu stimulaciju i eventualni bol niskog intenziteta, tj. neprijatnost koju ispitanik oseća.



### 3.4 Analiza merenih signala

*Online* akvizicija signala vršena je u softverskom paketu LabVIEW (*National Instruments Inc., Austin, USA*), dok je *offline* obrada snimljenih signala vršena u softverskom paketu MATLAB (*MathWorks, Inc., Massachusetts, USA*).

Pri merenju EEG i EMG aktivnosti ispitanika ID1 korišćen je pojačavač biosignala EEG8, dok je pri merenju kod svih ostalih ispitanika (ID2, ID3, ID4 i ID5) korišćen pojačavač biosignala g.BSamp. Razlog za promenu modela pojačavača bio je pokušaj da se postignu bolji uslovi merenja, odnosno pokušaj da se smanji šum prisutan u snimljenim EEG signalima. Ispitanik ID1 je ujedno i jedini ispitanik čiji su EEG signali snimani u Laboratoriji za biomedicinsku instrumentaciju i tehnologije na Elektrotehničkom fakultetu, a ne u Faradejevom kavezu, u Računarskoj učionici za psihologiju pamćenja i mišljenja na Filozofskom fakultetu. Takođe, kod ispitanika ID1, frekvencija odabiranja bila je podešena na  $f_s=2000$  Hz zbog veće količine smetnji u sredini gde je merenje vršeno, kao i radi kvalitetnije analize snimljenih signala pri analognom filtriranju frekvencija viših od 200 Hz (u okviru korišćenog pojačavača EEG8). U boljim uslovima, sa manje spoljnih smetnji, odnosno u Faradejevom kavezu, frekvencija odabiranja mogla je biti smanjena na  $f_s=500$  Hz (kao u slučaju merenja na ispitanicima ID2, ID3, ID4 i ID5), čime je izbegnuta suvišnost podataka i glomazni fajlovi sa odbircima snimljenih signala.

U cilju optimizacije merenja i dobijenih rezultata, kao i u zavisnosti od individualnog praga bola ispitanika, parametri stimulacije i akvizicije varirani su na sledeći način:

Tabela 4 Parametri stimulacije koji su varirani

Ispitanik	Amplituda stimulacionih impulsa [mA]*	Stimulisana polja matične katode	Broj ponavljanja stimulacije iste amplitude
ID1	3 - 10	1.2, 1.3, 2.2, 2.3	5
ID2	5 - 9	2.2, 2.3	10
ID3	10 - 15	2.2	10
ID4	5 - 9	2.2, 2.3	10
ID5	5 - 9	2.2, 2.3	10

\* amplituda je varirana sa korakom od 1 mA

Parametri stimulacije koji su zajednički za sve ispitanike jesu:

- trajanje jedne stimulacije = 250  $\mu$ s;
- broj impulsa po jednoj stimulaciji = 100;
- razmak između stimulacija = 10s;
- frekvencija stimulacionih impulsa = 50 Hz.

Tabela 5 Parametri akvizicije EEG signala koji su varirani

Ispitanik	Pojačavač biosignala	Frekvencija odabiranja	Analogno filtriranje EEG kanala*	Faradejev kavez
ID1	EEG8	2000 Hz	NF=200 Hz, VF=1 Hz	ne
ID2	g.BSamp	500 Hz	NF=1 kHz, VF=0.5 Hz	da
ID3	g.BSamp	500 Hz	NF=1 kHz, VF=0.5 Hz	da
ID4	g.BSamp	500 Hz	NF=1 kHz, VF=0.5 Hz	da
ID5	g.BSamp	500 Hz	NF=1 kHz, VF=0.5 Hz	da

\* NF – filter propusnik niskih frekvencija, VF – filter propusnik visokih frekvencija, PO – filter propusnik opsega frekvencija

EEG je sniman sa šest kanala (C3, Cz, C4, P3, Pz i P4), dok je na sedmom kanalu sniman EMG radi prikupljanja vremenskih trenutaka u kojima je započeta svaka stimulacija, na osnovu vremenskih trenutaka kada je došlo do artefakata stimulacije u EMG signalu. Filtriranje EEG signala zajedničko za sve ispitanike, sva merenja i sve kanale (EEG i EMG) jeste analogno filtriranje (u okviru pojačavača biosignala) na 50 Hz (Notch filter). Takođe, kanal na kom je sniman EMG sa ruke analogno je filtriran u okviru pojačavača biosignala sa parametrima: NF=100 Hz, VF=10 Hz.

*Offline* obrada signala, u okviru softverskog paketa MATLAB, uključivala je, pre svega, učitavanje snimljenih signala (EEG i EMG), a zatim izdvajanje alfa i gama opsega EEG signala iz njegovog frekvencijskog spektra pomoću *Butterworth* filtra. Potom su računane anvelope originalnog EEG-a, EMG-a, kao i izdvojenih alfa i gama ritmova, koje su u sledećem koraku filtrirane *moving average* filtrom sa prozorom širine 2 s, što predstavlja 1000 odbiraka u slučaju  $f_s=500$  Hz čije će se vrednosti anvelope usrednjavati. U narednom koraku je računat srednji

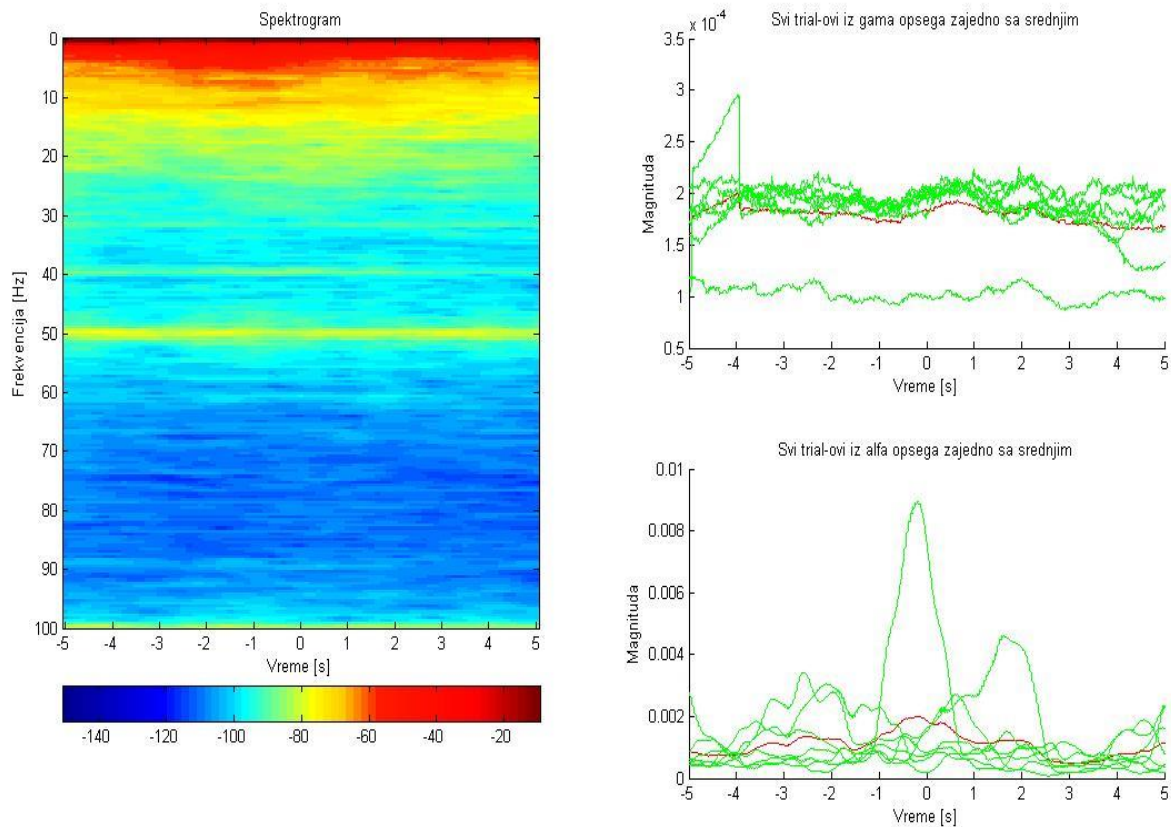


spektrogram originalnog EEG signala, kako bi se pomoću njega moglo uočiti koji artefakti stimulacije su izazvali veliki šum u celom EEG signalu i kako bi se te sekvence u EEG-u mogle eliminisati iz daljeg proračuna i analize, jer bi imale samo štetan efekat, a nikakav praktični značaj.

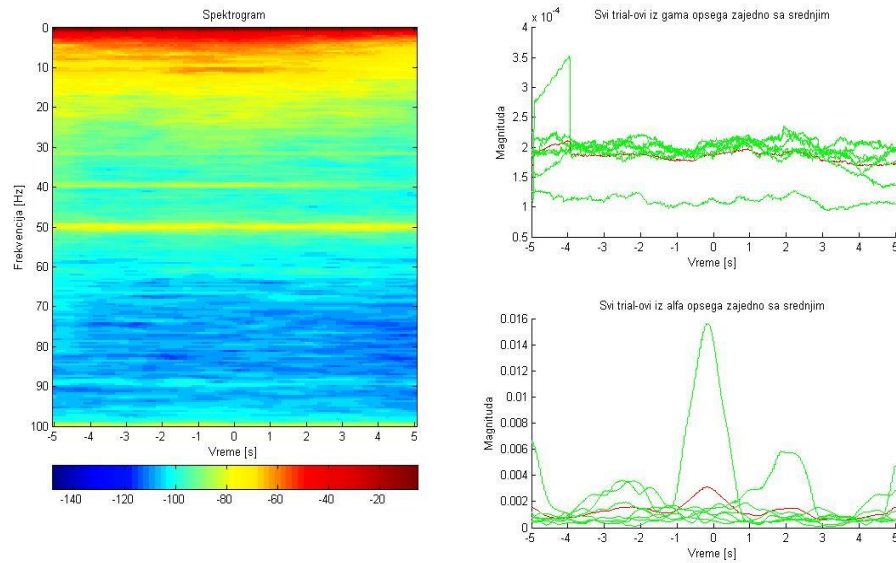
Sekvence u EEG-u koje se uzimaju u obzir, i koje su poslužile za dalju analizu, birale su se tako da obuhvate 5 s pre i nakon obeleženog trenutka početka stimulacije jer se upravo u ovom vremenskom intervalu oko početka stimulacije očekivao odgovor na stimulaciju prisutan u EEG-u, preciznije u njegovom gama i alfa ritmu. Izabrane sekvence izdvojene su iz svih dosada procesiranih signala: originalnog EEG-a, EMG-a, izdvojenih alfa i gama ritmova. Potom su izračunate srednje vrednosti iz ovih grupa sekvenci kako bi se mogle ispratiti tipične (usrednjene) promene u EEG-u u kratkom intervalu oko početnog trenutka stimulacije (bilo da je došlo do pojave bola ili ne). Na osnovu izdvojenih sekvenci originalnog EEG-a sa svakog od kanala, na kraju je formiran spektrogram kako bi se najpreglednije mogle ispratiti promene u signalu na frekvencijama karakterističnim za alfa i gama ritmove, u kojima se tražila promena prouzrokovana osećajem neprijatnosti, odnosno bola niskog intenziteta.

## 4 REZULTATI

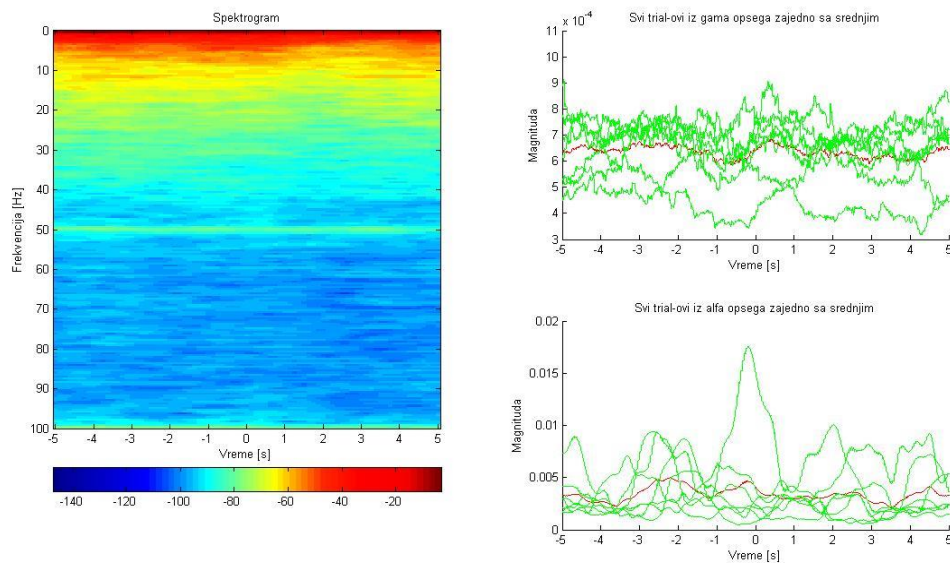
Pridržavajući se protokola merenja, opisanog u poglavlju 3 Metodologija rada, dobijeni su sledeći rezultati, prikazani na graficima ispod.



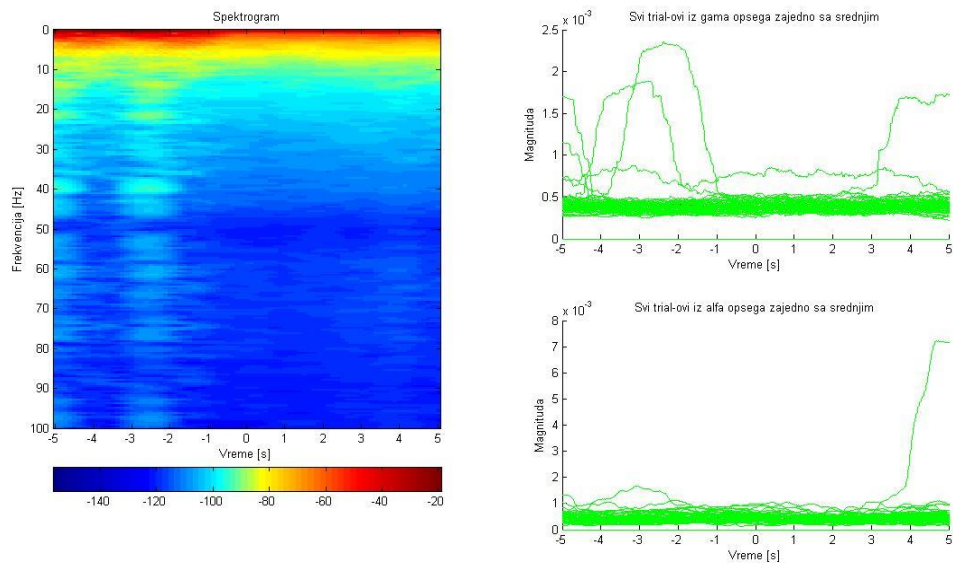
Slika 8 Ispitanik ID1 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Cz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



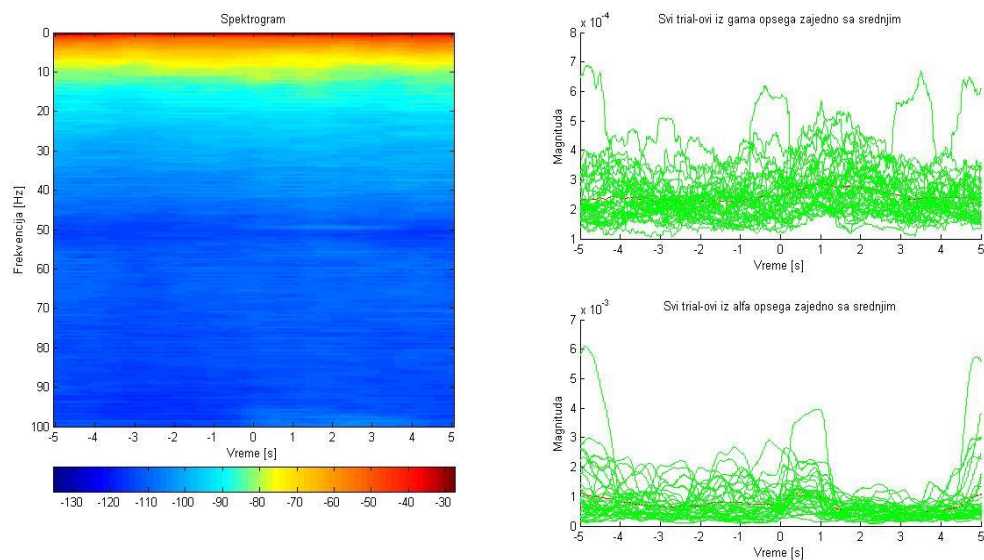
Slika 9 Ispitanik ID1 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala P4 (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



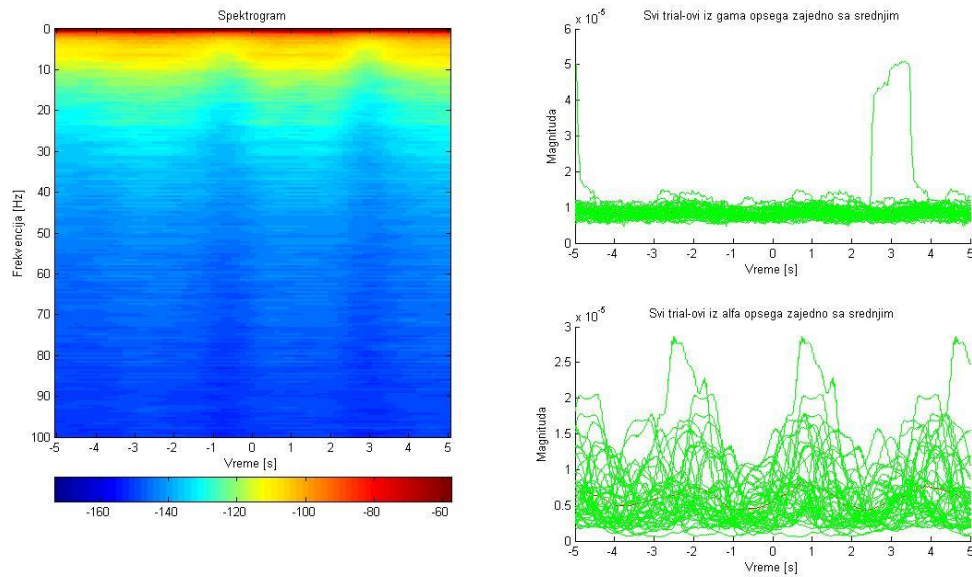
Slika 10 Ispitanik ID1 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Pz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



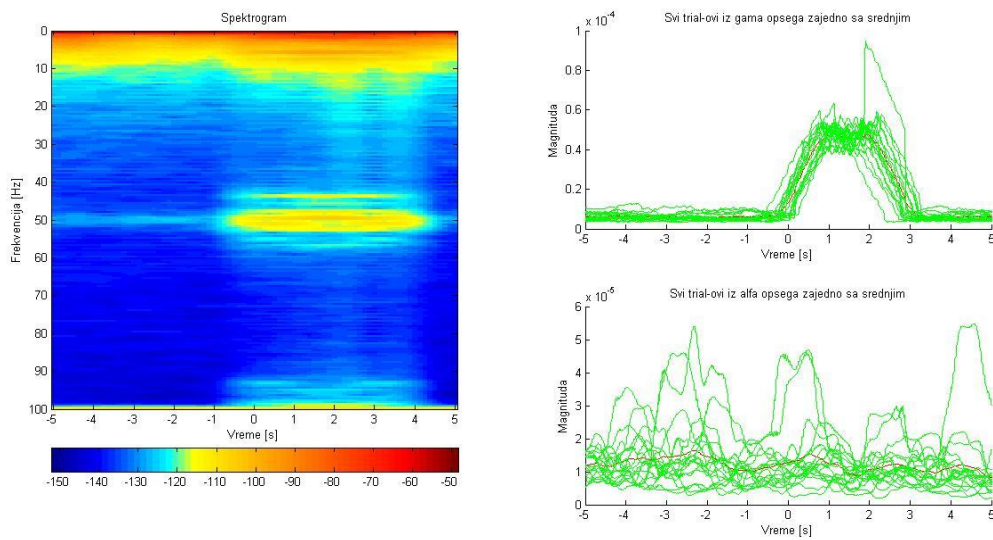
Slika 11 Ispitanik ID2 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Cz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



Slika 12 Ispitanik ID3 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Cz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



Slika 13 Ispitanik ID4 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Cz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



Slika 14 Ispitanik ID5 - Prikaz srednjeg spektrograma EEG signala sa kanala Cz (levo), prikaz svih *trial*-ova zajedno sa srednjim iz gama opsega (desno gore) i alfa opsega (desno dole)



## 5 DISKUSIJA

Eksperiment opisan u poglavlju 3 Metodologija rada imao je za cilj pronalaženje odgovora na funkcionalnu električnu stimulaciju (blago bolnu ili neprijatnu) u gama i alfa ritmovima EEG-a, kako bi se mogla ustanoviti korelacija između promena, odnosno dobijenih evociranih potencijala, u EEG-u i subjektivnog osećaja kao posledice stimulacije. Ova korelacija u praksi bi mogla da posluži kao indikator intenziteta subjektivnog osećaja bola pri FES-u određenih parametara, time postavljajući osnovu za izvršenje nekih daljih funkcija na osnovu prepoznavanja bola (ili izražene neprijatnosti) u gama ritmu EEG-a. Na ovaj način, EEG bi imao indikatorsku ili čak upravljačku primenu pri FES-u, zasnovanu na detektovanim evociranim potencijalima karakterističnim za subjektivni osećaj bola.

Naime, kod ispitanika u prethodno opuštenom stanju, u trenucima stimulacije (i bliskim vremenskim intervalima od 5 s nakon iste), očekivan je porast aktivnosti u gama opsegu, kao i nagli pad aktivnosti u alfa opsegu EEG-a. Kao što je objašnjeno u poglavlju 2 EEG i FES, alfa ritam karakterističan je za opušteno budno stanje, dok je gama ritam karakterističan za izrazito intenzivnu mentalnu aktivnost. Pri iznenadnom osećaju neprijatnosti, ili bola, trebalo bi da dođe do naglog pada opuštenosti, odnosno alfa aktivnosti, a приметnog porasta u koncentraciji na poreklo neprijatnosti, dakle, izrazitoj mentalnoj aktivnosti, odnosno gama aktivnosti.

Međutim, na dobijene rezultate očigledno su uticali faktori sredine, tj. uticali su, nažalost, najvećim delom negativno, uslovi pri kojima su merenja realizovana.

Ako se razmotre rezultati merenja na ispitaniku ID1, prvi detalj koji se uočava jeste jača komponenta signala na 50 Hz, koja predstavlja artefakt usled mreže napajanja (pošto ispitanik ID1 jedini nije bio u Faradejevom kavezu tokom merenja). Pojačana gama aktivnost u trenucima stimulacije, nažalost, nije detektovana, ali pad alfa aktivnosti zato jeste, što se ogleda u prekidu nešto intenzivnije komponente signala na otprilike 10 Hz u trenucima stimulacije (na spektrogramu, u pojasu oko 10 Hz, crvenkasta boja, koja odgovara većoj magnitudi, naglo prelazi u žućkastu boju, koja odgovara manjoj magnitudi).

Rezultati merenja na ispitanicima ID2, ID3, ID4 i ID5, koji su se nalazili u Faradejevom kavezu tokom merenja, ne prikazuju stalnu šumovitu komponentu na 50 Hz jer je upravo to uloga Faradejevog kaveza pri merenju – eliminisanje, ili barem slabljenje, spoljašnjih električnih i elektromagnetskih polja. Ipak, ne samo što je detekcija gama ritma kod ovih ispitanika bila neuspešna, već su, uglavnom, izostali i tragovi alfa ritma i njegovog pada pri stimulaciji. Sve jače komponente signala na višim frekvencijama, prikazane na spektrogramima kod ovih ispitanika, posledica su artefakata, odnosno šuma najverovatnije izazvanog neadekvatnim uslovima merenja i stimulusima FES-a. Rezultati sa ostalih EEG kanala (za neuspešne rezultate prikazan je samo kanal Cz) kod ovih ispitanika nisu prikazani jer je šum dominantan i skoro identičnih karakteristika na svim kanalima. Kod ispitanika ID5, naročito je izražen artefakt od stimulacije prisutan u EEG-u, čija magnituda kviri celokupan spektrogram, duž svih frekvencija 0-100 Hz.

Mogući razlozi za izostanak pozitivnih rezultata ovog eksperimenta su:

- artefakti usled stimulacije – iako je većina merenja vršena u Faradejevom kavezu, čija je uloga eliminisanje spoljašnjih smetnji, ovi artefakti su se mahom pojavljivali jer su poticali iz unutrašnjosti Faradejevog kaveza, pošto se stimulator nalazio unutar istog, pa njihov uticaj nije mogao biti ni sprečen, ni smanjen;
- artefakti usled promene impedanse na kontaktu elektroda-skalp, kao posledice pomeranja elektroda – iako su korišćene EEG kape sa fiksiranim elektrodama, zbog različitih gabarita glava ispitanika, moguće je da kape nisu precizno odgovarale pojedincima, pa je otuda došlo do manjih pomeranja elektroda tokom merenja, što je moglo da izazove nastale artefakte;
- artefakti usled mreže napajanja – prisutni na karakterističnih 50 Hz i višim harmonicima, doduše, prilično efikasno filtrirani kod svih ispitanika čiji su EEG signali mereni u Faradejevom kavezu;
- artefakti usled starosti korišćenog provodnog gela i korišćenih elektroda – merenja uglavnom zavise od opreme, pa se nedovoljno dobri i precizni rezultati često smeju pripisati slabijem kvalitetu provodnog gela/paste ili elektroda;



- artefakti usled EMG-a – iako su ispitanicima bile date instrukcije da miruju tokom snimanja, određeni nesvesni pokreti ispitanika tokom merenja, poput blagog pomeranja vilice, očiju, cele glave ili čak ostalih delova tela, bili su neizbežni i moguće je da su uticali na izgled i spektar EEG signala, stvarajući komponente i do nekoliko puta jače od same EEG aktivnosti.

## 6 ZAKLJUČAK

Svi dobijeni rezultati i pobrojani mogući izvori nastalih artefakata, nažalost, doprineli su da, do trenutka pisanja ovog rada, istraživanje vršeno pod opisanim uslovima nema ulogu praktične potvrde teorije o korelaciji promena u gama i alfa ritmovima EEG-a i subjektivnom osećaju neprijatnosti (ili bola niskog intenziteta).

Ipak, istraživanja u okviru ovog projekta biće nastavljena, pri, nadamo se, boljim uslovima merenja, kako bi se došlo do adekvatnih rezultata i kako bi cilj ovog projekta u potpunosti bio ispunjen, odnosno kako bi se u praksi pokazala moguća primena EEG-a pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji.

## 7 LITERATURA

1. Popović DB, Popović MB, Janković M. Biomedicinska merenja i instrumentacija, Akademska misao, Beograd, Ed. 2, pp. 1-254, 2010.
2. Autorizovane beleške sa predavanja prof. Mirjane B. Popović na predmetu Analiza elektrofizioloških signala OF3AES, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet, 2013.
3. Autorizovane beleške sa predavanja prof. Mirjane B. Popović na predmetu Metode analize elektrofizioloških signala OF4MAS, Univerzitet u Beogradu - Elektrotehnički fakultet, 2013.
4. Zhang ZG, Hu L, Hung YS, Mouraux A, Iannetti GD, Gamma-Band Oscillations in the Primary Somatosensory Cortex—A Direct and Obligatory Correlate of Subjective Pain Intensity, *The Journal of Neuroscience*, 32(22):7429–7438, 2012.
5. Cheng SY, Hsu HT, Mental Fatigue Measurement Using EEG, Risk Management Trends, Prof. Giancarlo Nota (Ed.), InTech, dostupno na web stranici: <http://www.intechopen.com/books/risk-management-trends/mental-fatigue-measurement-using-eeq>, ISBN: 978-953-307-314-9, 2011.
6. Foundations of Electrical Stimulation, 101 Introduction to Clinical Practice, *online media server Lane Community College, Eugene, Oregon*, dostupno na web stranici [http://media.lanec.edu/users/thorpeb/pta101lab/FoundationsofEstim/FoundationsofEstim\\_print.html](http://media.lanec.edu/users/thorpeb/pta101lab/FoundationsofEstim/FoundationsofEstim_print.html), pristupljeno jula 2014.
7. Velik R, Malešević N, Popović L, Hoffmann U, Keller T, INTFES: A multi-pad electrode system for selective transcutaneous electrical muscle stimulation, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2012.
8. Katalog g.tec proizvoda (*g.tec, medical engineering GmbH, Schiedlberg, Austria*), Advanced biosignal acquisition, processing and analysis, 2013/2014
9. Online brošura o pojačavaču biosignala EEG8 (*Contact Precision Instrument, Cambridge, Massachusetts, USA*), dostupna na web stranici: [http://www.psychlab.com/EEG\\_8\\_amplifier.html](http://www.psychlab.com/EEG_8_amplifier.html), pristupljeno jula 2014.

## PRILOG A

Priložen je MATLAB programski kod korišćen za *offline* analizu snimljenih signala:

```
% učitavanje fajla sa snimljenim
signalima
d=uiigetfile('*.txt','');
data=load(d);
figure(111)

for k=1:6
    eeg=data(:,k); % k-ti EEG kanal
    N=length(eeg); % duzina signala
u odbircima
    fs=500; % frekvencija odabiranja
    time=(0:N-1)/fs; % vremenska osa
    emg=data(:,7); % EMG kanal
    (sniman na 7. kanalu)

    % izdvajanje gama ritma iz EEG-a
    low1=55; % donja cut-off
frekvencija
    high1=95; % gornja cut-off
frekvencija
    Wn1=[(low1/(fs/2))
    (high1/(fs/2))];
    red_filtra=4;
    [b1,a1]=butter(red_filtra,Wn1);
% Butterworth filter
    eegGAMMA=filtfilt(b1,a1,eeg);

    % izdvajanje alfa ritma iz EEG-a
    low2=8; % donja cut-off
frekvencija
    high2=13; % gornja cut-off
frekvencija
    Wn2=[(low2/(fs/2))
    (high2/(fs/2))];
    [b2,a2]=butter(red_filtra,Wn2);
% Butterworth filter
    eegALPHA=filtfilt(b2,a2,eeg);

    % racunanje anvelopa
    EEG=eeg.^2; % anvelopa
originalnog EEG-a
    EMG=emg.^2; % anvelopa EMG-a
    EEGG=eegGAMMA.^2; % anvelopa
izdvojenog gama ritma EEG-a
    EEGA=eegALPHA.^2; % anvelopa
izdvojenog alfa ritma EEG-a
    % filtriranje anvelopa
    prozor=1000;
    EEGp=smooth(EEG,prozor); %
moving average filter
    EMGp=smooth(EMG,prozor);
    EEGGp=smooth(EEGG,prozor);
    EEGAp=smooth(EEGA,prozor);

    % spektrogram originalnog EEG-a
    sirina=2*fs; % sirina prozorske
f-je
    korak=fs/10;
    win=window(@hann,sirina); %
Hann-ov prozor
    noverlap=sirina-korak; % sirina
preklapanja dve susedne prozorske f-
je
    [S,F,T,P]=spectrogram(eeg,win,noverl
ap,[],fs);

    % prikaz spektrograma i EMG
kanala na jednom grafiku
    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; % prikupljanje
vremenskih trenutaka pocetaka
stimulacija
X=x.*fs;

% izdvajanje i prikaz sekvenci
signala
Nseq=fs*10+1; % ukupna duzina
sekvence u odbircima
time2=(0:Nseq-1)/fs;
time2=time2-5;
prozor2=2000;

figure();
for i=1:length(x)
    pom=X(i);
    % sekvence od 5s pre i posle
pocetka stimulacije
    eegSEQ(i,:)=EEGp(pom-
(fs*5):pom+(fs*5));
    eegGSEQ(i,:)=EEGp(pom-
(fs*5):pom+(fs*5));
    eegASEQ(i,:)=EEGAp(pom-
(fs*5):pom+(fs*5));
    subplot(8,6,i);
    hold on

plot(time2,eegGSEQ(i,:), 'g');

plot(time2,eegASEQ(i,:), 'r');
    legend('gama ritam', 'alfa
ritam');
    xlabel('Vreme [s]');
    ylabel('Magnituda');
    title('Anvelopa EEG
signala');
end;

% srednje vrednosti signala iz
izdvojenih sekvenci
eegGSEQ_mean=mean(eegGSEQ);
eegASEQ_mean=mean(eegASEQ);

% konacan prikaz rezultata
figure()
subplot(2,2,[1,3]);

[S_fin,f_new,time_new,P_fin,PP]=MEAN
SPECTROGRAM_NEW3(eegSEQ,fs,2*fs,fs/1
0,time2);
colorbar('horizontal');
xlabel('Vreme [s]');
ylabel('Frekvencija [Hz]');
title('Spektrogram');
ylim([0 100]);
colormapeditor
subplot(2,2,2);
hold on
plot(time2,eegGSEQ_mean,'r');
for i=1:length(x)
plot(time2,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(time2,eegASEQ_mean,'r');
for i=1:length(x)
plot(time2,eegASEQ(i,:), 'g');
end;
title('Svi trial-ovi iz alfa
opsega zajedno sa srednjim');
ylabel('Magnituda');
xlabel('Vreme [s]');

% spektrogrami izdvojenih
sekvenci EEG-a po kanalima
figure(111)
```

Borjana Đ. Bogdanović

## Primena EEG-a pri funkcionalnoj električnoj stimulaciji



```
subplot(2,4,k);  
  
[S_fin,f_new,time_new,P_fin,PP]=MEAN  
SPECTROGRAM_NEW3(eegSEQ,fs,prozor2,p  
rozor2/2,time2);  
  
colorbar('horizontal');  
xlabel('Kanal ',num2str(k));  
ylim([0 30]);  
colormapeditor  
end;
```