

UNIVERIZET U BEOGRADU
ELEKTOTEHNIČKI FAKULTET



*Uticaj vizuelne povratne informacije na
promene u kortikalnoj aktivnosti tokom
realnih i zamišljenih pokreta*

MASTER RAD

Mentor:
Prof. dr Dejan B. Popović

Kandidat:
dipl. inž. Marija Stevanović

Beograd, Jul 2013.

Zahvalnica

Zahvaljujem se svom mentoru Prof. dr Dejanu B. Popoviću na svim korisnim sugestijama koje mi je pružio tokom izrade ovog rada, kao i na pruženoj mogućnosti rada i usavršavanja u laboratoriji za BioMedicinsku Instrumentaciju i Tehnologije.

Zahvaljujem se Prof. dr Mirjani B. Popović na nesebično prenetom znanju iz oblasti biomedicine i obrade elektrofizioloških signala.

Zahvaljujem se MSc Andreju Saviću koji me je uveo u svet proučavanja kortikalnih aktivnosti i dovoljno zainteresovao da se i danas bavim proučavanjem istih.

Zahvalila bih se i timu kompanije mBrainTrain koju su mi omogućili korišćenje opreme neophodne za snimanje signala i pružili stručnu pomoć.

Zahvaljujem se MSc Milošu Kostiću i MSc Petru Kovačeviću na pruženoj pomoći oko kreiranja aplikacije neophodne za realizaciju eksperimenta.

Takođe bih se zahvalila svim kolegama doktorskih studija na divnoj saradnji tokom proteklih godina studiranja i kolegama sa klase koji su mi ulepšali studiranje.

Zahvalila bih se Vladimiru Kojiću na svom strpljenju koje je pokazao u saradnji i druženju sa mnom.

Posebno se zahvaljujem porodici i prijateljima na pruženoj podršci.

Marija Stevanović

Sadržaj

Spisak slika.....	4
Spisak skraćenica.....	9
1 Uvod.....	11
2 Kortikalna aktivnost.....	13
2.1 Generisanje kortikalne aktivnosti.....	13
2.1.1 Sinaptička veza.....	13
2.1.2 Membranski potencijal.....	14
2.1.3 Učinak sinaptičke ekscitacije na postsinaptičku membranu.....	16
2.1.4 Učinak sinaptičke inhibicije na postsinaptičku membranu.....	16
2.2 Moždani talasi.....	16
2.2.1 Ritmička aktivnost.....	17
2.2.2 Izazvana kortikalna aktivnost.....	19
2.2.3 Zamišljanje pokreta ekstremiteta.....	20
3 Akvizicija kortikalnih signala.....	21
3.1 Uređaji za snimanje moždane aktivnosti.....	21
3.2 Konfiguracija elektroencefalografskog uređaja za snimanje kortikalnih signala.....	22
3.2.1 Elektrode.....	22
3.2.2 Diferencijalni pojačavač.....	24
3.2.3 Analogno - digitalni konvertor.....	25
3.2.4 Računar.....	25
4 Sistemi koji koriste kortikalne aktivnosti.....	26
4.1 Brain – Computer Interface.....	26
4.2 Neurofeedback sistem.....	28
5 Test crtanja za praćenje promena u kortikalnoj aktivnosti.....	30
5.1 Ispitanici.....	30
5.2 Postavka eksperimenta.....	31
5.3 Opis eksperimenta.....	31
5.3.1 Eksperiment sa dva ispitanika.....	31
5.3.2 Eksperiment sa jednim ispitanikom.....	33

5.4	Program za obradu podataka	33
5.5	Koherenca	36
5.5.1	Opšta formula za koherencu	36
5.5.2	Koherenca po Welch-ovoj metodi	36
6	Rezultati	39
6.1	Rezultati eksperimenta u kome su učestvovala dva ispitanika	39
6.1.1	Rezultati „normalnog“ testa	39
6.1.2	Rezultati „otežanog“ testa	45
6.2	Rezultati eksperimenta u kome je učestvovao jedan ispitanik	47
6.2.1	Rezultati normalnog testa	47
6.2.2	Rezultati otežanog testa	49
7	Diskusija	51
7.1	Diskusija rezultata eksperimenta u kome je učestvovalo dva ispitanika	51
7.2	Diskusija rezultata eksperimenta u kome je učestvovao jedan ispitanik	53
8	Zaključak	54
	Literatura	56

Spisak slika

Slika 2.1 Motorni neuron [2].	13
Slika 2.2 Sinaptička veza dva neurona [2].	14
Slika 2.3 Neuron u ravnotežnom stanju [1].	15
Slika 2.4 Tri stanja neurona. A) Neuron u mirovanju, B) Neuron pri ekscitaciji i C) Neuron pri inhibiciji [1].	15
Slika 2.5 Podela korteksa na zone. 1 - Frontalna zona, 2 - Temporalna zona, 3 - Parijetalna zona, 4 - Okcipitalna zona, 5 - Primarni motorni korteks, 6 - Primarni somatosenzorni korteks.	17
Slika 2.6 Talasni oblik alfa aktivnosti [3].	18
Slika 2.7 Talasni oblik mu aktivnosti [3].	18
Slika 2.8 Talasni oblik beta aktivnosti [3].	18
Slika 2.9 Talasni oblik teta aktivnosti [3].	19
Slika 2.10 Talasni oblik delta aktivnosti [3].	19
Slika 3.1 Primer elektroencefalograma [12].	21
Slika 3.2 Upoređivanje karakteristika uređaja koji se koriste za snimanje moždane aktivnosti u zavisnosti od prostorne i vremenske rezolucije (levo) i kompleksnosti hardvera (desno). ..	22
Slika 3.3 Jednoupotrebne elektrode za snimanje kortikalne aktivnosti (levo). EEG kapa (desno).	23
Slika 3.4 Raspored elektroda za snimanje kortikalne aktivnosti prema 10 - 20 internacionalnom sistemu. [2].	23
Slika 3.5 Konfiguracija za merenje EEG signala. A) Bipolarno merenje, B) Unipolarno merenje u odnosu na srednju vrednost i C) Unipolarno merenje u odnosu na referentnu tačku [2].	24
Slika 4.1 Šema BCI sistema.	27
Slika 4.2 (levo) 8x6 matrica sa opcijama za slikanje, (desno) slika od strane pacijenta sa ALS.	27
Slika 5.1 Raspored sedenja ispitanika tokom izvođenja eksperimenta.	30
Slika 5.2 Figure koje ispitanici crtaju tokom eksperimenta. Crvene linije označavaju mesto odakle ispitanik započinje crtanje u smeru suprotnom od smera kretanja kazaljke na satu. ...	31
Slika 5.3 Prikaz programa kreiranog u LabVIEW okruženju. Program projektuje koordinate pozicije olovke, kojom ispitanik crta po table, na monitor računara.	32

Slika 5.4 Prikaz izgleda programa za obradu podataka. U gornjem desnom uglu ističe se padajuća lista odakle korisnik može da odabere da li obrađuje podatke snimljene u prvom ili drugom eksperimentu.....	33
Slika 5.5 Prikaz opcija programa koje omogućuju korisniku da odabere tip testa kroz koji je ispitanik prošao.	34
Slika 5.6 Padajući meni koji omogućuje korisniku odabir prikaza signala. Odabiranjem opcije “Celi signali” korisniku se prikazuje signal snimljen tokom celog testa, dok odabiranjem opcije “Podeljeni na delove” korisniku se prikazuju signali koji odgovaraju svakoj nacrtanoj figuri.....	34
Slika 5.7 Prikaz panela kada se odabere opcija prikazivanja signala koji su snimljeni tokom crtanja svake zasebne figure.	35
Slika 6.1 Prikaz frekvencijskih spektara signala snimljenog, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Na grafiku levo prikazan je frekvencijski spektar signala snimljenog dok je ispitanik imao ulogu "crtača", dok grafik desno prikazuje frekvencijski spektar signala dok je ispitanik bio "posmatrač".....	39
Slika 6.2 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio “crtač” i ”posmatrač”. Signali su snimljeni tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika,, elektrodom postavljenom na poziciju C3.....	40
Slika 6.3 Spektri EEG signala snimljenih, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao “crtač”, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji “posmatrača”. Ime grafika (“Figura 1” – “Figura 5”) ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.	41
Slika 6.4 Spektri EEG signala snimljenih, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao “crtač”, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji “posmatrača”. Ime grafika (“Figura 6” – “Figura 10”) ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.	41
Slika 6.5 Spektri EEG signala snimljenih, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao “crtač”, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji “posmatrača”. Ime grafika (“Figura 11” – “Figura 15”) ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali.	

Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.....42

Slika 6.6 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtač" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.....42

Slika 6.7 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C4. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtač", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.....43

Slika 6.8 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtač", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.....43

Slika 6.9 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji T3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtač", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.....44

Slika 6.10 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtač" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji T3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.....44

Slika 6.11 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "otežanog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika

predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtač", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

.....45

Slika 6.12 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtač" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "otežanog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

.....46

Slika 6.13 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik gledao snimljeni film za vreme dok je crtao objekte, drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik gledao film i stvarao mentalne napore sa ciljem da koriguje sve nastale greške, dok poslednjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik bio u funkciji "crtača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik posmatrao / mentalno korigovao greške nastale pri crtanju / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

.....47

Slika 6.14 Koherenca između signala snimljenih tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom na poziciji C3. Grafici na vrhu prezentuju koherencu između snimljenih signala tokom gledanja filma i gledanja filma uz mentalni napor da se koriguju sve napravljene greške tokom crtanja. Pet grafika u sredini odgovaraju koherenci između snimljenih signala tokom gledanja filma i crtanja objekta, dok poslednji red grafika predstavlja koherencu između signala zabeleženih tokom gledanja filma i zamišljanja pokreta sa ciljem korigovanja greške i crtanja figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik gledao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.48

Slika 6.15 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "otežanog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik gledao snimljeni film za vreme dok je crtao objekte, drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik gledao film i stvarao mentalne napore sa ciljem da koriguje sve nastale greške, dok poslednjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik bio u funkciji "crtača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik posmatrao / mentalno korigovao greške nastale pri crtanju / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

.....49

Slika 6.16 Koherenca između signala snimljenih tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom na poziciji C3. Grafici na vrhu predstavju koherencu između snimljenih signala tokom gledanja filma i gledanja filma uz mentalni napor da se koriguju sve napravljene greške tokom crtanja. Pet grafika u sredini odgovaraju koherenci između snimljenih signala tokom gledanja filma i crtanja objekta, dok poslednji red grafika predstavlja koherencu između signala zabeleženih tokom gledanja filma i zamišljanja pokreta sa ciljem korigovanja greške i crtanja figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik gledao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.50

Spisak skraćenica

Skraćenica	Naziv na engleskom	Naziv na srpskom
A / D	Analog / Digital	Analogno / Digitalno
ADHD	Attention Deficit Hyperactivity Disorder	Poremećaj hiperaktivnosti i deficita pažnje
AEP	Auditory Evoked Potential	Auditorni evocirani potencijal
Ag / AgCl	Silver / Silver chloride	Srebro / Srebro hlorid
ALS	Amyotrophic Lateral Sclerosis	Amiotrofična lateralna skleroza
AP	Action Potential	Akcioni potencijal
BCI	Brain Computer Interface	Mozak – kompijuter interfejs
Cl	Chlorine	Hlor
CMMR	Common Mode Rejection Ratio	Faktor potiskivanja zajedničkog signala
EEG	Electroencephalography	Elektroencefalografija
EKG	Electrocardiography	Elektrokardiografija
EMG	Electromyography	Elektromiografija
EOG	Electrooculography	Elektrookulografija
EP	Evoked Potencial	Evocirani potencijal
ERD/ERS	Event-Related (De)Synchronization	(De)Sinhronizacija vezana za događaj
ERP	Event-Related Potential	Potencijal vezan za događaj
FFT	Fast Fouroier Transformation	Brza Fourier-ova transformacija
fMRI	functional Magnetic Resonance Imaging	Funkcionalna magnetna rezonancija
HEG	Hemoencephalography	
Hz	Hertz	Herc
k	kilo	Kilo
K	Kalium	Kalijum
LFP	Local Field Potentials	Potencijali lokalnih polja
V	Volt	Volt
μ	Micro	Mikro
m	mili	Mili
M	Mega	Mega
MD	Muscular Dystrophy	Mišićna distrofija
MEG	Magnetoencephalography	Magnetoencefalografija
MS	Multiple Sclerosis	Multipla skleroza
Na	Natrium	Natrijum
Ω	Ohm	Om
PET	Positron Emission Tomography	Pozitronska emisiona tomografija
s	second	Sekunda
SCP	Slow Cortical Potential	Spori kortikalni potencijali
SPECT	Single-Photon Emission Computed Tomography	Spektroskopska emisiona tomografija
SSEP	Somatosensory Evoked Potential	Somatosenzorni evocirani potencijal
SSVEP	Steady State Visually Evoked	Stacionarni vizuelni Evocirani

Uticaj vizuelne povratne informacije na promene u kortikalnoj aktivnosti tokom realnih i zamišljenih pokreta

t	Potential	potencijali
VEP	time	Vreme
Z	Visual Evoked Potential	Vizuelni evocirani potencijal
	Impedance	Impedansa

1 Uvod

Ideja o upravljanju okolinom i komunikaciji s njom samo putem misli je verovatno oduvek okupirala ljudsku maštu. Do skora komunikacija putem misli mogla se videti samo u filmovima naučne fantastike, dok je danas čest predmet istraživanja u oblastima psihologije, medicine, elektrotehnike, filozofije, etike.

Jedna od realizacije ovog načina komunikacije sa okolinom omogućavaju Mozak-računar interfejs (engl. Brain Computer Interface - BCI) sistemi. To su sistemi kod kojih se poruke ili komande nad uređajima (kompjuteri ili roboti) ne prenose, kao što je uobičajeno, putem neuromišićnog sistema, već se sve željene akcije obavljaju isključivo kognitivnim funkcijama.

Ovakvi sistemi korisnicima pružaju mogućnost povratne informacije o njihovoj kortikalnoj aktivnosti, što im pruža dodatnu sferu primene. Naime, BCI se često koriste ne samo za komunikaciju, već i za edukaciju korisnika kako da kontrolišu kortikalnu aktivnost. Treniranje ljudi da indukuju određenu vrstu kortikalne aktivnosti je česta pojava u oblasti medicine, pogotovu kada se govori o rehabilitaciji nakon moždane traume.

Zadatak ovog rada je poređenje kortikalnih aktivnosti ispitanika, metodom koherence, snimljenih kada ispitanici izvršavaju realne pokrete učestvujući u crtačkom testu osmišljenom za ovaj eksperiment i kada se fokusiraju na kognitivno planiranje pokreta sa ciljem da isprave nastale greške prilikom crtanja figura koje se koriste u Bender – Gestalt testu. Rezultati ovog rada mogu imati doprinos u uvođenju ove vrste treninga u neurorehabilitaciji, pored standardnih metoda koje se primenjuju kod oporavka ljudi koji su pretrpeli moždani udar.

Deo istraživanja sprovedenog za potrebe nastanka ovog rada je objavljeno na domaćoj konferenciji ETRAN pod nazivom „Drawing test for studying differences in cortical and muscle activities during the imaginary and real movements“.

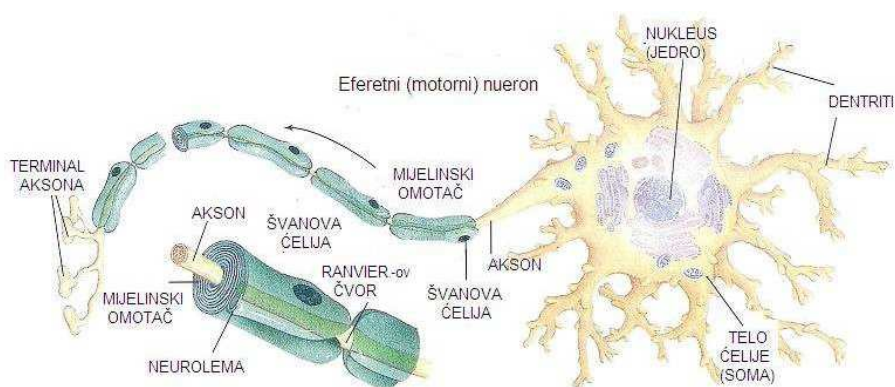
Ovaj rad ima 59 strana, 40 slika i broji 46 naslova u listi referenci. Organizovan u osam poglavlja. U uvodu je naznačeno šta je zadatak ovog rada. Drugo poglavlje upoznaje čitaoca sa osnovnim informacijama o nastanku moždane aktivnosti, kao i o talasnim oblicima koji se javljaju kod čoveka u zavisnosti od okolnosti u kojima se nalazi. Objašnjenje o načinu na koji je moguće snimiti kortikalne signale i kako se oni snimaju, napisano je u poglavlju tri. U poglavlju četiri dato je detaljno objašnjenje kako je moguće iskoristiti i indukovati moždane talase određene vrste. Informacije o eksperimentu sprovedenom kako bi se prikupili kortikalni signali i softveru koji je kreiran za potrebe obrade podataka se nalaze u petoj celini, dok su rezultati i diskusija rezultata predstavljeni u šestom i sedmom poglavlju, respektivno. Na samom kraju izvedeni su zaključci o istraživanjima i dat je predlog za dalja istraživanja.

2 Kortikalna aktivnost

2.1 Generisanje kortikalne aktivnosti

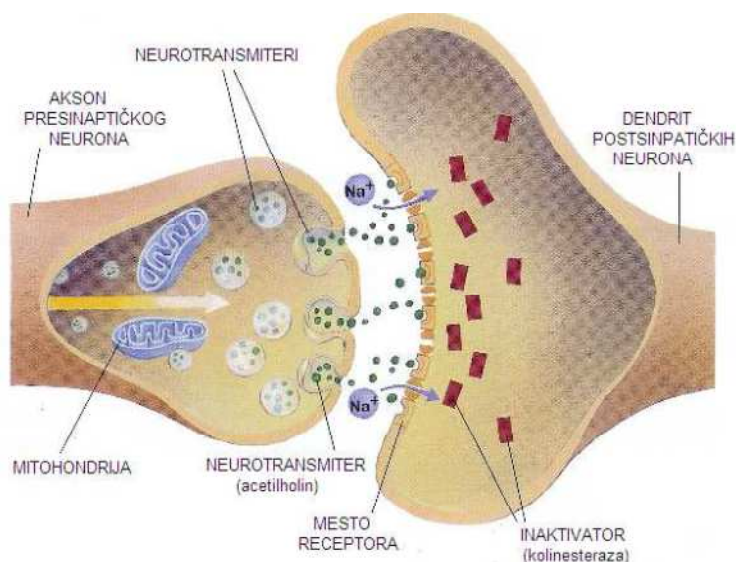
2.1.1 Sinaptička veza

Poznato je da se moždane ćelije dele na neurone i glija ćelije [1]. Kako jedna, tako i druga vrsta ćelija generiše električnu moždanu aktivnost. Na slici 2.1 prikazan je tipičan oblik motornog neurona koji se sastoji iz some (telo neurona), aksona (duži nastavci) i dendrita (kraći nastavci). Na površini dendrita i some neurona se nalazi nekoliko hiljada malih čvorova koje nazivamo sinaptički čvorovi, slika 2.2. Oni imaju ulogu u međusobnom povezivanju neurona.



Slika 2.1 Motorni neuron [2].

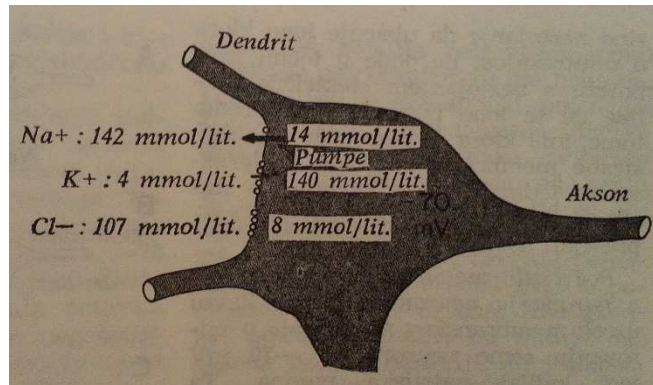
Sa slike 2.2 može se uočiti da je čvor odvojen od some neurona sinaptičkom pukotinom. U čvoru se nalaze dve strukture koje su važne ekscitacijske ili inhibitorne funkcije sinapse i to su mehurići i mitohondrije. Sinaptički mehurići sadrže neurotransmittersku materiju acetilholin ili glicin koja, oslobođena u sinaptičku pukotinu ekscitira ili inhibira neurone, respektivno. Do ekscitacije dolazi ako se na membrani neurona nalaze ekscitacioni receptori, dok inhibicija nastaje ako su na membrani inhibitorni receptori. Mitohondrije imaju ulogu u generisanju nove transmitterske materije. Kada se akcioni potencijal (engl. Action Potential - AP) proširi do presinaptičkog završetka, depolarizacija membrane prouzrokuje da se u sinaptičku pukotinu isprazni mali broj mehurića. Oslobođeni transmitter izazove odmah promene propusnih svojstva sinaptičke membrane i to dovodi do ekscitacije ili inhibicije u zavisnosti koji se receptori nalaze na membrani.



Slika 2.2 Sinaptička veza dva neurona [2].

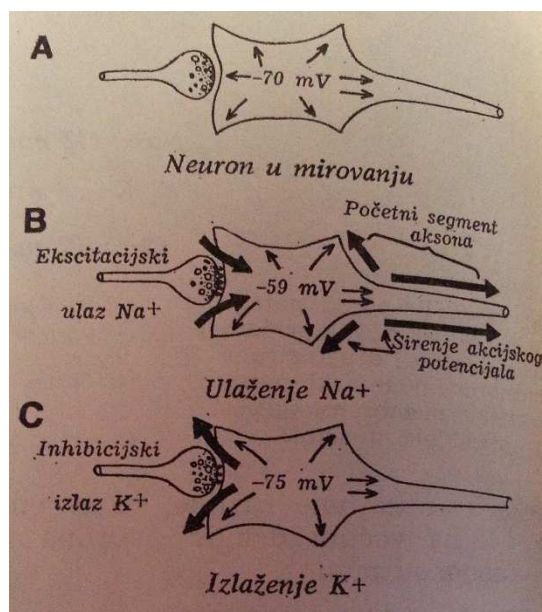
2.1.2 Membranski potencijal

Potencijal membrane u ravnotežnom stanju je oko -70 mV , slika 2.3 [1]. Promenom koncentracije jona Na^+ , K^+ i Cl^- dolazi do promene potencijala na membrani što za posledicu ima promenu propustljivosti membrane. Povećanjem potencijala membrana dolazi do propustljivosti membrane za jone Na^+ , dok smanjenjem potencijala membrana postaje ne propustljiva za iste jone. To je osnova za dvojak funkciju neurona.



Slika 2.3 Neuron u ravnotežnom stanju [1].

Sa slike 2.4, na kojoj je prikazana je razlika u koncentraciji jona Na^+ , K^+ i Cl^- , se vidi da je koncentracija jona Na^+ veoma velika van neurona dok je unutra manja. Taj gradijent koncentracije Na^+ stvara snažna pumpa za Na^+ koja neprekidno izbacuje jone Na^+ izvan neurona. S druge strane koncentracija jona K^+ unutar some je velika, ali je veoma mala u ekstracelularnoj tečnosti. Prikazana je slaba pumpa K^+ koja nastoji da ubaci K^+ u unutrašnjost ćelije, međutim membrana je propusna za K^+ , tako da je pumpa srazmerno nevažna jer joni K^+ cure kroz pore tako lako da to poništava svo delovanje pumpe. Ako govorimo o jonima Cl^- može se primetiti da je njihova koncentracija jako velika u ekstracelularnoj tečnosti u odnosu na unutrašnjost neurona. Takođe, neuron je propustan za jone hlora tako da nije neophodno postojanje pumpe za jone Cl^- .



Slika 2.4 Tri stanja neurona. A) Neuron u mirovanju, B) Neuron pri ekscitaciji i C) Neuron pri inhibiciji [1].

2.1.3 Učinak sinaptičke ekscitacije na postsinaptičku membranu

Kao što je ranije spomenuto ulogu u ekscitaciji neurona imaju ekscitorni receptori na membrani ćelije [1]. Na slici 2.4 A je prikazana ćelija u ravnotežnom stanju kada je njen potencijal -70 mV u odnosu na ekstracelularnu tečnost. Kada dođe do izlučivanja transferne materije iz sinaptičkog čvorića u pukotinu između čvorića i membrane dolazi do delovanja transferne materije na receptore membrane tako da se povećava propusnost membrane za sve jone. Međutim, to opsežno otvaranje pora na membrani omogućuje uglavnom jonima Na^+ pa putuju prema unutrašnjosti neurona. Veliki elektrohemijski gradijent nastoji da potera Na^+ unutra dok koncentracijski gradijent K^+ i Cl^- gotovo u ravnoteži s električnim potencijalom.

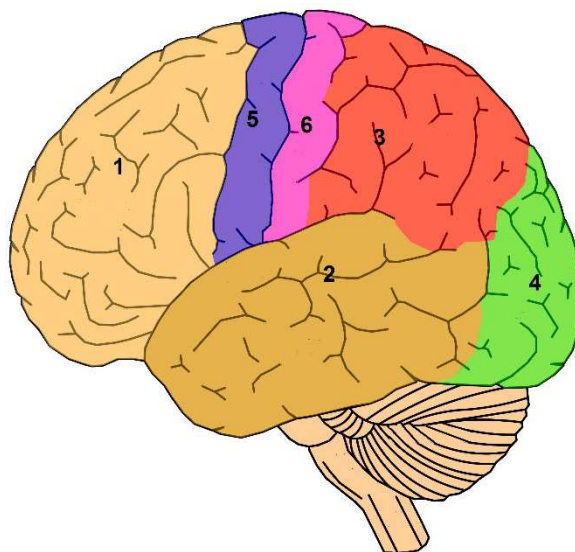
Brz ulazak pozitivno naelektrisanih jona Na^+ u unutrašnjost neurona neutralizuje delom negativnost membranskog potencijala u stanju ravnoteže, tako da je potencijal ćelije u -59 mV, slika 2.4 B. Ovaj porast potencijala ćelije se naziva ekscitacijski postsinaptički potencijal. Ukoliko ovaj potencijal postane dovoljno veliki izazvaće AP u neuronu, pa će ga na samim tim i pobuditi.

2.1.4 Učinak sinaptičke inhibicije na postsinaptičku membranu

Inhibicijske sinapse povećavaju permeabilnost postsinaptičke membrane samo za jone K^+ i Cl^- [1]. Otvoreni kanali su premali da bi bili propusni za jone Na^+ , ali svakako su dovoljno veliki da dozvole izlazak jona K^+ , slika 2.4 C. Naime u stanju ravnoteže slaba kalijumska pumpa je u unutrašnjost nervne ćelije ubacila jone K^+ , tako da unutra ima više jona K^+ nego što je neophodno za tačno stanje ravnoteže. Prema tome će otvaranje pora prouzrokovati da deo suvišnih jona K^+ izađe napolje, pa će u unutrašnjosti ćelije biti manja količina pozitivnih naelektrisanja, a ostaće negativni joni. Ovakvo stanje čini ćeliju još negativnijom u odnosu na ravnotežno stanje, te je njen potencijal -75 mV u odnosu na spoljašnjost. Ovakvo stanje ćelije zovemo hiperpolarizovano stanje, a potencijal koji dovodi do tog stanja u koga uzrokuju inhibicioni transmitteri, nazovemo inhibicioni postsinaptički potencijal.

2.2 Moždani talasi

Ako se registruju električne aktivnosti na površini mozga može se uočiti neprestana aktivnost mozga. Intenzitet i oblik ove električne aktivnosti u velikoj meri određuje ukupan nivo aktivnosti mozga [1]. U cilju posmatranja određenih moždanih aktivnosti korteks čoveka je podeljen na zone, slika 2.6. Samim tim još jedna od karakteristika koja međusobno odvaja talase je da se pojedini talasi mogu javiti samo u određenim zonama korteksa.



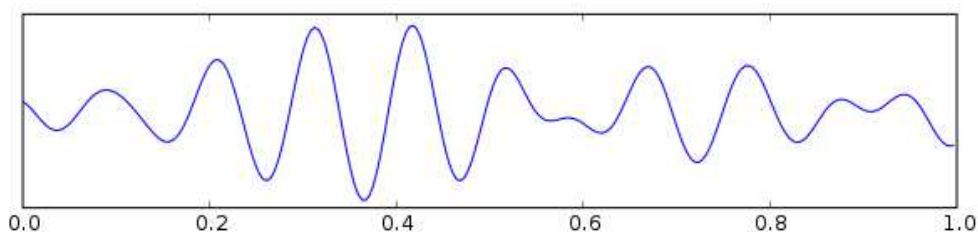
Slika 2.5 Podela korteksa na zone. 1 - Frontalna zona, 2 - Temporalna zona, 3 - Parijetalna zona, 4 - Okcipitalna zona, 5 - Primarni motorni korteks, 6 - Primarni somatosenzorni korteks.

Talasni izgled električnih potencijala, naziva se moždani talas. Jačina moždanih signala na površini lobanje je u rasponu od 0 do 300 μV , a frekvencije su u rasponu od jednog talasa svakih nekoliko milisekundi do 50 i više talasa u sekundi.

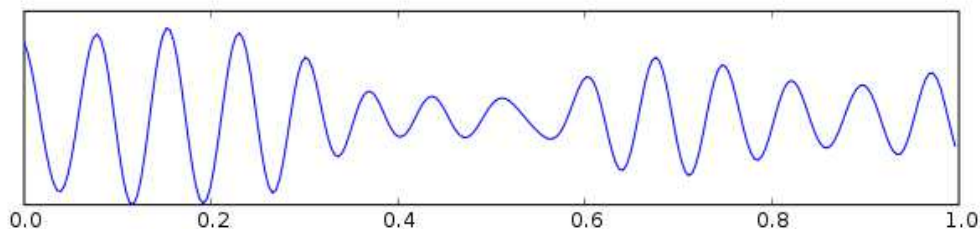
2.2.1 Ritmička aktivnost

Iako su moždani talasi u velikoj meri nepravilnog oblika bez mogućnosti kreiranja nekog šablona, ipak moguće je detektovati i talase karakterističnog oblika. Prema osobinama koje poseduju talase možemo da podelimo na alfa, beta, teta i delta talase [1], [2].

Alfa talasi su ritmički talasi koji se javljaju u opsegu frekvencija od 8 do 13 Hz kod gotovo svih ljudi kada su budni, mirni i misaono neaktivni slika 2.6. Amplituda karakteristična za alfa talase je $50\mu\text{V}$. Tokom spavanja alfa talasi iščeznu u potpunosti, a kada se pažnja kod budnog čoveka usmeri na određenu vrstu dešavanja, alfa talase zamene asinhroni beta talasi koje karakteriše veća frekvencija ali niža amplituda. Frekvencijski opseg alfa talasa u cilju određenih analiza možemo podeliti na niži alfa (8 - 11 Hz) i viši alfa (11 - 13 Hz) opseg. Mu ritam ili senzornomotori ritam (9-11 Hz) spada u frekvencijski opseg alfa talasa ali njegov fiziološki značaj se razlikuju u odnosu na alfa ritam, slika 2.7. Ovi talasi se vezuju za funkcije motornog korteksa.

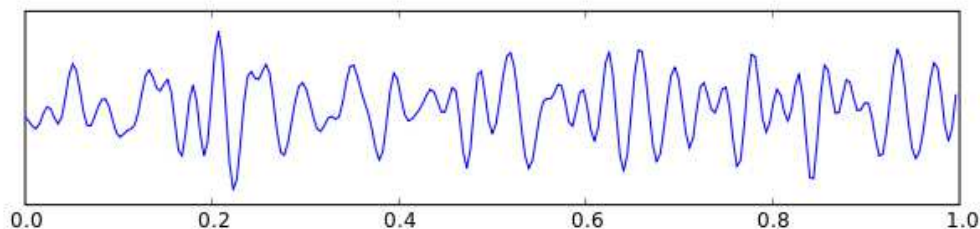


Slika 2.6 Talasni oblik alfa aktivnosti [3].



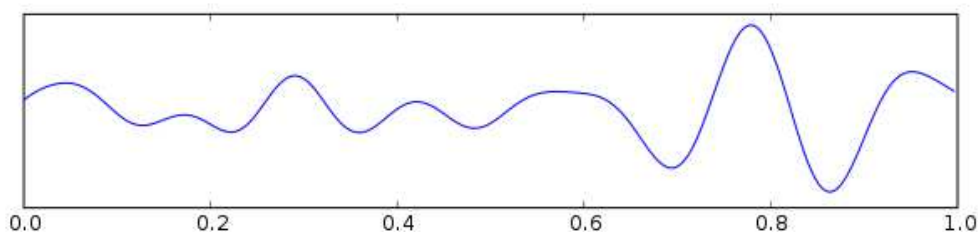
Slika 2.7 Talasni oblik mu aktivnosti [3].

Beta talasi se javljaju u frekvencijskom opsegu od 14 Hz do 50 Hz, slika 2.8. Većinom se snimaju na parijetalnoj i temporalnoj regiji korteksa. Beta talasi se mogu podeliti na beta I i Beta II talase. Beta I talase karakteriše frekvencija gotovo dvostruko veća od alfa talasa, a na njih utiče mentalna aktivnost skoro isto kao na alfa talase, tj. iščezavaju a pojavljuju se Beta II talasi. Ova vrsta talasa je karakteristična za pojavu duševne napetosti.



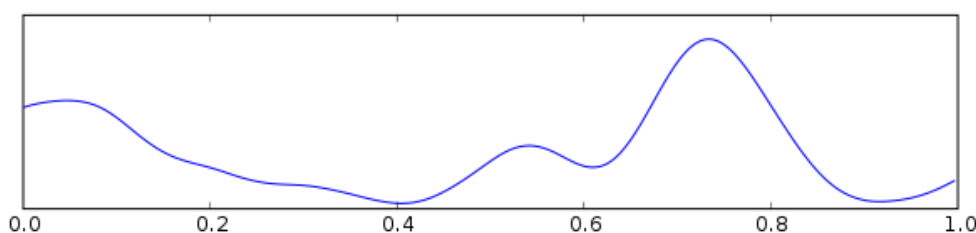
Slika 2.8 Talasni oblik beta aktivnosti [3].

Teta talasi se javljaju u opsegu frekvencija od 4 - 7 Hz, slika 2.9. Najčešće se mogu se detektovati u parijetalnoj i frontalnoj regiji kod dece. Ova vrsta talasa se javlja kod odraslih osoba u slučaju emocionalnog stresa, razočarenja i frustracije. Uobičajeno vreme trajanja ovih ritmova je 20 s.



Slika 2.9 Talasni oblik teta aktivnosti [3].

U delta talase spadaju svi talasi sa frekvencijom nižom od 3,5 Hz, slika 2.10. Ova vrsta talasa se javlja u dubokom snu i kod veoma teških organskih bolesti mozga.



Slika 2.10 Talasni oblik delta aktivnosti [3].

2.2.2 Izazvana kortikalna aktivnost

Evocirani potencijali (engl. Evoked Potential - EP) - moždani odgovori na repetitivnu stimulaciju specifičnog nervnog puta i naziv za neurofiziološku tehniku za ispitivanja senzornog sistema [4]. Karakteristika ovih signala je što su ponovljivi sa određenom latencom u odnosu na stimulaciju i imaju karakterističnu visinu amplitude. Ovi talasi se označavaju slovom P ili N u zavisnosti da li je pik koji se javlja negativan ili pozitivan. Pored navedenih slova stavlja se i broj koji označava latencu signala u odnosu na stimulaciju. Prema vrsti stimulacije EP delimo na:

- stacionarne vizuelne evocirane potencijale (engl. Steady State Visuell Evoked Potentials – SSVEP) – moždani odgovori na vizuelnu stimulaciju na određenim frekvencijama. Kada je frekvencija stimulacije u opsegu od 3,5 Hz do 75 Hz, mozak generiše električnu aktivnost iste frekvencije kao što je frekvencija vizuelnog stimulusa [5],
- vizuelne evocirane potencijale (engl. Visuell Evoked Potentials - VEP) – promene u kortikalnoj aktivnosti izazvane vizuelnom stimulacijom. Uobičajeno je da se koriste slikovne stimulacije koje izazivaju talase određene latence i amplitude.
- auditorni evocirani potencijali (engl. Auditory Evoked Potentials - AEP) – kortikalni odziv na auditornu stimulaciju.

- somatosenzorni evocirani potencijali (engl. Somatosensory Evoked Potentials - SSEP) – predstavljaju odgovore na stimulaciju perifernog nervnog sistema. Ova vrsta stimulacije se primenjuje za proveru provođenja nervnog impulsa od perifernog nervnog sistema do centralnog nervnog sistema.

Potencijali vezani za događaj (engl. Event-Related Potentials - ERP) – predstavljaju meru moždanog odziva na specifičan senzorni, kognitivni ili motorni događaj [6]. Senzorni stimuli i motorne informacije mogu izazvati promene u određenom vremenskom intervalu nakon početka stimulusa u skupovima neurona relevantnim za dati događaj. Ukoliko se stimulus ne menja, ove promene u signalu mogu se očekivati uvek na približno istom vremenskom intervalu od početka pobude, iako je faza signala promenljiva. Može se reći da promene karakteristika EEG signala nakon događaja reflektuju promene na određenim frekvencijama trenutne EEG aktivnosti i u opštem slučaju se sastoje od promene amplitude spektralne snage u datom frekvencijskom opsegu. Promena spektralne snage nastaje upravo usled sinhronizacije ili desinhronizacije aktivnosti skupova neurona [7]. Opisane promene spektralne snage moždane aktivnosti u stručnoj literaturi su poznate pod nazivom desinhronizacija / sinhronizacija vezana za događaj (engl.)

Kada se govori o ERP-ovima, prva pomisao su mentalni zadaci poput zamišljanja pokreta ekstremiteta.

2.2.3 Zamišljanje pokreta ekstremiteta

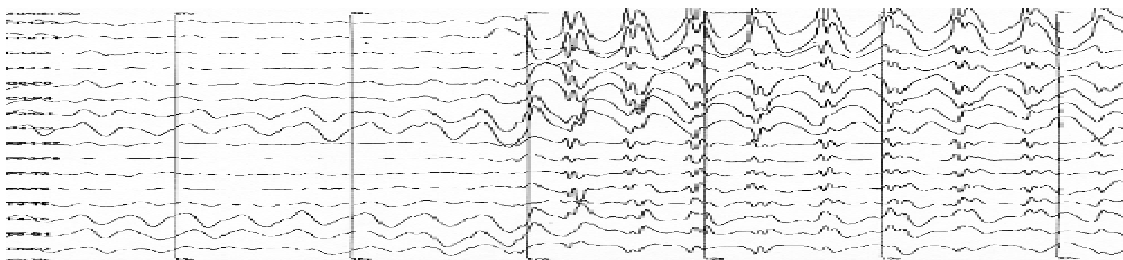
Zamišljanje pokreta može promeniti neuralnu aktivnost primarnih senzomotornih oblasti na sličan način kao što je to slučaj sa izvršenim pokretima [8], [9]. Elektroencefalografski (EEG) signali u okviru mu i beta frekvencijskog opsega mogu biti potisnuti usled izvršavanja pokreta ili zamišljanja istog. Ova dva opsega se iz tog razloga uzimaju kao referentno stanje mirovanja senzomotornog korteksa [10]. Dok neuralne strukture i kortikalne oblasti ne procesiraju senzorne informacije ili motorni izlaz, senzomotorni korteks je u stanju mirovanja i tada je mu aktivnost izražena u odnosu na ostatak frekvencijskog opsega moždanog signala. Pad amplitude na tom frekvencijskom opsegu označava spremnost na izvođenje pokreta ili reakciju na senzorni stimulus.

Zamišljanje pokreta može da se podeli na kinestetičko zamišljanje pokreta i vizuelno zamišljanje pokreta. Tokom kinestetičkog zamišljanja pokreta, ispitanik oseća da izvršava pokret sa svim čulnim propratnim efektima (perspektiva prvog lica), dok tokom vizuelnog zamišljanja pokreta ispitanik zamišlja sebe iz daljine kako izvršava pokret (perspektiva trećeg lica) [11]. Prema izvršenim studijama pokazano je da je aktivacija određenih kortikalnih zona, uključujući primarnu motornu zonu, senzornomotorni korteks i parijetalnu zonu, znatno bolja u slučaju kada ispitanici zamišljaju pokrete iz prve perspektive.

3 Akvizicija kortikalnih signala

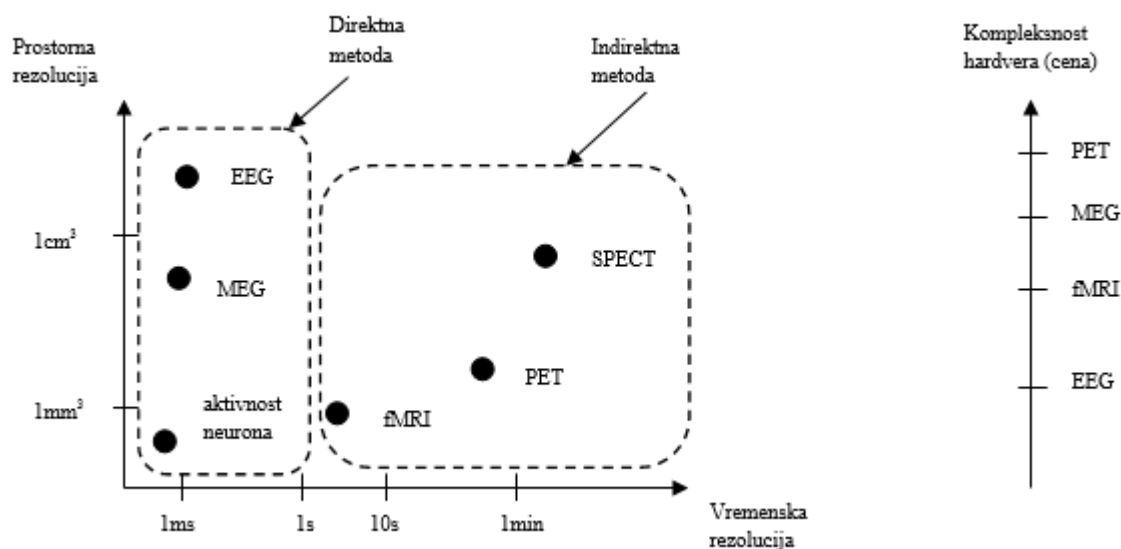
3.1 Uređaji za snimanje moždane aktivnosti

Elektroencefalografija (EEG) je posebna neurofiziološka metoda koja registruje moždanu električnu aktivnost preko elektroda smeštenih na poglavini (što je najčešći vid korišćenja) ili subduralno odnosno unutar moždanog tkiva (što se koristi u preoperativnoj pripremi bolesnika sa epilepsijom) [12]. Ova tehnika snimanja se zasniva na beleženju promene električnog polja tokom generisanja moždane aktivnosti. Na slici 3.1 se može videti izgled elektroencefalograma.



Slika 3.1 Primer elektroencefalograma [12].

Poznato je da se tokom moždane aktivnosti javljaju i električne struje koje generišu magnetno polje koje se može snimiti, a na osnovu koga se može pratiti moždana aktivnost. Uređaji koji rade na ovom principu su magnetoencefalografija (MEG) i funkcionalna magnetska rezonanca (fMRI).



Slika 3.2 Upoređivanje karakteristika uređaja koji se koriste za snimanje moždane aktivnosti u zavisnosti od prostorne i vremenske rezolucije (levo) i kompleksnosti hardvera (desno).

Prilikom beleženja moždane aktivnosti, navedenim uređajima, treba imati na umu da kod svakog od uređaja se javlja kompromis između vremenske i prostorne rezolucije. Tako na primer, fMRI prikazuje snimljeni signal sa boljom prostornom nego vremenskom rezolucijom, dok je u slučaju MEG-a i EEG-a obrnuti slučaj (slika 3.2). Takođe, ako se razmatra kompleksnost hardvera i cena uređaja EEG ima veliku prednost u odnosu na druga dva uređaja.

3.2 Konfiguracija elektroencefalografskog uređaja za snimanje kortikalnih signala

3.2.1 Elektrode

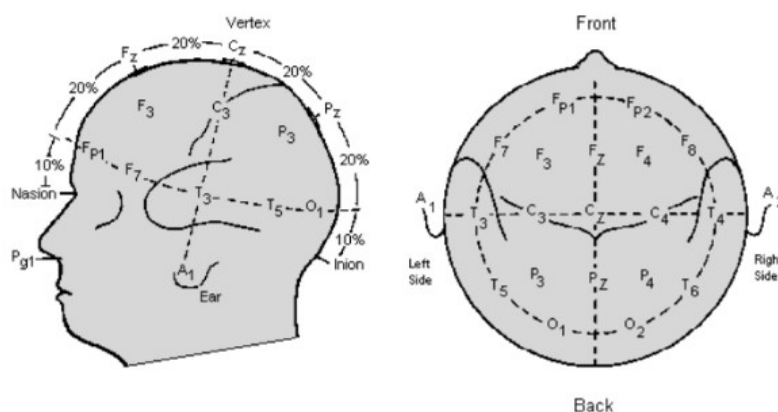
Uobičajeno je da se pre svakog početka snimanja kortikalnih signala koža ispitanika pripremi trljanjem abrazivne paste sa ciljem da se uklone sve nečistoće sa kože kao i izumreli delovi koji doprinose povećanju impedanse kože. Za kvalitetno snimanje signala neophodno je održati impedansu kože ispod 5 k Ω [2]. Na tako pripremljenu kožu nanosi se provodni gel koji omogućuje prislan kontakt elektrode sa površinom korteksa .

Elektrode koje koriste u svrhu snimanja EEG-a mogu da budu jedнопotrebne i višepotrebne. Kada govorimo o jedнопotrebnim elektrodama ukoliko se vrši neinvazivno snimanje signala, tada se koriste površinske elektrode napravljene od Ag / AgCl (slika 3.3 levo), dok za invazivna snimanja se koriste iglene elektrode.



Slika 3.3 Jednoupotrebne elektrode za snimanje kortikalne aktivnosti (levo). EEG kapa (desno).

Neretko je potrebno istovremeno snimati signale sa više mesta na korteksu sa ciljem praćenja kortikalnih signala, tada je koriste kape koje u sebi imaju ugrađene elektrode (slika 3.3 desno). Elektrode ugrađene u kapu za snimanje EEG-a spadaju u grupu višeupotrebnih elektroda.

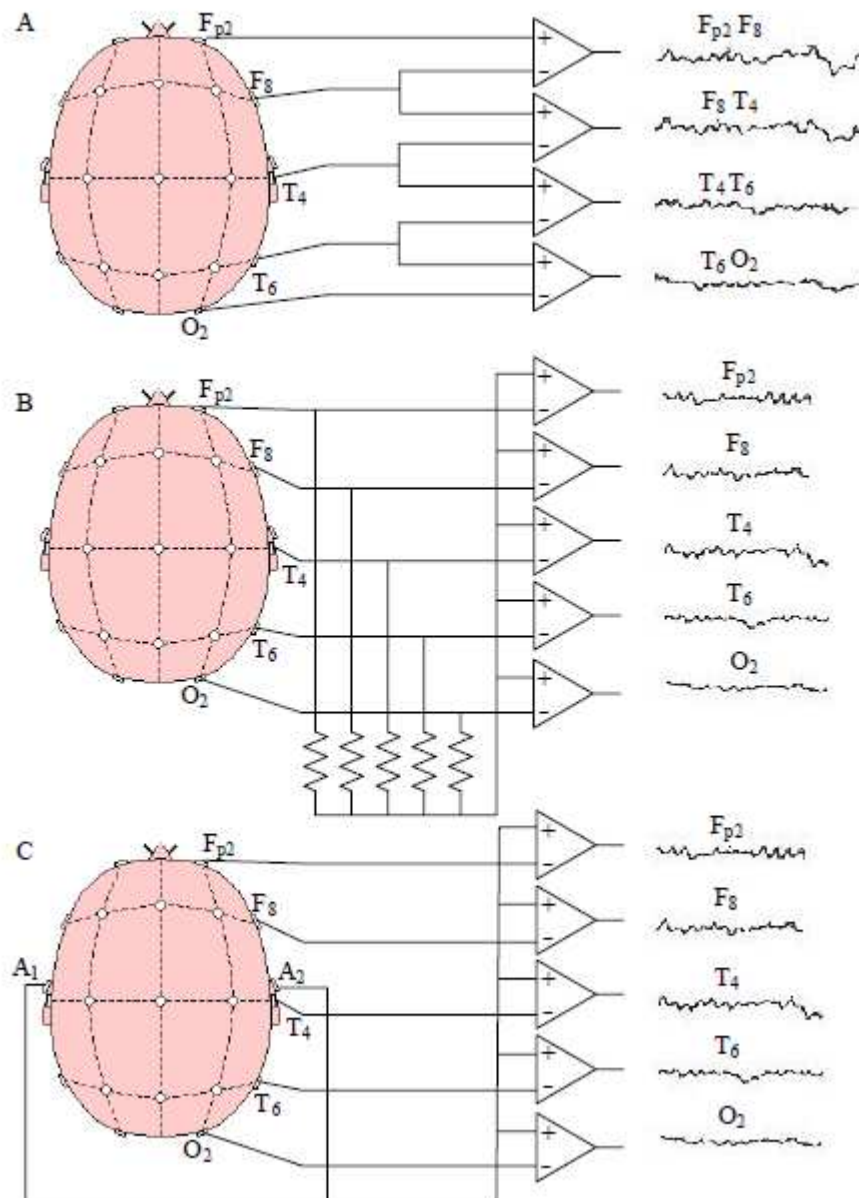


Slika 3.4 Raspored elektroda za snimanje kortikalne aktivnosti prema 10 - 20 internacionalnom sistemu. [2]

Postavljanje elektroda na skalp se odvija po ugledu na raspored elektroda prema 10-20 internacionalnom sistemu, slika 3.4. Svako slovo na slici predstavlja kortikalnu regiju sa koje se snimaju signali (F - frontalna, P – parijetalna, T - temporalna, O - okcipitalna, C - centralna), dok parni i neparni brojevi elektroda označavaju desnu i levu moždanu hemisferu, respektivno.

Elektroda označena G (engl. ground) predstavlja uzemljenje, koje se uobičajeno postavlja na čelo ispitanika, dok elektrode obeležene sa A predstavljaju referentne elektrode u unipolarnoj konfiguraciji merenja koje se postavljaju na uvo ili na mastoidnu kost.

EEG signal može da bude meren unipolarno (u odnosu na referentnu elektrodu) i bipolarno (između pojedinačnih elektroda), slika 3.5.



Slika 3.5 Konfiguracija za merenje EEG signala. A) Bipolarno merenje, B) Unipolarno merenje u odnosu na srednju vrednost i C) Unipolarno merenje u odnosu na referentnu tačku [2].

3.2.2 Diferencijalni pojačavač

Svaka elektroda sa kojom se snimaju kortikalni signali se povezuje na jedan kanal diferencijalnog pojačavača. Obzirom da su kortikalni signali jako male amplitude, on ima ulogu u pojačavanju signala. Za potrebe snimanja moždanih signala zadovoljavajući su pojačavači koji imaju veliki faktor potiskivanja zajedničkog signala ($CMRR > 120\text{dB}$), veliku ulaznu impedansu ($Z > 10\text{ M}\Omega$ za diferencijalni signal i $Z > 100\text{ M}\Omega$ za zajednički signal), pojačanje signala treba da bude između $10^3 - 10^6$ puta.

3.2.3 Analogno - digitalni konvertor

Obzirom da se snimaju analogni signali, kako bi se signali preneli na računar neophodno je izvršiti analogno – digitalnu (A / D) konverziju. Kako je frekvencijski opseg moždanih signala između 0,03 – 50 Hz, dovoljna frekvencija odabiranja prema Nikvistovoj teoremi za digitalizaciju signala je od 256-512 odbiraka/s. Međutim, za specijalna istraživanja ponekad se koristi i frekvencija smplovanja od 20000 odbiraka/s.

Pored digitalizacije signala pri A / D konverziji, vrši se i diskretizacija signala. Kako bi se očuvala što bolja rezolucija signala neophodno je da se pri diskretizaciji izvrši 16 – bitna konverzija.

3.2.4 Računar

Nakon izvršene A / D konverzije signala, dalje je signale moguće obrađivati na računaru. Postoje diferencijalni pojačavači u sklopu kojih se ugrađuju filteri za hardversko filtriranje signala. Međutim, danas je praksa da se na računar prenose sirovi signali (neobrađeni signali), a da se sva neophodna filtriranja izvrše softverski.

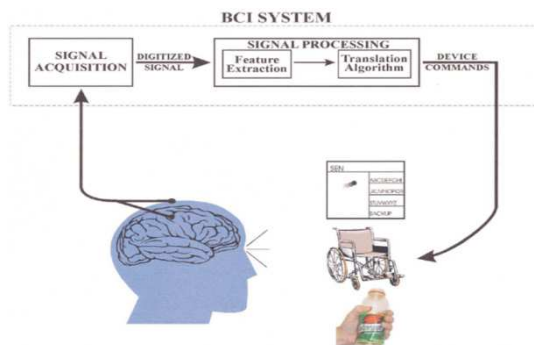
Pre nego se prikažu ili snime signali na računaru neophodno ih je isfiltrirati kako bi se uklonili artefakti koji potiču od gradske mreže (signal frekvencije 50 Hz), treptaja i pokreta očnih jabučica (elektrookulogram - EOG), elektromiografski signali (EMG) koji potiču od kontrakcije mišića na licu, pa čak i elektokariogramski signali (EKG).

4 Sistemi koji koriste kortikalne aktivnosti

4.1 Brain – Computer Interface

Mozak - računar interfejs (engl. Brain Computer Interface - BCI), je sistem za komunikaciju u kome poruke ili komande koje korisnik želi da prenese, ne prolaze neuralnim putevima od mozga do mišića već se moždanim signalima direktno prenose do eksternog uređaja [13]. Cilj ovih sistema je da se omogući upravljanje uređajima bez fizičkih pokreta.

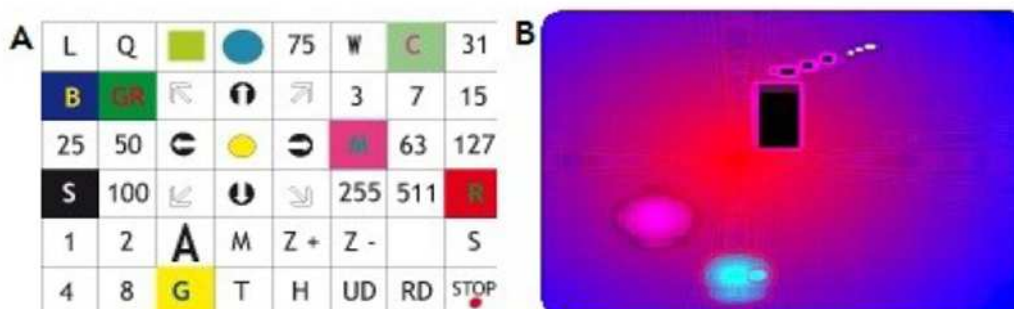
Ulaz u BCI sistem predstavlja bioelektrična moždana aktivnost korisnika, koja podleže obradi signala, u cilju pretvaranja moždane aktivnosti u komandu za upravljanje, shodno funkciji za koju je BCI namenjen (slika 4.1). Pod obradom signala se podrazumeva uklanjanje artefakta, filtriranje ulaznog signala, pojačanje ulaznog signala, izdvajanje korisnih sekvenci signala raznim matematičkim aparatima i njihova klasifikacija u upravljačke signale.



Slika 4.1 Šema BCI sistema.

Da bi BCI sistem uspešno obavljao funkciju za koji je namenjen mora zadovoljiti određene uslove, pri čemu je najvažnije da se obrada podataka odvija u realnom vremenu, kako bi se u skladu s dobijenim rezultatima, što je moguće pre, preduzele odgovarajuće radnje. Istovremeno, nužno je pružanje korisniku povratne informacije (engl. feedback) o uspešnosti komunikacije i/ili kontrole. Takođe, treba napomenuti da korisnik pre korišćenja ovih sistema mora da prođe nekoliko trening sesija u cilju povećanja preciznosti detektovanja komande koji je korisnik izabrao [14], [15], [16], [17], [18].

Prvobitna namena BCI sistema je bila usmerena da pomogne ljudima koji su zbog bolesti nekog dela motornog sistema (npr. amiotrofična lateralna skleroza – ALS, multipla skleroza – MS, mišićna distrofija – MD), povrede kičme, moždanog udara ili nekog drugog stanja ili povrede u većoj ili manjoj meri nepokretni [19]. Jedna od posledica bolesti motornog sistema je pojava „locked-in“ sindroma. Poznato je da je locked-in sindrom, retko, neurološko stanje koje karakteriše kvadriplegija, nemogućnost verbalne komunikacije, uz očuvanje pokreta grupe mišića na licu, pokreta očnih jabučica i očuvanja kognitivnih funkcija. Kod ljudi koji boluju od „locked-in“ sindroma BCI sistemi bi mogli da budu jedino sredstvo komunikacije sa okolinom, slika .



Slika 4.2 (levo) 8x6 matrica sa opcijama za slikanje, (desno) slika od strane pacijenta sa ALS.

Danas je BCI tehnologija dostigla daleko veću oblast primene. Napravljeni su sistemi koji obolelim ljudima pomažu u rehabilitaciji [20], [21]. Često se BCI koristi u kombinaciji s virtualnom stvarnošću za testiranje scenarija koji su opasni ili koje je teško izvršiti u

stvarnosti, npr. obučavanje korisnika za upravljanje elektromotornim invalidskim kolicima [22], [23]. Takođe, upotreba BCI-a i virtualne stvarnosti ima i potencijalnu komercijalnu primenu za video igre [24].

4.2 Neurofeedback sistem

Neurofeedback je tip biofeedback-a kog koga se izmerena kortikalna aktivnost (EEG) ili protok krvi kroz moždani deo vaskularnog sistema (engl. Hemoencephalography -HEG) pretvara u vrstu povratne informacije koja se prikazuje ispitaniku sa ciljem da ispitanik nauči da kontroliše kortikalnu aktivnost od interesa [25]. Povratna informacija data korisniku može da bude u vidu zvučnog ili vizuelnog signala jedne vrste ukoliko je ispitanik postigao cilj i druge vrste ukoliko njegova trenutna aktivnost nije dostigla željeni izgled. Najzastupljenija primena ovih sistema u praksi je kod lečenja poremećaja hiperaktivnosti i deficita pažnje.

Poremećaj hiperaktivnosti i deficita pažnje (engl. Attention Deficit and Hyperactivity Disorder - ADHD) je stanje za koje je karakterističan vrlo visok nivo teta aktivnosti u odnosu na smanjen nivo beta aktivnosti. Ovaj problem se uobičajeno javlja kod dece pubertetskog doba. Za dijagnostikovanje ovog poremećaja obično se prolaze testovi poput T.O.V.A test (test of variables of attention), Brain Train IVA test (a combined Intermediate Visual Auditoru test), GDS(Gordon Dijagnostik System), i CCPT (Conners Continuous Performance Test). Još 1976. godine Lubar [26] su otkrili da uz pomoć adekvatnog treninga, koji uključuje neurofeedback, kortikalne aktivnosti je moguće modifikovati odnos teta/beta aktivnosti u cilju lečenja poremećaja ADHD. Kasnije je sproveden niz studija koje pokazuju uspešnost lečenja ovog poremećaja pomoću neurofeedback-a [27], [28], [29]. Obzirom da je uspešnost neurofeedback-a se pokazala kao veoma dobra, danas ovaj vid lečenja je našao kliničku primenu.

S druge strane nekoliko studija je pokazalo da zamišljanje pokreta doprinosi poboljšanju a i učenju novih funkcija u različitim motornim zadacima [30] uključujući i relevantnu cerebralnu reorganizaciju [31]. Naime pokazano je da se premotorna zona, senzornomotorni korteks i parijetalna zona podjednako aktiviraju kada osobe zamišljaju pokrete, posmatraju i kada izvršavaju pokrete [32]. Kao dokaz ovoj činjenici, sprovedene su studije koje pokazuju značajno poboljšanje motorne kontrole nakon moždanog udara [33], [34], [35].

Danas je veoma veliki trend u svetu da se spajaju dve discipline kao što su Neurofeedback i BCI sistemi [36], [37], [38]. Studije u kliničkim uslovima u kojima su primeni EEG sistemi sa povratnom informacijom su pokazale da postojanje povratne informacije omogućava pacijentima lakšu kontrolu kortikalne aktivnosti i poboljšanje nivoa

pažnje [39], [40]. Primena neurofeedback sistema se koristi za regulisanje raspoloženja [41], u lečenju epilepsije [42], [43], poboljšanju memorije [44].

5 Test crtanja za praćenje promena u kortikalnoj aktivnosti

5.1 Ispitanici

Merenja su obavljena u Laboratoriji za BioMedicinsku Instrumentaciju i Tehnologije (<http://bmit.etf.rs>) Elektrotehničkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu. U merenjima je učestvovalo 8 ispitanika (pet muških i tri ženska). Ispitanici su zdrave osobe 24 ± 4 godina. Sedam od osam ispitanika je desnoruko, dok je jedan ispitanik levoruk. Jedan ispitanik sedi na stolici i gleda u ekran udaljen oko 50 cm od njega, dok drugi ispitanik sedi iza prvog ispitanika pomeren malo u levu stranu kako bi imao potpunu preglednost na slike prikazane monitoru (slika 5.1). Tokom snimanja ispitanik je zamoljen da ne pravi nikakve pokrete lica i ako je moguće da što manje puta trepće i pomera oči. Ceo eksperiment je izveden u realnim uslovima, sa prisutnim ljudima u prostoriji koji nisu bili uključeni u eksperiment.



Slika 5.1 Raspored sedenja ispitanika tokom izvođenja eksperimenta.

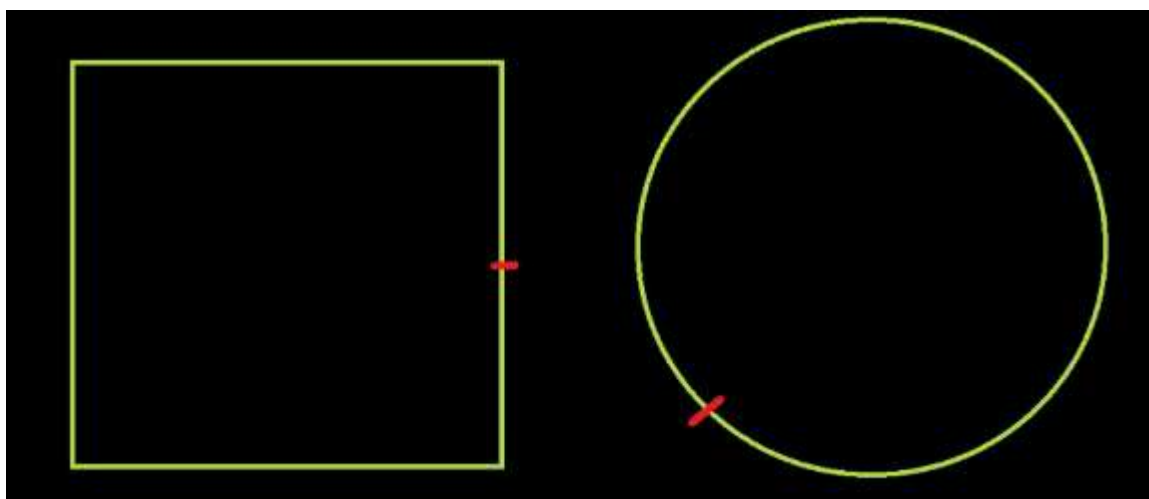
5.2 Postavka eksperimenta

Za potrebe ovog snimanja korišćena je EEG kapa sa 24 elektrode. Dvanaest kanala, sa elektrodama postavljenim na F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, T3, T4, T5, T6 lokacijama po internacionalnom 10 - 20 standardu odabrano je snimanje signala. Vršeno je unipolarno snimanje u odnosu na referentnu elektrodu koja je postavljena na školjku desnog uveta, dok je elektroda za uzemljenje postavljena na čelo. Za EEG merenja korišćen je dvadesetčetvoro kanalni Samrtng mBrainTrain bluetooth pojačavač elektrofizioloških signala. Pojačanje EEG signala bilo je podešeno na 70. Faktor potiskivanja zajedničkog signala je CMMR > 146 dB. Diskretizacija signala je izvršena sa frekvencijom odabiranja od 500 uzoraka u sekundi korišćenjem odgovarajućeg softvera, dok je digitalizacija signala izvršena 24 – bitnom konverzijom.

5.3 Opis eksperimenta

5.3.1 Eksperiment sa dva ispitanika

Na ekranu monitora računara ispitanicima se prikazuju jedna od figura (desna figura prikazana na slici 5.2) iz standardnog Bender-Gestalt testa koji se najčešće koristi za poboljšanje motornih funkcija kod dece [45].



Slika 5.2 Figure koje ispitanici crtaju tokom eksperimenta. Crvene linije označavaju mesto odakle ispitanik započinje crtanje u smeru suprotnom od smera kretanja kazaljke na satu.

Jedan od ispitanika („crtič“) je zamoljen da crta po digitalnoj tabli Wacom Intuos u kontinuitetu 15 krugova prikazanih na ekranu u smeru suprotnom od smera kretanja kazaljke na satu. Sve vreme dok crta ispitanik gleda u monitor računara, prati odstupanja od trajektorije i trudi se da ispravi napravljene greške.

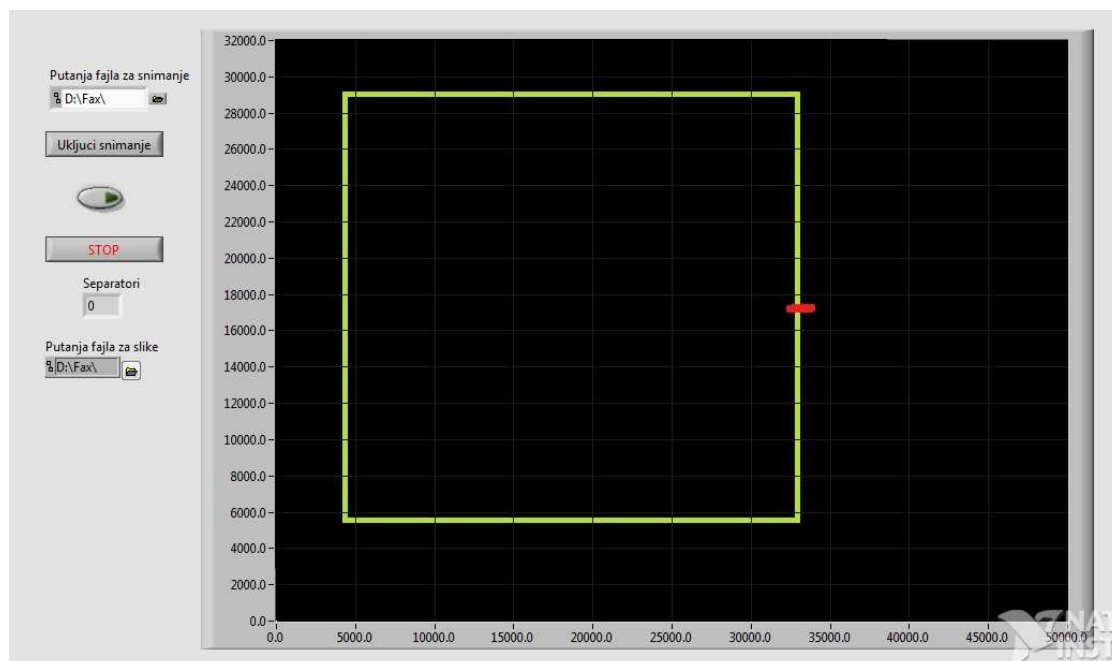
Pošto „crtič“ nacrtava predviđeni broj krugova, on prelazi u poziciju „posmatrača“, dok drugi ispitanik crta figuru po digitalnoj tabli. „Posmatrač“ tokom eksperimenta prati na monitoru kako „crtič“ crta i zamoljen je da zamišlja pokrete svoje ruke kako bi ispravio greške koje „crtič“ pravi tokom crtanja.

Za potrebe vizuelne povratne informacije kreiran je program u LabVIEW okruženju, koji služi za prikaz figure ispitaniku i kome se sa table prosleđuju koordinate pozicije olovke za crtanje, a on ima zadatak da ih prenese na ekran monitora, slika 5.3.

Ovaj eksperiment se sastojao iz dva testa:

1. „normalno crtanje“ – na ekran računara se prikazuju prave koordinate pozicije olovke na tabli;
2. „otežano crtanje“ – na ekranu računara se prikazuju modifikovane koordinate pozicije olovke na tabli. Modifikacija koordinata je izvršena sinusnom funkcijom sa ciljem da se uvede distorzija prezentacije putanje.

Treba napomenuti da su moždani signali ispitanika snimani od crtanja prve figure do crtanja poslednje figure u kontinuitetu. Takođe, jednostavnim pritiskom na bilo koje dugme tastature beleženi su vremenski trenuci početka i kraja crtanja svake figure zasebno.



Slika 5.3 Prikaz programa kreiranog u LabVIEW okruženju. Program projektuje koordinate pozicije olovke, kojom ispitanik crta po table, na monitor računara.

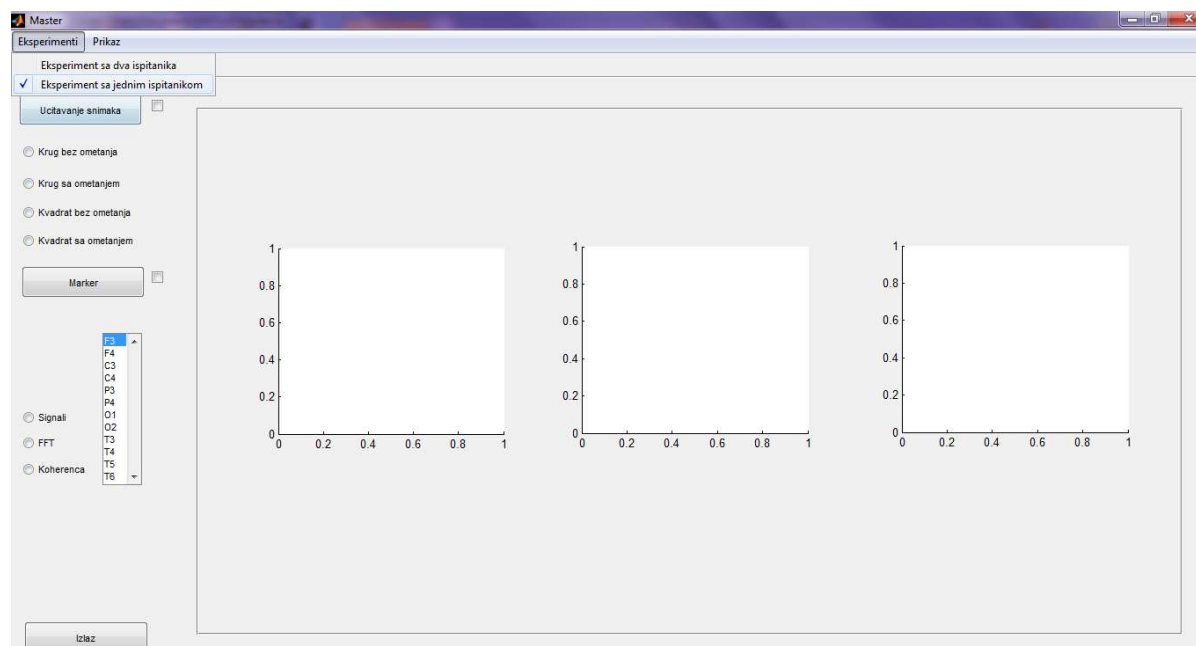
5.3.2 Eksperiment sa jednim ispitanikom

Protokolu eksperimenta sa jednim ispitanikom podrazumeva da za vreme dok ispitanik crta figure, snima se desktop računara. Pošto završi sa crtanjem, ispitaniku je pušten snimljen film kako on crta i zamoljen je samo da odgleda snimak. Potom je ponovljeno prikazivanje filma ispitaniku, a ispitanik je imao zadatak da zamišlja pokrete ruke kako bi sam sebe korigovao.

Pored navedenih razlika u protokolu eksperimenta u odnosu na prethodno opisani eksperiment, ispitanici su tokom ispitivanja crtali pored kruga i kvadrat sa slike 5.2.

5.4 Program za obradu podataka

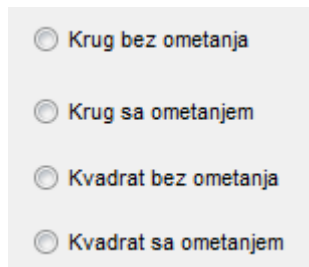
Za potrebe obrade snimljenih podataka razvijen je softver u MATLAB okruženju, slika 5.4. U gornjem desnom uglu softvera pritiskanjem dugmeta „Eksperimenti“, otvara se padajuća lista koja omogućuje korisniku da odabere da li želi da obrađuje signale snimljene tokom izvođenja eksperimenta sa jednim ispitanikom ili signale tokom izvođenja eksperimenta sa dva ispitanika, slika 5.4.



Slika 5.4 Prikaz izgleda programa za obradu podataka. U gornjem desnom uglu ističe se padajuća lista odakle korisnik može da odabere da li obrađuje podatke snimljene u prvom ili drugom eksperimentu.

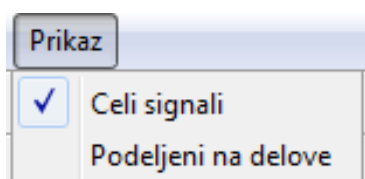
Pošto se odabere tip eksperimenta, program omogućuje učitavanje signala jednostavnim klikom na dugme „Učitavanje signala“, slika 5.4. Sa ciljem da se pokaže da je

program učitao snimljene signale, pored dugmeta će se pojaviti indikator ✓ koji potvrđuje da su signali učitani. Dalje se od korisnika očekuje da odabere sa kog testa želi da obrađuje signale, slika 5.5.



Slika 5.5 Prikaz opcija programa koje omogućuju korisniku da odabere tip testa kroz koji je ispitanik prošao.

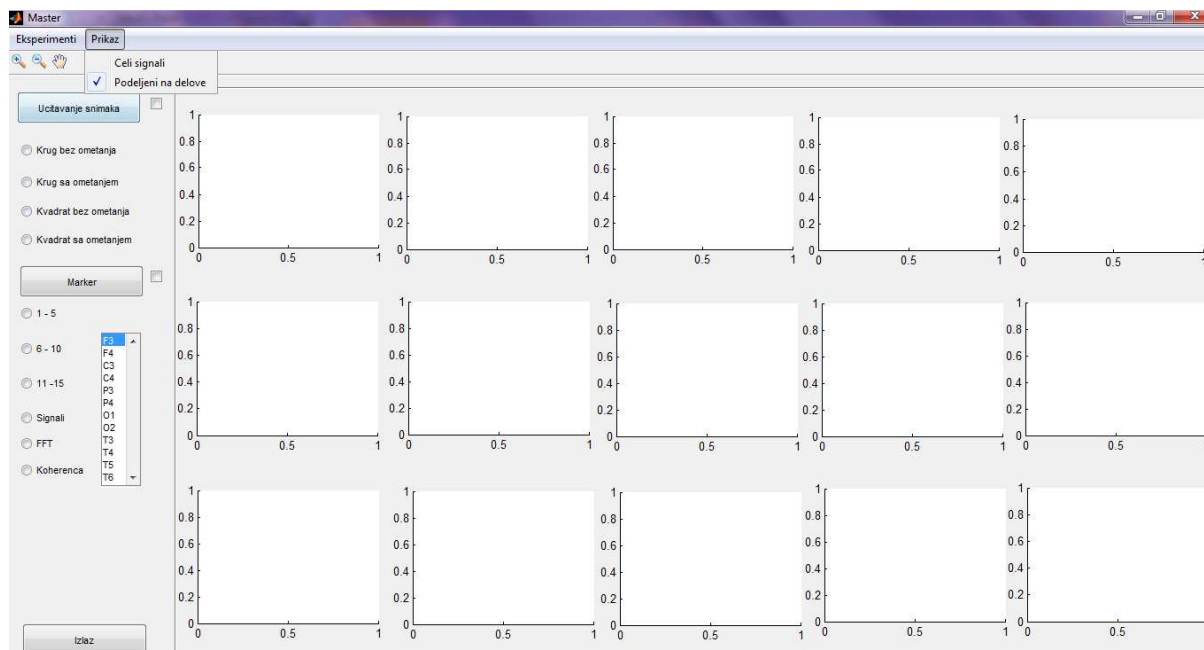
Tokom izvođenja eksperimenta pored snimanja kortikalne aktivnosti, beleženi su i vremenski trenuci kada ispitanik počinje da crta figuru i kada završava sa crtanjem figure. Beleženje navedenih vremenskih trenutaka je vršenom jednostavnim pritiskom bilo kog tastera na tastaturi. To daje mogućnost da se snimljeni signal podeli na vremenski kraće signale koji odgovaraju svakoj nacrtanoj figuri. Pritiskom na dugme „Markeri“ sa slike 5.4, program omogućuje da se učitaju vremenski trenuci početka i kraja crtanja svakog kruga.



Slika 5.6 Padajući meni koji omogućuje korisniku odabir prikaza signala. Odabiranjem opcije “Celi signali” korisniku se prikazuje signal snimljen tokom celog testa, dok odabiranjem opcije “Podeljeni na delove” korisniku se prikazuju signali koji odgovaraju svakoj nacrtanoj figuri.

Korisnik pritiskom na dugme „Prikaz“ iz padajućeg menija odabira da li hoće prikaz signala snimljenog od početka do kraja testa ili signala koji odgovaraju crtanju svake figure zasebno, slika 5.6. Ukoliko se odabere opcija „Podeljeni na delove“ za prikaz signala koji odgovaraju pojedinačnim figurama, u prozoru programa će se pojaviti tri dugmeta kojim se odabiraju signali koje figure korisnik želi da prikaže, slika 5.7. Opseg 1 – 5 će prikazati na graficima EEG signale koji su snimljeni tokom crtanja prvih pet figura, opseg 6 - 10 će pokazati na graficima signale koji su snimljeni tokom crtanja figura od šeste do desete i opcija 11 – 15 će na graficima prikazati signale koji odgovaraju crtanju od jedanaeste do petnaeste figure.

Utjecaj vizuelne povratne informacije na promene u kortikalnoj aktivnosti tokom realnih i zamišljenih pokreta



Slika 5.7 Prikaz panela kada se odabere opcija prikazivanja signala koji su snimljeni tokom crtanja svake zasebne figure.

Odabirom opcije „Signali“ korisniku će se prikazati isfiltrirani signali Butterworth-ovim filterom sedmog reda, propusnikom opsega od 1 – 40 Hz, sa ciljem kako bi se signalima uklonili artefakti koji potiču od gradske mreže ili pak jednosmerna komponenta signala koja može da se javi tokom snimanja. Opcija „FFT“ korisniku prikazuje frekvencijski spektar koji se dobije primenjujući brzu Fourier-ovu transformaciju (engl. Fast Fourier Transform - FFT) već isfiltriranih signala. Na samom kraju opcija „Koherenca“ prikazuje koherencu između signala. Nezavisno koja je opcija za prikaz odabrana, korisnik iz prikazane liste na slici 5.4, pritiskom na opcije liste bira prikaz signala snimljenih sa elektrodom postavljenom na poziciju koja odgovara opciji u listi (npr. ukoliko korisnik odabere opciju F3 prikazaće se signali snimljeni elektrodom pozicioniranoj F3).

5.5 Koherenca

5.5.1 Opšta formula za koherencu

Koherenca predstavlja metodu poređenja dva signala prema frekvenzijskom spektru [46]. Rezultat koherence je funkcija koja opisuje sličnosti dva signala na skali od 0 do 1 u zavisnosti od frekvencije.

Funkcija koherence se definiše kao:

$$C_{xy}(\omega) = \frac{P_{xy}(\omega)}{\sqrt{P_{xx}(\omega)P_{yy}(\omega)}}, \quad (5.1)$$

Gde su P_{xx} i P_{yy} spektri snage signala x i y , a P_{xy} je kros-spektar snage signala navedenih signala. U navedenoj formuli ω je frekvencija. U slučaju kada je $P_{xx} = 0$ ili $P_{yy} = 0$, tada je $P_{xy} = 0$ i vrednost koherence C_{xy} je nula.

Spektar snage signala i kros-spektar snage signala se definišu kao:

$$P_{xx}(\omega) = |\hat{x}(\omega)|^2 = \hat{x}(\omega)\overline{\hat{x}(\omega)}, \quad (5.2)$$

$$P_{xy}(\omega) = |\hat{x}(\omega)\hat{y}(\omega)|^2 = \hat{x}(\omega)\overline{\hat{y}(\omega)}, \quad (5.3)$$

gde je $\bar{\hat{x}}$ konjugovano kompleksna vrednost signala \hat{x} :

$$\hat{x}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i\omega t} dt \quad (5.4)$$

I predstavlja Fourier-ovu transformaciju signala.

5.5.2 Koherenca po Welch-ovoj metodi

Prisustvo pika određene amplitude na određenoj frekvenciji u kros-spektru snage signala označava u kolikoj meri je prisutna u oba signala data frekvencija. Ova informacija nam samo govori o prisutnosti neke frekvencije u signalima, međutim izostavljena je informacija da li se prisustvo određene frekvencije pojavljuje u istom vremenskom trenutku.

Jedna od mogućih metoda za računanje koherence, a koja uzima u obzir i vremenske serije signala je koherenca po Welch-ovoj metodi. Naime, signal se podeli u K fragmenata dužine M :

$$x^l(n) = x(n + iD); 0 \leq l \leq K - 1, 0 \leq n \leq M - 1, \quad (5.5)$$

gde D predstavlja odabrani segment. Odabrani intervali signala se množe sa prozorskom funkcijom $\omega(n)$ i za svaki segment pojedinačno se računa spektar snage signala prema formuli,

$$P_{xx}^i(f) = \frac{1}{E_\omega} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x^i(n) \omega(n) e^{-2i\pi(\frac{f}{f_{pr}})n} \right|^2, \quad (5.6)$$

gde je,

$$E_\omega = \sum_{n=0}^{M-1} \omega^2(n). \quad (5.7)$$

Uobičajeno je da se za parametre prozora uzima Hamming-ova funkcija:

$$\omega(n) = 0,54 - 0,46 \cos\left(\frac{2\pi n}{M-1}\right). \quad (5.8)$$

Pošto se spektri snage signala modifikuju prozorskom funkcijom, neophodno ih je usrednjiti u vremenu:

$$P_{xx}^\omega(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} P_{xx}^i(f). \quad (5.9)$$

Usrednjavanje zasebnih kros-spektara snage signala je neophodna kako bi se izvršila procena ukupnog kros-spektra snage signala.

$$P_{xy}^i(f) = \frac{1}{E_\omega} \left(\sum_{n=0}^{M-1} x^i(n) \omega(n) e^{-2i\pi(\frac{f}{f_{pr}})n} \right) \left(\sum_{n=0}^{M-1} y^i(n) \omega(n) e^{2i\pi(\frac{f}{f_{pr}})n} \right) \quad (5.10)$$

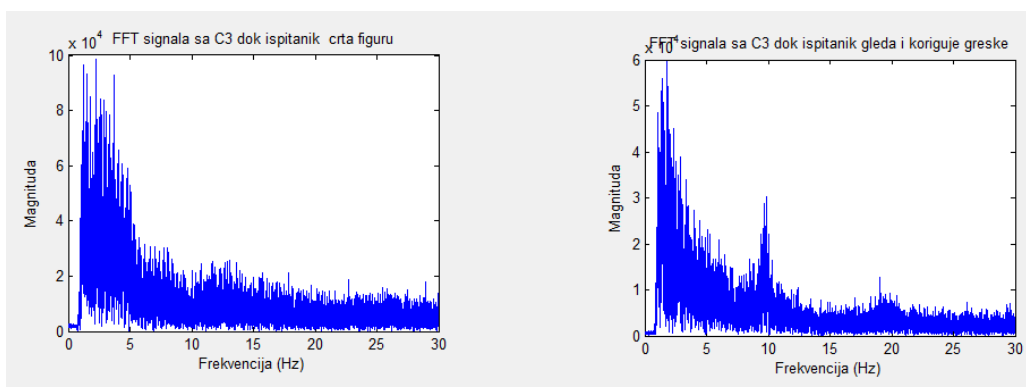
Uobičajeno je da se odabrani fragmenti signala poklapaju 50% ($D = \frac{M}{2}$), dok se broj K odabira tako da se postigne kompromis između prostorne rezolucije i preciznosti lokalizacije.

6 Rezultati

6.1 Rezultati eksperimenta u kome su učestvovala dva ispitanika

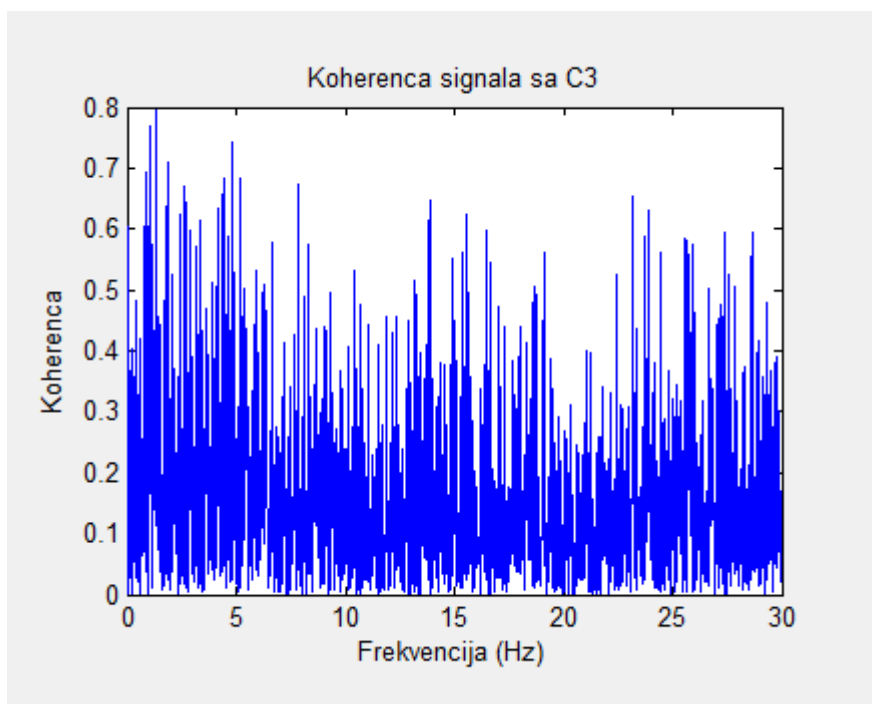
6.1.1 Rezultati „normalnog“ testa

U cilju tumačenja signala prvenstveno su razmatrani signali ispitanika snimljeni „svakom elektrodom zasebno, tokom celog testa. Na slici 6.1 prikazan je primer frekvencijskog signala snimljenog tokom celog testa, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Levi grafikon na slici 6.1 prikazuje frekvencijski spektar signala snimljenog dok je ispitanik crtao krug, dok je desnom grafikonu prikazan frekvencijski spektar signala snimljenog kada je ispitanik imao ulogu „posmatrača“.



Slika 6.1 Prikaz frekvencijskih spektara signala snimljenog, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Na grafiku levo prikazan je frekvencijski spektar signala snimljenog dok je ispitanik imao ulogu “crtiča”, dok grafikon desno prikazuje frekvencijski spektar signala dok je ispitanik bio “posmatrač”.

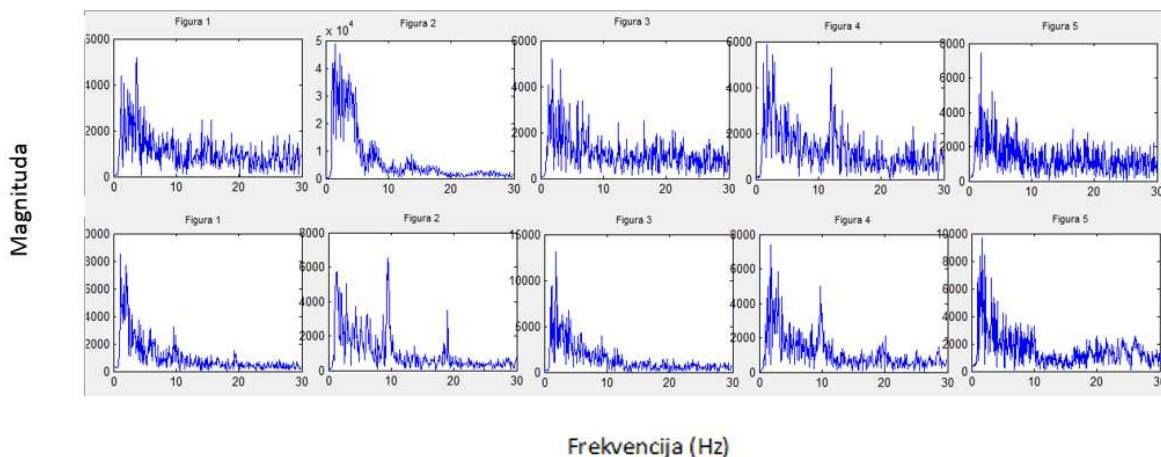
Koherenca između signala snimljenih sa elektrodom na poziciji C3 dok je ispitanik bio u ulozi „crtča“ i kada je ispitanik posmatrao proces crtanja drugog ispitanika i trudio se da koriguje greške nastale tokom crtanja, prikazana je na slici 6.2.



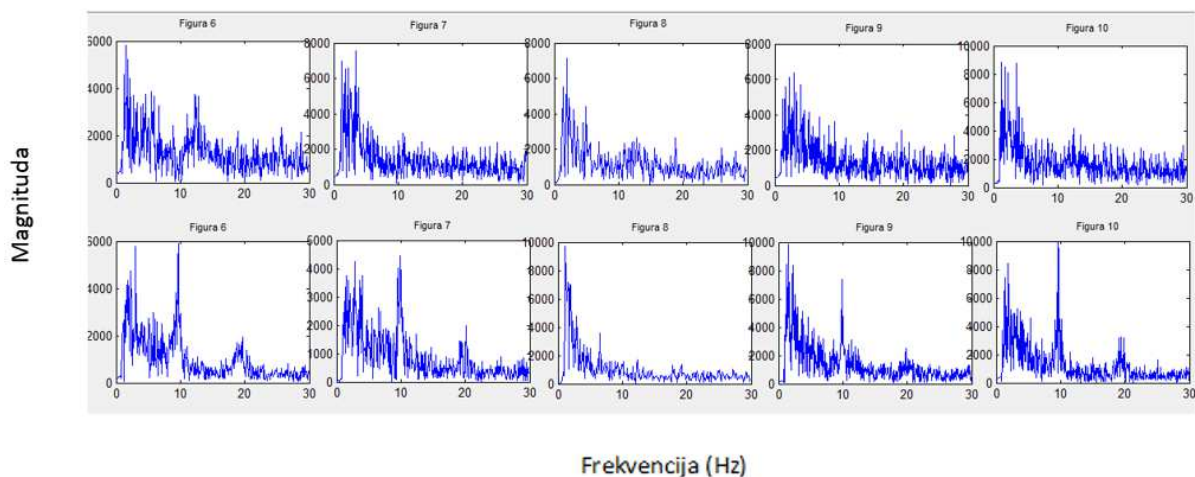
Slika 6.2 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio „crtča“ i „posmatrač“. Signali su snimljeni tokom „normalnog“ testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika,, elektrodom postavljenom na poziciju C3.

Razmatrani su snimljeni EEG signali sa svake elektrode koji odgovaraju svakoj figuri koja je nacrtana. Primer frekvencijskih spektara koji odgovaraju signalima snimljenim tokom crtanja svake figure pojedinačno, elektrodom na poziciji C3 prema 10-20 internacionalnom sistemu, dat je na slikama 6.3 – 6.5. Na slici 6.3 se uočavaju dva reda grafika na kojima su prikazani spektri signala. U gornjem redu grafika koji su imenovani sa „Figura 1“ – „Figura 5“, prikazani su spektri signala snimljenih prilikom crtanja svake figure. Donji red grafika prikazuje spektre signala koji su snimljeni tokom mentalnog korigovanja grešaka nastalim dok drugi ispitanik crta figure.

Uticaj vizuelne povratne informacije na promene u kortikalnoj aktivnosti tokom realnih i zamišljenih pokreta

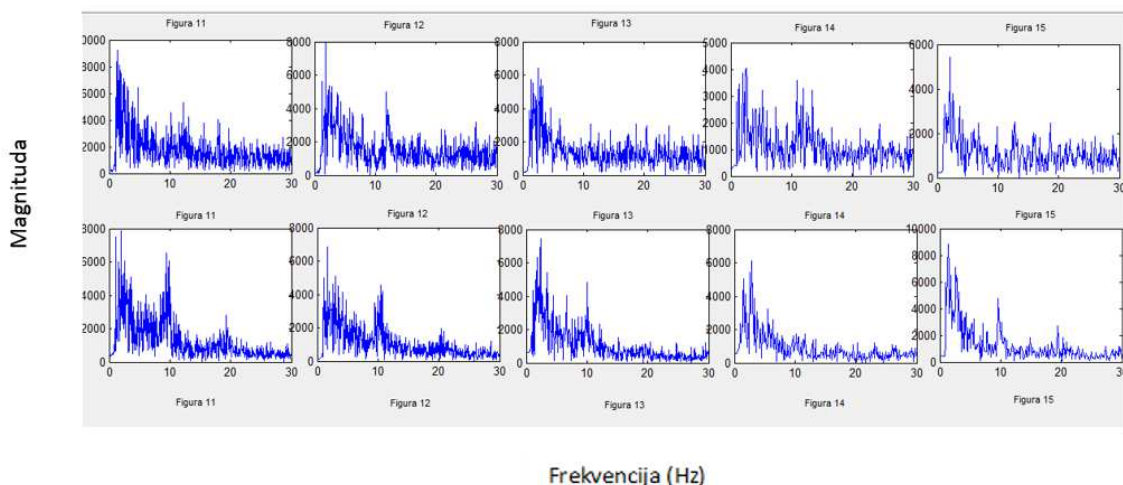


Slika 6.3 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crať", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatraća". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.



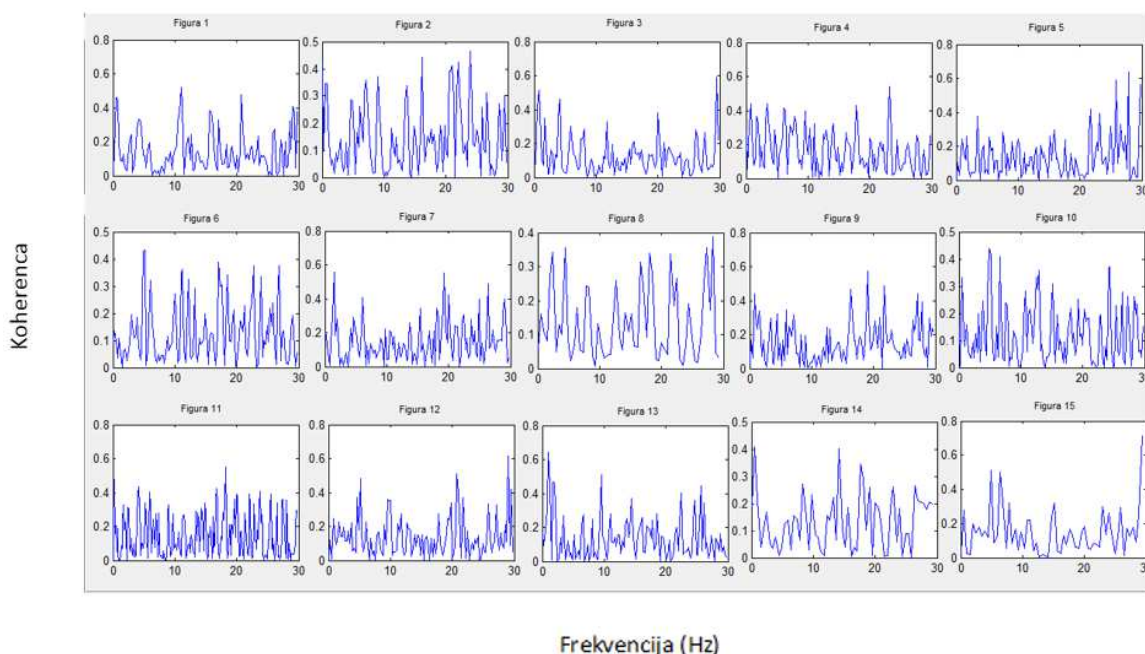
Slika 6.4 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crať", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatraća". Ime grafika ("Figura 6" – "Figura 10") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

Uticaj vizuelne povratne informacije na promene u kortikalnoj aktivnosti tokom realnih i zamišljenih pokreta



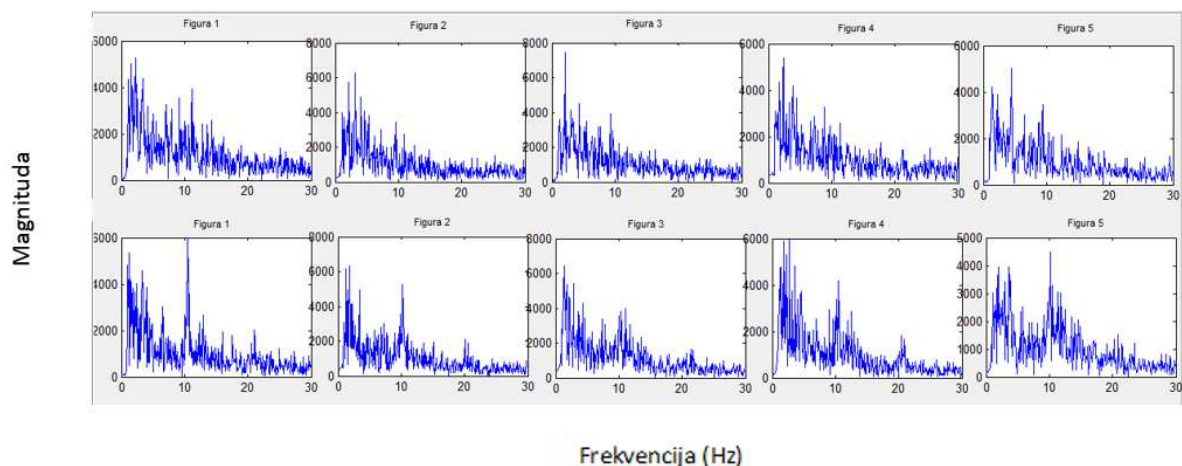
Slika 6.5 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtič", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 11" – "Figura 15") ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

Koherenca između signala snimljenih, tokom crtanja jednog objekta, kada je ispitanik bio "crtič" i "posmatrač" prikazana je na slici 6.6.

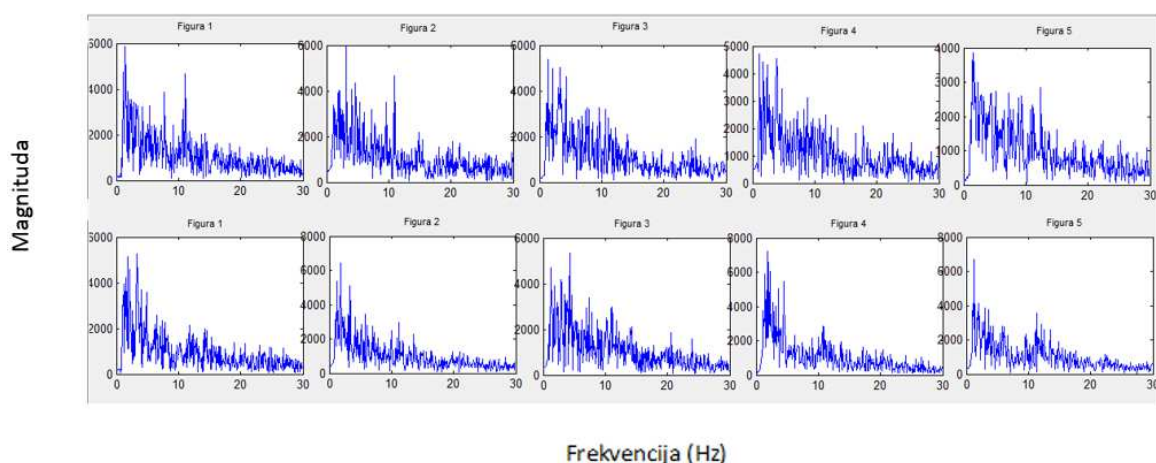


Slika 6.6 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtič" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

Aktivacija kortikalnih zona kod levorukog ispitanika, prikazana je na slikama 6.7 – 6.8.

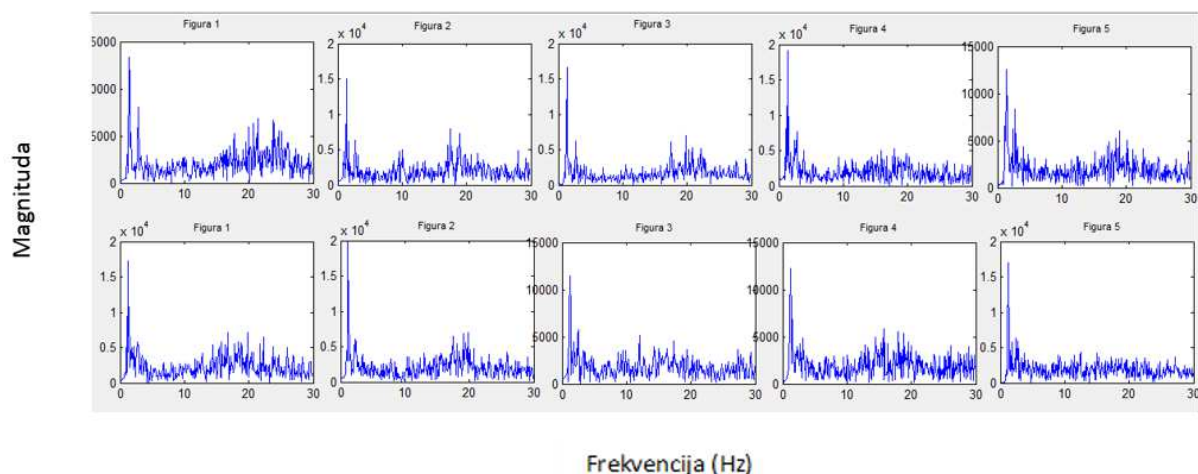


Slika 6.7 Spektri EEG signala snimljenih, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C4. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao “crať”, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji “posmatraća”. Ime grafika (“Figura 1” – “Figura 5”) ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnituda spektra.

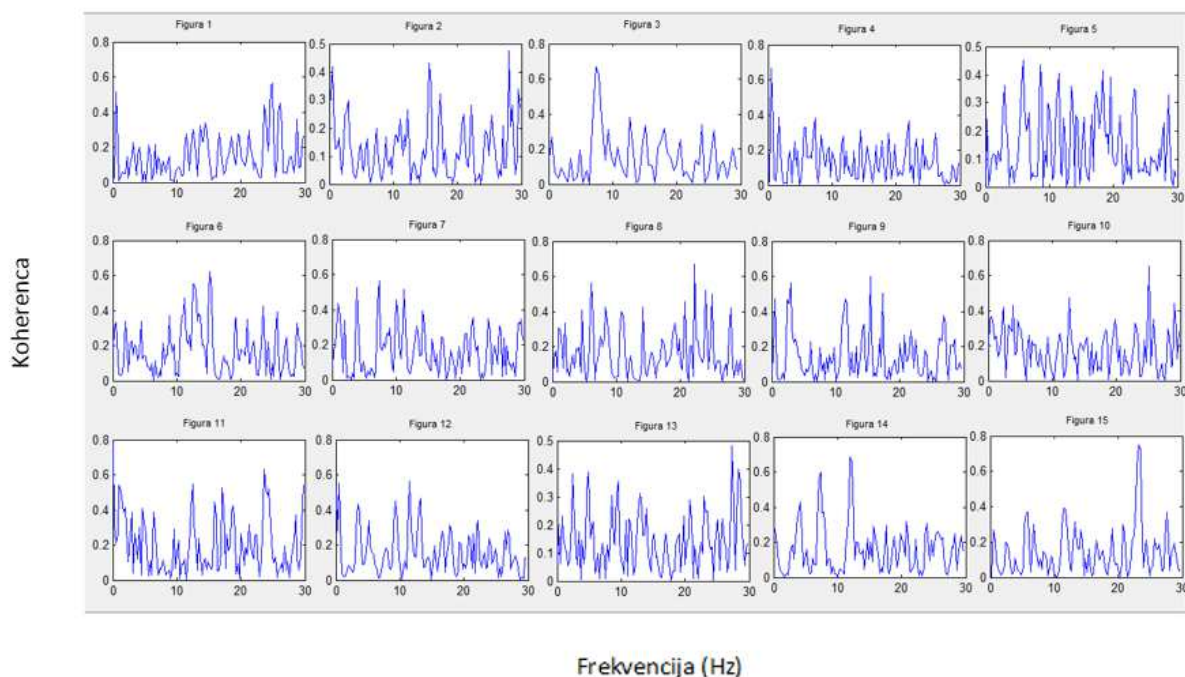


Slika 6.8 Spektri EEG signala snimljenih, tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao “crať”, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji “posmatraća”. Ime grafika (“Figura 1” – “Figura 5”) ukazuje koju je figuru ispitanik crtao /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnituda spektra.

Spektri EEG signala snimljeni za vreme crtanja jednog objekta, snimljenih elektrodom na poziciji T3 prikazani su na slici 6.9, dok je koherenca (izračunata kao u prethodnim primerima) prikazana na slici 6.10.



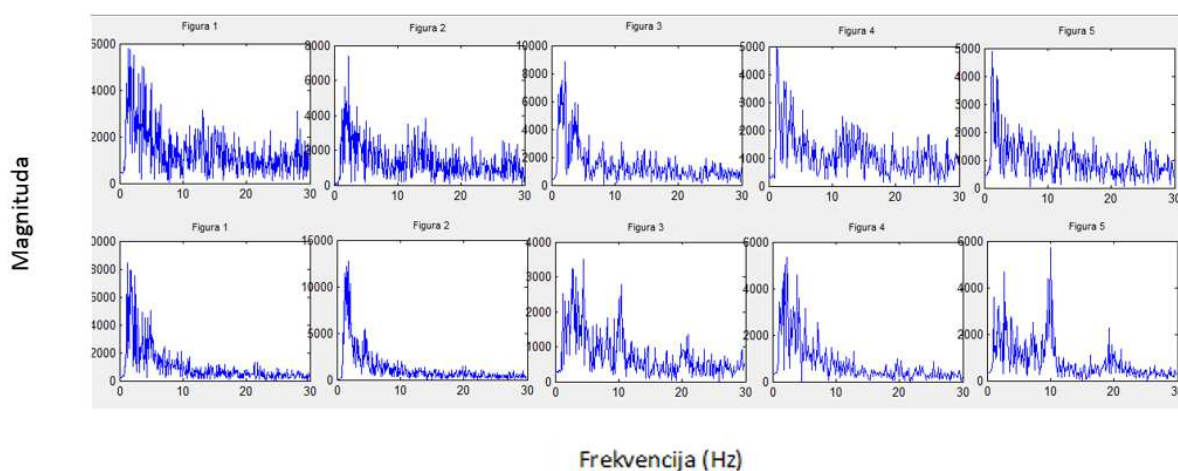
Slika 6.9 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji T3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao "crtič", dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji "posmatrača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik crtio /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnituda spektra.



Slika 6.10 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtič" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtio / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji T3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

6.1.2 Rezultati „otežanog“ testa

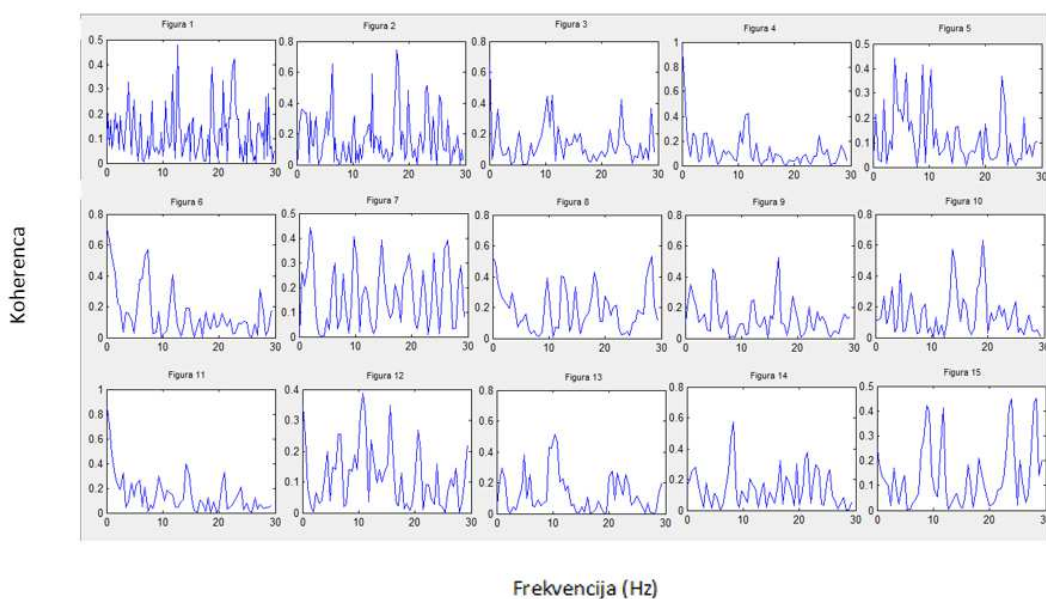
Na slici 6.11 biće prikazani spektri signala snimljeni za vreme crtanja svakog objekta / zamišljanja pokreta gornjeg ekstremiteta sa ciljem korigovanja greške nastale prilikom crtanja, ali u slučaju kada je nad koordinatama pozicije olovke izvršena distorzija. Signali su snimljeni elektrodom pozicioniranom na C3. Prikazani rezultati su snimljeni kod istog ispitanika kao i rezultati prikazani za „normalni“ test.



Slika 6.11 Spektri EEG signala snimljenih, tokom „otežanog“ testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik učestvovao u eksperimentu kao „crtič“, dok drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik bio na poziciji „posmatrača“. Ime grafika („Figura 1“ – „Figura 5“) ukazuje koju je figuru ispitanik crtio /mentalno korigovao greške nastale pri crtanju, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

Koherenca između signala zabeleženih kada je ispitanik bio „crtič“ i „posmatrač“, predstavljena je na slici 6.12. Svaki grafik odgovara izračunatoj koherenci za signale snimljene tokom crtanja i korigovanja greške nastale prilikom crtanja jedne figure.

Uticaj vizuelne povratne informacije na promene u kortikalnoj aktivnosti tokom realnih i zamišljenih pokreta

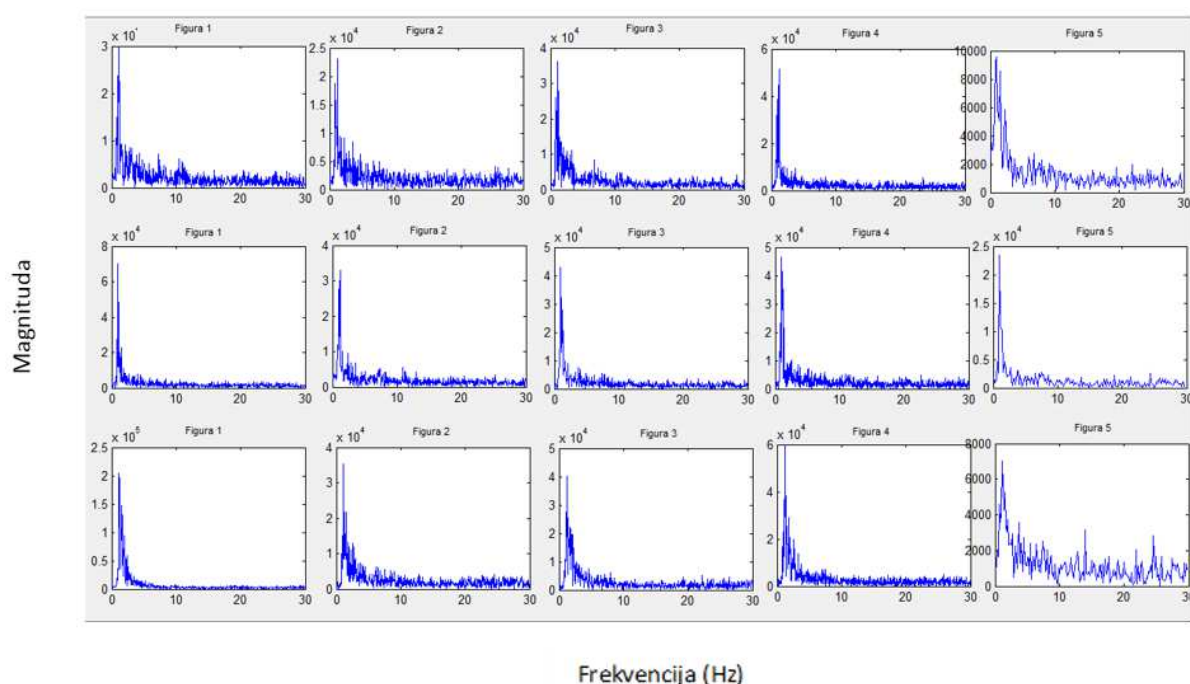


Slika 6.12 Koherenca između signala snimljenih kada je ispitanik bio "crtič" i "posmatrač". Svaki grafik odgovara koherenci između snimljenih signala tokom crtanja jedne figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik crtio / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja, dok su mu snimani signali. Signali su snimljeni tokom "otežanog" testa u eksperimentu u kome su učestvovala dva ispitanika, elektrodom na poziciji C3. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

6.2 Rezultati eksperimenta u kome je učestvovao jedan ispitanik

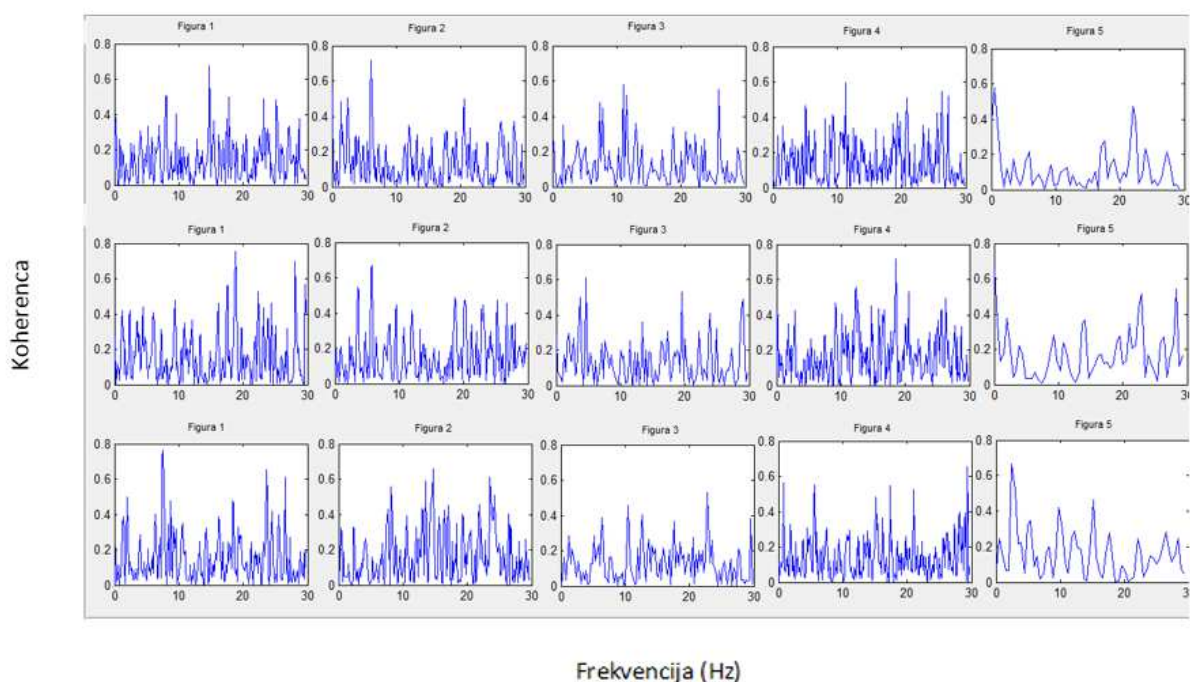
6.2.1 Rezultati normalnog testa

Na slici 6.13 prikazani su spektri signala snimljenih elektrodom C3. Pet grafika na vrhu predstavljaju spektre signala koji odgovaraju signalima snimljenim dok ispitanik gleda snimak crtanja. Pet grafika u sredini odgovaraju signalima kada ispitanik gleda video snimak i koriguje greške i poslednjih pet grafika na kojima su prikazani spektri odgovaraju signalima kada ispitanik crta figuru.



Slika 6.13 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom postavljenoj na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik gledao snimljeni film za vreme dok je crtao objekte, drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik gledao film i stvarao mentalne napore sa ciljem da koriguje sve nastale greške, dok poslednjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik bio u funkciji "crtača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik posmatrao / mentalno korigovao greške nastale pri crtanju / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

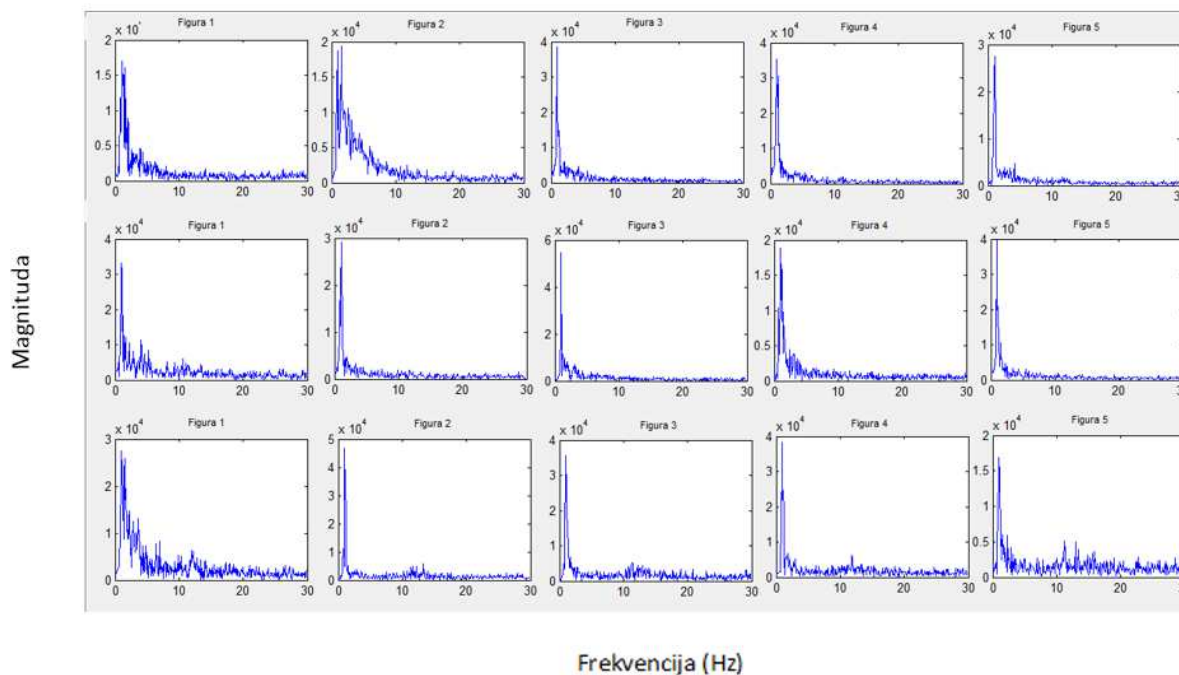
Koherenca između signala kada ispitanik gleda video i signala kada gleda video sa ciljem da mentalno koriguje greške prikazana je na prvih pet grafika sa slike 6.14. Koherenca između signala kada ispitanik samo gleda video i kada crta figuru prikazana je na srednjih pet grafika, dok je na donjim graficima prikazana koherenca između signala kada ispitanik gleda video sa ciljem da koriguje greške i kada crta figure.



Slika 6.14 Koherenca između signala snimljenih tokom “normalnog” testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom na poziciji C3. Grafici na vrhu prezentuju koherencu između snimljenih signala tokom gledanja filma i gledanja filma uz mentalni napor da se koriguju sve napravljene greške tokom crtanja. Pet grafika u sredini odgovaraju koherenci između snimljenih signala tokom gledanja filma i crtanja objekta, dok poslednji red grafika predstavlja koherencu između signala zabeleženih tokom gledanja filma i zamišljanja pokreta sa ciljem korigovanja greške i crtanja figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik gledao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

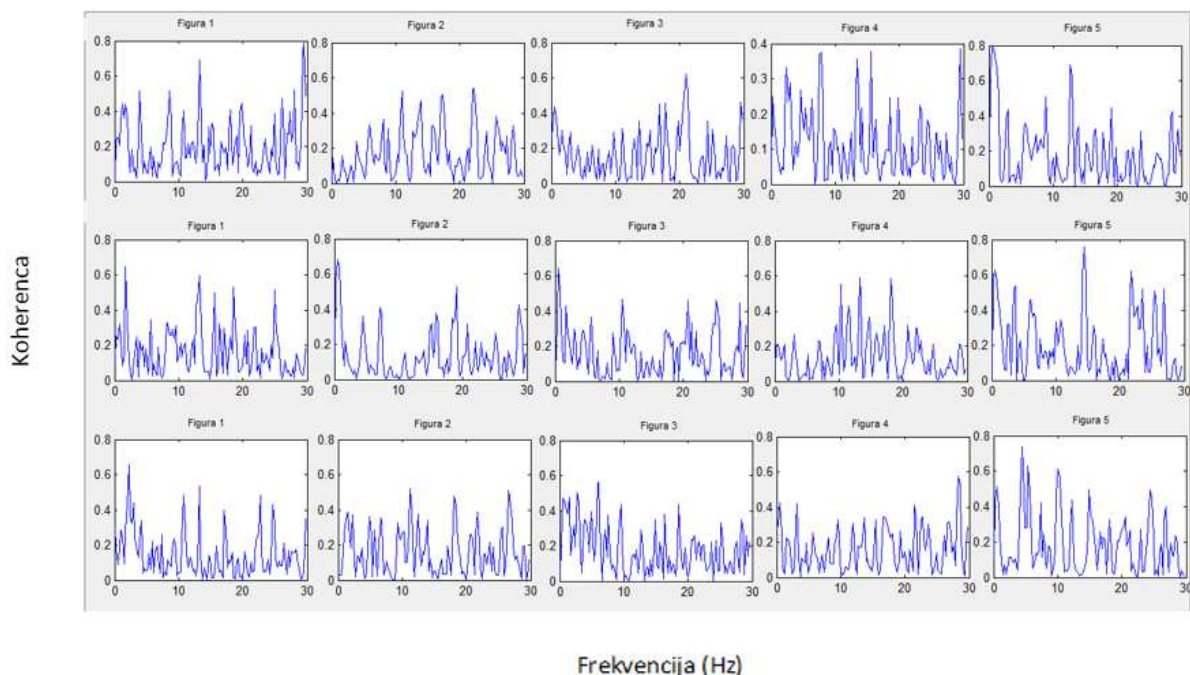
6.2.2 Rezultati otežanog testa

Kao i u prethodnom poglavlju 6.2.1 i u ovom poglavlju biće prikazani reprezentativni frekvencijski spektri signala (slika 6.15) i koherenca između snimljenih signala (slika 6.16).



Slika 6.15 Spektri EEG signala snimljenih, tokom "otežanog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom postavljenom na poziciji C3. Gornjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik gledao snimljeni film za vreme dok je crtao objekte, drugih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih dok je ispitanik gledao film i stvarao mentalne napore sa ciljem da koriguje sve nastale greške, dok poslednjih pet grafika predstavljaju spektre signala snimljenih kada je ispitanik bio u funkciji "crtača". Ime grafika ("Figura 1" – "Figura 5") ukazuje koju je figuru ispitanik posmatrao / mentalno korigovao greške nastale pri crtanju / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama su predstavljene magnitude spektra.

Koherenca između signala kada ispitanik gleda video i signala kada gleda video sa ciljem da mentalno koriguje greške prikazana je na prvih pet grafika sa slike 6.7. Koherenca između signala kada ispitanik samo gleda video i kada crta figuru prikazana je na srednjih pet grafika, dok je na donjim graficima prikazana koherenca između signala kada ispitanik gleda video sa ciljem da koriguje greške i kada crta figure.



Slika 6.16 Koherenca između signala snimljenih tokom "normalnog" testa u eksperimentu u kome je učestvovao jedan ispitanik, elektrodom na poziciji C3. Grafici na vrhu predstavljaju koherencu između snimljenih signala tokom gledanja filma i gledanja filma uz mentalni napor da se koriguju sve napravljene greške tokom crtanja. Pet grafika u sredini odgovaraju koherenci između snimljenih signala tokom gledanja filma i crtanja objekta, dok poslednji red grafika predstavlja koherencu između signala zabeleženih tokom gledanja filma i zamišljanja pokreta sa ciljem korigovanja greške i crtanja figure. Imena grafika ukazuju koju figuru je ispitanik gledao / mentalno korigovao greške nastale tokom crtanja / crtao, dok su mu snimani signali. Apscise grafika predstavljaju frekvencijsku osu, a na ordinatama je predstavljena vrednost koherence.

7 Diskusija

U narednim poglavljima biće diskutovani rezultati obrade signala snimljenih kod jednog ispitanika. Međutim, treba napomenuti da se svi zaključci odnose na analizu signala snimljenih kod svih ispitanika koji su učestvovali u eksperimentima.

7.1 Diskusija rezultata eksperimenta u kome je učestvovalo dva ispitanika

Analizom spektra svih ispitanika kao spektar pokazan na slici 6.1 levo (koji odgovaraju signalima snimljenim dok su ispitanici crtali objekte) može se uočiti slabo dominantna kortikalna aktivnost na opsegu frekvencija 8 - 13 Hz koji odgovara mu talasima. S druge strane, na graficima koji su analogni grafiku desno sa slike 6.1 (koji odgovaraju signalima snimljenim dok su ispitanici zamišljali pokrete ekstremiteta sa ciljem korigovanja greške), postoje dva jasno uočljiva opsega frekvencija kojima je izražena magnituda u odnosu na ostatak spektra. Naime, prvi opseg odgovara opsegu frekvencija 8 - 13 Hz, dok je drugi predstavljen opseg je opseg frekvencija 15 - 25 Hz (talasi koji odgovaraju beta kortikalnoj aktivnosti). Ovakvi rezultati mogu biti u potpunosti opravdani, činjenicom da dolazi do smanjenja magnitude spektara u frekvencijskom opsegu mu i beta talasa prilikom izvršavanja pokreta, a nasuprot tome povećanje magnitude spektra se javlja u navedenim frekvencijskim opsezima prilikom planiranja i zamišljanja pokreta.

Na slici 6.2 je prikazana koherenca signala čiji su spektri dati na slici 6.1. Obzirom na velike razlike u vrednosti magnitude spektra signala u frekvencijskim opsezima 8 -13 Hz i 15 – 25 Hz kada je ispitanik „crtič“ i kada je „posmatrač“, očekivano je da se dobije jako mala vrednost koherence između signala na posmatranom intervalu.

Sa ciljem da se izvrši detaljnija analiza signala, svi snimljeni signali su podeljeni na segmente koji opisuju kortikalnu aktivnost tokom crtanja svake figure zasebno. Spektri takvih signala su prikazani na slikama 6.3 – 6.5. Analizom spektralnih karakteristika svih ispitanika, koji su učestvovali u eksperimentu, u zavisnosti koji se objekat crta i prilikom crtanja kog objekta ispitanik mentalno koriguje greške, ne može se ništa drugačije reći nego što je objašnjeno za sliku 6.1. I u ovoj vrsti analize koherenca signala prikazana na slici 6.6 ima jako malo vrednost, u frekvencijskom opsegu od interesa, zbog velikih razlika u spektrima poredbenih signala.

Slike 6.7 i 6.8 prikazuju spektre signala na poziciji C4 i C3, respektivno, levorukog ispitanika. Frekvencijski spektri tj. donjih pet grafika ove dve slike, koji odgovaraju zamišljanju pokreta, ukazuju da je ispitanik zaista uložio mentalni napor kako bi korigovao nastale greške pri crtanju. Naime poznato je da je kod levorukih osoba dominantna moždana hemisfera desna, dok je kod osoba čija je dominantna desna polovina tela aktivnija leva moždana hemisfera. Vodeći se ovom činjenicom, može se tvrditi da je ispitanik tokom testa zaista zamišljao pokrete ekstremiteta, a u prilog tvrdnji je uočljiv porast vrednosti magnitude spektra na opsegu mu i beta talasa, kod levorukog ispitanika, u signalu koji je sniman elektrodom pozicioniranoj na C4 (prikazan za slici 6.7) za razliku od niske vrednosti magnitude koja se uočava na spektru signala snimanom elektrodom na poziciji C3 (prikazan na slici 6.8).

Tokom opservacije spektra signala i koherence između signala snimljenih ostalim elektrodama ne može se uočiti nikakva zavisnost niti konzistentnost, osim kod signala snimljenih elektrodom na poziciji T3. Sa slike 6.9 na kojoj su prikazani spektri signala snimljeni pomenutom elektrodom, uočava se porast vrednosti magnitude frekvencijskog opsega 15 - 25 Hz, kada je ispitanik bio na poziciji „crtača“ i „posmatrača“. Posmatranjem slike 6.10 na kojoj je prikazana koherenca između signala, na pomenutom frekvencijskom opsegu se može uočiti opseg u velikoj meri konstantnih vrednosti koherence koji se javlja pri crtanju / korigovanju grešaka svake figure.

Rezultati na slikama 6.11 i 6.12 prikazuju frekvencijske spektre signala snimljenih tokom „otežanog“ testa. Vizuelnom inspekcijom frekvencijskih spektara prikazanih slici 6.11 može se uočiti da su spektri signala snimljenih u delu eksperimenta kada je ispitanik crtao figure približno jednak spektrima signala kada je ispitanik korigovao greške mentalnim zadatkom. U prilog ovoj činjenici odgovaraju rezultati koherence sa slike 6.12, gde se jasno diferenciraju povišene vrednosti koherence na frekvencijskom opsegu signala od 8 – 15 Hz i 15 – 25 Hz. Ako ove rezultate poredimo sa rezultatima datim na slikama 6.3 i 6.5, može se zaključiti da su frekvencijski spektri signala koji se porede sličniji u „otežanom“ testu nego spektri signala snimljenih u „normalnom“ testu, što potvrđuju i povišene vrednosti koherence proračunate za signale snimljene u „otežanom“ testu u odnosu na vrednosti koherence proračunate za signale snimljene „normalnom“ testu.

7.2 Diskusija rezultata eksperimenta u kome je učestvovao jedan ispitanik

Spektralna analiza signala prikazana na slici 6.13 ukazuje da nema velike razlike u vrednostima magnituda signala, na opsezima mu i beta talasa, snimljenih dok je ispitanik gledao film snimljen za vreme dok je crtao objekte, gledao film i fokusirao se na mentalno korigovanje grešaka i aktivno učestvovao u crtanju objekata.

Ako posmatramo koherencu signala snimljenih dok je ispitanik samo gledao film i crtao figure (pet grafika u sredini prikazanih na slici 6.14), uočava se povišena vrednost koherence u frekvencijskom opsegu od 8 do 13 Hz, kao i povišena vrednost koherence u okolini frekvencije od 20 Hz. Sličnih rezultati koherence su proračunati i za signale snimljene dok je ispitanik gledao film i korigovao greške crtanja i crtao figure (donjih pet grafika pokazanih na slici 6.14). Ovakvi rezultati iniciraju mišljenje da su ljudi sposobni samo posmatranjem nekog procesa postaviti sebe u poziciju aktera radnje koja se odvija.

Rezultati prikazani na slikama 6.15 i 6.16 prikazuju spektre signala i koherencu između signala koji su snimljeni u „otežanom“ testu. Prvo što se može uočiti u odnosu na spektre prikazane na slici 6.13 jeste povećanje vrednosti magnitude u frekvencijskim opsezima od interesa. A ukoliko poredimo proračunate vrednosti koherence prikazane na slici 6.16 i na slici 6.14 primećuje se da, u opsegu vrednosti frekvencije mu i beta talasa, vrednost koherence je približno ista u oba testa.

8 Zaključak

Cilj ovog rada je bio da se uporede kortikalne aktivnosti ispitanika kada izvode realne pokrete gornjih ekstremiteta i kada zamišljaju pokrete istih sa ciljem da koriguju greške u vidu odstupanja od trajektorije nastale pri crtanju. Istraživanja tvrde da svaki čovek pre nego što izvrši pokret prvo ga kognitivno isplanira. Tokom stadijuma planiranja pokreta mentalna aktivnost poraste u frekvencijskom opsezu od 8 - 13 Hz i 15 – 25 Hz, a pri izvršavanju pokreta pomenuta aktivnost se kompenzuje opadanjem aktivnosti u pomenutom frekvencijskom opsegu.

Tokom ovog istraživanja sprovedena su dva eksperimenta, eksperiment u kome su učestvovala dva ispitanika i eksperiment u kome je učestvovao jedan ispitanik. U okviru svakog eksperimenta ispitanici su prošli „normalni“ test (test kod koga su koordinate pozicije olovke direktno prenete na monitor računara) i „otežani“ test (test kog koga je izvršena distorzija koordinata pozicije olovke pa tako modifikovane prenete na monitor računata).

Rezultati eksperimenata ovog istraživanja pokazuju da su ispitanici u stanju da povećaju sopstvenu kortikalnu aktivnost na opsegu frekvencija mu i beta talasna sa ciljem da odgovore na zadatak. Na osnovu diskusije rezultata može se zaključiti da efikasnije povećanje vrednosti magnitude frekvencijskog spektra postiže u eksperimentu kada jedan ispitanik gleda drugog ispitanika kako crta, u odnosu na promene u frekvencijskom spektru kada ispitanik gleda snimljeni video zapis dok je on sam crtao figuru. Takođe, ako poredimo rezultate „normalnog“ testa i „otežanog“ testa, vrednosti magnitude frekvencijskog spektra signala su veće kod signala snimljenih u „otežanom testu“. Ovakvi rezultati ukazuju da pravljjenjem adekvatne aplikacije sa povratnom informacijom o kortikalnoj aktivnosti može da pomogne osobama koje su pretrpele moždani udar u rehabilitaciji da nauče da kontrolišu moždanu aktivnost sa ciljem da povrate motoričke funkcije koje su izgubljene ili u velikoj meri oštećene.

Treba napomenuti da za rezultate snimljene tokom ovog istraživanja, koherenca kao odabrana metoda za poređenje snimljenih signala nije dovoljna da se samostalno koristi, bez dodatne potpore poređenjem frekvencijskih spektara signala vizuelizacijom.

Eksperiment u kome učestvuju dva ispitanika može da omogući adekvatnu i detaljniju analizu signala u vremenskom domenu ukoliko bi se istovremeno snimale kortikalne aktivnosti oba ispitanika tokom jednog testa, čime bi se omogućilo i unapređivanje testova. Upotrebom ovog testa moguće je i sprovesti istraživanje uticaja odabrane figure za crtanje na promene u moždanoj aktivnosti.

Sve aplikacije nastale za potrebe sprovođenja ovog istraživanja mogu na jednostavan način da se modifikuju shodno zahtevima testova.

Literatura

- [1] A. C. Guyton, Medicinska fiziologija, Beograd - Zagreb: Medicinska knjiga, 1985.
- [2] D. B. Popović, M. B. Popović, M. Janković, Biomedicinska merenja i instrumentacija, Beograd: Akademska misao, 2010.
- [3] L. Sanger, B. Kovitza, „Electroencephalography,“ Wikipedia Inc., 27 Maj 2013. [Na mreži]. Dostupno: <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>. [Poslednji pristup 21 Jun 2013].
- [4] L. Sanger, B. Kovitza, „Evoked potentials,“ Wikipedia Inc., 12 Mart 2013. [Na mreži]. Dostupno: https://en.wikipedia.org/wiki/Evoked_potential#Motor_evoked_potentials. [Poslednji pristup 21 Jun 2013].
- [5] L. Sanger, B. Kovitza, „Steady State Visually Evoked Potential,“ Wikipedia Inc., 19 Januar 2013. [Na mreži]. Dostupno: http://en.wikipedia.org/wiki/Steady_state_visually_evoked_potential. [Poslednji pristup 21 Jun 2013].
- [6] L. Sanger, B. Kovitza, „Event-related potential,“ Wikipedia Inc., 17 Jun 2013. [Na mreži]. Dostupno: http://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential. [Poslednji pristup 21 Jun 2013].
- [7] G. Pfurtscheller, F. L. d. Silva, „Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles,“ *Clinical Neurophysiology*, t. 110, br. 11, pp. 1842-1857, Novembar 2010.
- [8] G. Pfurtscheller, C. Neuper, „Motor imagery and direct brain-computer communication,“ *Proceedings of the IEEE*, t. 89, br. 7, pp. 1123-1134, Jul 2001.
- [9] D. J. McFarland, L. A. Miner, T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw, „Mu and Beta Rhythm Topographies During Motor Imagery and Actual Movements,“ *Brain Topography*, t. 12, br. 3, pp. 177-186, 2000.
- [10] H. Yuana, T. Liuc, R. Szarkowskia, C. Riosa, J. Asheb, B. Hea, „Negative covariation between task-related responses in alpha/beta-band activity and BOLD in human sensorimotor cortex: An EEG and fMRI study of motorimagery and movements,“ *NeuroImage*, t. 49, br. 3, pp. 2596-2606, Februar 2010.
- [11] M. Mihara, I. Miyai, N. Hattori, M. Hatakenaka, H. Yagura, saradnici, „Neurofeedback Using Real-Time Near-Infrared Spectroscopy Enhances Motor Imagery Related Cortical Activation,“ *PLoS ONE*, t. 7, br. 3, Mart 2012.
- [12] L. Sanger, B. Kovitza, „Elektroencefalografija,“ Wikipedia Inc., 9 3 2013. [Na mreži]. Dostupno: <http://sr.wikipedia.org/sr/%D0%95%D0%BB%D0%B5%D0%BA%D1%82%D1%80>

- D0%BE%D0%B5%D0%BD%D1%86%D0%B5%D1%84%D0%B0%D0%BB%D0%BE%D0%B3%D1%80%D0%B0%D1%84%D0%B8%D1%98%D0%B0. [Poslednji pristup 22 Jun 2013].
- [13] J. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtscheller, T. Vaughani, „Brain–computer interfaces for communication and control,“ *Clin Neurophysiol*, t. 113, pp. 767-791, Jun 2002.
- [14] L. Farwell, E. Donchin, „Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials,“ *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, t. 70, br. 6, pp. 510-523, Decembar 1988.
- [15] G. Schalk, J. Mellinger, „A Practical Guide to Brain–Computer Interfacing with BCI2000: General-Purpose Software for Brain-Computer Interface Research, Data Acquisition, Stimulus Presentation and Brain Monitoring,“ *Springer*, April 2010.
- [16] J. Bayliss, „Use of the evoked potential P3 component for control in a virtual apartment,“ *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, t. 11, br. 2, pp. 113-116, Januar 2003.
- [17] A. Kübler, S. Halder, A. Furdea, A. Höhle, „Brain painting – BCI meets art,“ u *Proceedings of the 4th International Brain-Computer Interface Workshop and Training Course*, 2008.
- [18] J. MünBinger, S. Halder, S. Kleih, A. Furdea, V. Raco, A. Höhle, A. Kübler, „Brain Painting: first evaluation of a new brain–computer interface application with ALS-patients and healthy volunteers,“ *Front Neurosci.*, t. 4, Novembar 2010.
- [19] A. Lebedev, M. Nicolelis, „Brain-machine interfaces: past, present and future,“ *Trends in Neurosciences*, t. 29, br. 9, pp. 536-546, Septembar 2006.
- [20] G. Pfurtscheller, G. R. Müller-Putz, R. Scherer, C. Neuper, „Rehabilitation with Brain-Computer Interface Systems,“ *Computer*, t. 41, br. 10, pp. 58-65, Oktobar 2008.
- [21] J. W. J.J. Daly, „Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation,“ *Lancet Neurol.*, t. 7, br. 11, pp. 1032-1043, Novembar 2008.
- [22] S. M. T. Müller, W. C. Celeste, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, „Brain-computer Interface Based on Visual Evoked Potentials to Command Autonomous Robotic Wheelchair,“ *J. Med. Biol. Eng.*, t. 30, br. 6, 2010.
- [23] K. Stamps, Y. Hamam, „Towards inexpensive BCI control for wheelchair navigation in the enabled environment - a hardware survey,“ *BI'10 Proceedings of the 2010 international conference on Brain informatics*, pp. 336-345, 2010.
- [24] P. Pour, T. Gulrez, O. AlZoubi, G. Gargiulo, R. Calvo, „Brain-computer interface: Next generation thought controlled distributed video game development platform,“ *IEEE Symposium on Computational Intelligence and Games (CIG'08)*, pp. 251-257, Decembar 2008.

- [25] L. Sanger, B. Kovitza, „Neurofeedback,“ Wikipedia Inc., 23 Jun 2013. [Na mreži]. Dostupno: <http://en.wikipedia.org/wiki/Neurofeedback>. [Poslednji pristup 23 Jun 2013].
- [26] J. Lubar, M. Shouse, „EEG and behavioral changes in a hyperkinetic child concurrent with training of the sensorimotor rhythm (SMR): a preliminary report,“ *Biofeedback Self Regul.*, t. 1, br. 3, pp. 293-306, Septembar 1976.
- [27] T. Fuchs, N. Birbaumer, W. Lutzenberger, J. Gruzelier / J. Kaiser, „Neurofeedback treatment for attention-deficit/hyperactivity disorder in children: a comparison with methylphenidate,“ *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, t. 42, br. 3, pp. 406-416, Mart 2001.
- [28] M. Doehnert, D. Brandeis, M. Straub, H. Steinhausen, R. Drechsler, „Slow cortical potential neurofeedback in attention deficit hyperactivity disorder: is there neurophysiological evidence for specific effects?,“ *J Neural Transm.*, t. 115, br. 10, pp. 1445-1456, Oktobar 2008.
- [29] N. S. Duric, J. Assmus, D. Gundersen, I. B. Elgen, „Neurofeedback for the treatment of children and adolescents with ADHD: a randomized and controlled clinical trial using parental reports,“ *BMC Psychiatry.*, t. 12, Avgust 2012.
- [30] M. Lotze, U. Heymans, N. Birbaumer, R. Veit, M. Erb, saradnici, „Differential cerebral activation during observation of expressive gestures and motor acts,“ *Neuropsychologia*, t. 44, br. 10, pp. 1787-1795, 2006.
- [31] P. Jackson, M. Lafleur, F. Malouin, C. Richards, J. Doyon, „Functional cerebral reorganization following motor sequence learning through mental practice with motor imagery,“ *Neuroimage*, t. 20, br. 2, pp. 1171-1180, Oktobar 2003.
- [32] L. Holper, T. Muehleemann, F. Scholkmann, K. Eng, D. Kiper, M. Wolf, „Testing the potential of a virtual reality neurorehabilitation system during performance of observation, imagery and imitation of motor actions recorded by wireless functional near-infrared spectroscopy (fNIRS),“ *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, t. 7, p. 57, 2010.
- [33] S. Page, P. Levine, A. Leonard, „Mental practice in chronic stroke: results of a randomized, placebo-controlled trial,“ *Stroke*, t. 38, pp. 1293-1297, 2007.
- [34] S. Page, J. Szaflarski, J. Eliassen, H. Pan / S. Cramer, „Cortical plasticity following motor skill learning during mental practice in stroke,“ *Neurorehabil Neural Repair*, t. 23, br. 4, pp. 382-388, 2009.
- [35] K. Eng, E. Siekierka, P. Pyk, saradnici, „Interactive visuo-motor therapy system for stroke rehabilitation,“ *Med Biol Eng Comput.*, t. 45, br. 9, pp. 401-407, Septembar 2007.
- [36] J. W. J.J. Daly, „Brain-computer interface in neurological rehabilitation,“ *Lancet Neurol*, t. 7, br. 11, pp. 1032-1043, Novembar 2008.

- [37] B. H. Dobkin, „Brain-computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation,“ *The Journal of Physiology*, t. 579, br. 3, pp. 637-642, Mart 2007.
- [38] N. Birbaumer, F. Piccione, S. Silvoni, M. Wildgruber, „Ideomotor silence: the case of complete paralysis and brain-computer interfaces (BCI),“ *Psychological Research*, t. 76, br. 2, pp. 183-191, Mart 2012.
- [39] A. Delorme, S. Makeig, „EEG changes accompanying learned regulation of 12-Hz EEG activity,“ *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering focuses on the rehabilitative and neural aspects of biomedical engineering*, t. 11, br. 2, pp. 133-137, Jun 2003.
- [40] T. Egner, J. Gruzelier, „EEG biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials,“ *Clinical Neurophysiology*, t. 115, br. 1, pp. 131-139, Januar 2004.
- [41] J. Raymond, C. Varneya, L. Parkinson, J. Gruzelier, „The effects of alpha/theta neurofeedback on personality and mood,“ *Cog Brain Res*, t. 30, pp. 65-73, 2005.
- [42] B. Kotchoubey, U. Strehl, C. Uhlmann, S. Holzapfel, M. Konig, saradnici, „Modification of slow cortical potentials in patients with refractory epilepsy: a controlled outcome study,“ *Epilepsia*, t. 42, br. 3, pp. 1-12, Mart 2001.
- [43] M. Sterman, T. Egner, „Foundation and Practice of Neurofeedback for the Treatment of Epileps,“ *Appl Psychophysiol Biofeed*, t. 31, pp. 21-35, 2006.
- [44] D. Vernon, T. Egner, N. Cooper, saradnici, „The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance,“ *Int J Psychophysiol.*, t. 47, br. 1, pp. 75-85, Januar 2003.
- [45] L. Bender, „A Visual Motor Gestalt Test and its Clinical Use,“ *Res. Monogr*, t. 3, 1938.
- [46] A. K. Golińska, „Coherence function in biomedical signal processing: a short review of applications in Neurology, Cardiology and Gynecology,“ *STUDIES IN LOGIC, GRAMMAR AND RHETORIC*, t. 25, br. 98, 2011.