



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Elektroencefalografija: metoda i instrumentacija

- diplomski rad -

Mentori:
Doc. dr Platon Sovilj
Prof. dr Olivera Klisurić

Kandidat:
Olivera Stojanović, 260/09

Novi Sad, 2013.

Sadržaj:

1.	Uvod.....	1
2.	Fizičke osnove moždanih potencijala	2
2.1	Početak istraživanja bioelektriciteta.....	2
2.2	Struktura nervnog sistema.....	2
2.2.1	Nervna ćelija	2
2.2.2	Sinapsa	3
2.2.3	Ćelijska membrana.....	4
2.3	Membranski i akcioni potencijal.....	4
2.4	Neuroni i bioelektrične pojave [1]	6
3.	Razvoj EEG sistema i njihova primena. Karakteristične pojave kod EEG signala	7
3.1	Počeci elektroencefalografije	7
3.2	Karakteristične pojave kod EEG signala	7
3.2.1	Patološka elektroencefalografska aktivnost	8
3.3	Klinička primena elektroencefalografije.....	9
3.4	Primena elektroencefalografije u istraživanjima.....	9
4.	Osnove elektroencefalografskih sistema.....	10
4.1	Vrste i struktura merno-akvizicionih sistema u elektroencefalografiji	10
4.2	Merenje biopotencijala.....	10
4.2.1	Smetnje pri merenju EEG signala	12
4.3	Elektrode	15
4.3.1	Postavljanje elektroda	17
4.4	Pojačavač	17
4.5	Digitalizacija EEG signala.....	18
4.6	Računarska podrška za skladištenje, prezentaciju i digitalnu obradu EEG signala	18
4.7	Digitalni interfejs	20
4.8	Napajanje	20
4.9	Galvanska izolacija	20
4.10	Sistemi za merenje evociranih potencijala.....	21
4.10.1	Primer eksperimenta	21
5.	Savremeni trendovi u elektroencefalografiji.....	24
5.1	Komercijalni EEG uređaji i njihovi parametri	24
6.	Struktura korišćenog sistema za merenje i akviziciju ERP potencijala	35
7.	Rezultati merenja i diskusija	37
7.1	Realizacija eksperimenta.....	37
7.2	Rezultati merenja	38
7.3	Diskusija	49
8.	Zaključak.....	51
9.	Dodatak A	52
10.	Biografija	53
11.	Literatura.....	54

Slike:

Slika 2.1 Aparatura za Galvanijev eksperiment.....	2
Slika 2.2. Šematski prikaz neurona.....	3
Slika 2.3. Šematski prikaz sinapse u stanju mirovanja (A) i aktivnom stanju (B).....	3
Slika 2.4. Građa ćelijske membrane. Prikaz molekule fosfolipida izvan vode (A) i u vodi (B). Formiranje jednoslojne membrane (C), dvoslojne membrane (D) i ćelijske membrane (E).....	4
Slika 2.5. Koncentracija jona unutar i van ćelijske membrane.....	5
Slika 2.6. Modelovana forma akcionog potencijala (A) i rezultat merenja akcionog potencijala (B).....	5
Slika 3.1. Snimak EEG signala koje je dobio Hans Berger 1924.godine (gore) i periodični signal frekvencije 10 Hz (dole).....	7
Slika 3.2. EEG signali u različitim frekventnim opsezima (beta, alfa, delta, teta) i epileptični špicevi.....	8
Slika 4.1. Šema analognog (gore) i digitalnog (dole) merno-akvizicionog EEG sistema.....	10
Slika 4.2. Model biogeneratora i tkiva sa voltmetrom, koji meri razliku potencijala.....	11
Slika 4.3. Aproksimativno strujno kolo za merenje biopotencijala.....	11
Slika 4.4. Prikaz kapacitivnog sprezanja šuma i mrežnih smetnji (levo) i ekvivalentno kolo sa parazitnom kapacitivnošću C_{ef} (desno).....	12
Slika 4.5. Šema nastajanja induktivnog sprezanja (gore) i ekvivalentno kolo (dole).....	13
Slika 4.6. Primeri oklapanja kabla (levo) i upredanja kabla (desno).....	13
Slika 4.7. Primeri artifakta pri EEG merenju tokom kontrakcije mišića čela (levo) i treptanja očiju (desno).....	14
Slika 4.8. Pojava petlje uzemljenja (a) i izjednačenje uzemljenja (b).....	15
Slika 4.9. Primer kontaktnog potencijala cinka (U') i bakra (U'') u vodenom rastvoru elektrolita.....	15
Slika 4.10. Prikaz Ag/AgCl elektroda (levo), provodne paste Ten20 (gore desno) i abrazivnog pripremnog gela (dole desno).....	16
Slika 4.11. Način postavljanja elektroda na kožu.....	16
Slika 4.12. Šematski prikaz postavljanja elektroda, pogled sa leve strane (A) i odozgo (B).....	17
Slika 4.13. Šema bloka za pojačanje.....	18
Slika 4.14. Blok šema jedne realizacije digitalnog bloka elektroencefalografa.....	18
Slika 4.15. Primer promena parametara amplitudskog histograma EEG signala.....	19
Slika 4.16. Princip obrade podataka na osnovu brze Furijeove transformacije signala. Porastom reda koeficijenata, funkcija $f(x)$ postaje približnija izvornom signalu.....	19
Slika 4.17. Periodogram EEG signala nastalog na osnovu FFT kalkulacije.....	20
Slika 4.18. Proces usrednjavanja „sirovih“ EEG snimaka čiji je rezultat dobijanje evociranih potencijala.....	21
Slika 4.19. Prikaz sistema za merenje ERP-ova.....	22
Slika 4.20. EEG signal P_z elektrode jednog ispitanika u vremenu od 9 sekundi.....	22
Slika 4.21. Usrednjavanje epoha EEG signala.....	23
Slika 6.1. Ilustracija korišćenog sistema za merenje i akviziciju ERP potencijala.....	35
Slika 6.2. Šema modula sistema za akviziciju biomedicinskih signala.....	35
Slika 6.3. EEG uređaj sa priključenim elektrodama.....	36
Slika 7.1. Ekran računara sa uputstvima pre početka merenja.....	37
Slika 7.2. Postavljanje elektroda i slušalica na glavu ispitanika.....	38
Slika 7.3. Ispitanik u unutrašnjosti Faradayevog kaveza.....	38
Slika 7.4. Prikaz pojedinačnih epoha.....	39
Slika 7.5. Grafički prikaz usrednjenih epoha.....	40
Slika 7.6. Prikaz rezultata usrednjavanja devijantnih i standardnih epoha.....	40
Slika 7.7. ERP signal ispitanika br.2.....	41
Slika 7.8. Signal P300 ispitanika br.2. sa pikom na 332 ms.....	42
Slika 7.9. Detaljniji prikaz signala P300 ispitanika br.2.....	42

Slika 7.10. ERP signal ispitanika br.4.....	43
Slika 7.11. Signal P300 ispitanika br.4. sa pikom na 457 ms.	43
Slika 7.20. ERP signal ispitanika br.11.....	44
Slika 7.21. Signal P300 ispitanika br.11. sa pikom na 461 ms.	44
Slika 7.12. ERP signal ispitanika br.6.....	45
Slika 7.13. Signal P300 ispitanika br.6. sa pikom na 285 ms.	45
Slika 7.14. ERP signal ispitanika br.5.....	46
Slika 7.15. Signal P300 ispitanika br.5. sa pikom na 188 ms.	46
Slika 7.16. ERP signal ispitanika br.8.....	47
Slika 7.17. ERP signal ispitanika br.8, sa izraženim alfa talasima.	47
Slika 7.18. ERP signal ispitanika br.8, sa izraženim šiljatim signalima.	48
Slika 7.19. Signal P300 ispitanika br.8. sa pikom na 359 ms.	48

Tabele:

Tabela 5.1. EEG uređaj Emotiv EPOC EEG	25
Tabela 5.2. EEG uređaj WaveRider 2cx	26
Tabela 5.3. EEG uređaj WaveRider Pro	27
Tabela 5.4. EEG uređaj SYMTOPI EEG	28
Tabela 5.5. EEG uređaj UEA-BZ EEG.....	29
Tabela 5.6. EEG uređaj Mitsar-EEG 201	30
Tabela 5.7. EEG uređaj g.tec USBamp.....	31
Tabela 5.8. EEG uređaj Mitsar-EEG 202	32
Tabela 5.9. EEG uređaj Mitsar-EEG 202	33
Tabela 5.10. EEG uređaj Neuroscan Synamp2.....	34
Tabela 7.1. Popis ispitanika sa rezultatima merenja za svakoga od njih.	39
Tabela 7.2. Rezultati merenja za ispitanika br.2.	41
Tabela 7.3. Rezultati merenja za ispitanika br.4.	43
Tabela 7.7. Rezultati merenja za ispitanika br.11.	44
Tabela 7.4. Rezultati merenja za ispitanika br.6.	45
Tabela 7.5. Rezultati merenja za ispitanika br.5.	46
Tabela 7.6. Rezultati merenja za ispitanika br.8.	47

Zahvalnica

Autor se zahvaljuje doc. dr Platonu Sovilju za mogućnost rada na eksperimentima opisanim u ovom radu, kolegama sa Filozofskog fakulteta, Radimiru Belopavloviću i Jeleni Sokić, za pomoć pri realizaciji eksperimenta, kao i kolegama sa Prirodno-matematičkog fakulteta i Fakulteta tehničkih nauka, koji su bili u ulozi ispitanika.

1. Uvod

Elektroencefalografija označava detektovanje moždane električne aktivnosti pomoću elektroda postavljenih na površinu mozga. EEG signali predstavljaju karakterističnu ritmičku aktivnost frekvencija između 1 i 100 Hz i nazivaju se „EEG talasi“.

U istraživanjima se koriste i merenja ERP (Event Related Potentials) signala, koji predstavljaju električni odgovor mozga na neki stimulus (vizuelni ili auditivni) ili u toku nekih mentalnih aktivnosti. Vrednosti ERP potencijala su male u odnosu na spontanu EEG aktivnost. Zbog toga se ovi potencijali moraju usrednjavati.

U drugom poglavlju date su osnove moždanih potencijala (struktura nervnog sistema, membranski i akcioni potencijal).

U trećem poglavlju predstavljen je istorijski pregled elektroencefalografije, opis pojava kod EEG signala i primena EEG-a u kliničkim i naučnim istraživanjima.

Četvrto poglavlje opisuje fizičke osnove elektroencefalografskih sistema i merenja biopotencijala, kao i smetnje koje se javljaju tokom merenja. Dat je opis svake celine merno-akvizicionog sistema, sistema za merenja evociranih potencijala, kao i primer jednog ERP eksperimenta.

Peto poglavlje prikazuje trenutne komercijalne EEG uređaje sa njihovim karakteristikama.

U šestom poglavlju dat je opis strukture korišćenog sistema za merenje i akviziciju ERP potencijala.

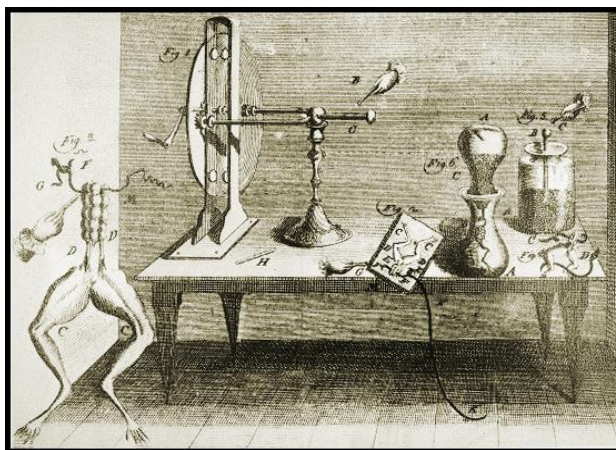
Sedmo poglavlje prikazuje realizaciju samog eksperimenta, rezultate merenja i obrade podataka, sa diskusijom.

Osmo poglavlje je zaključak rada i u njemu je dat kratak osvrt na rad u celini. U nastavku se nalazi dodatak sa skraćenicama.

2. Fizičke osnove moždanih potencijala

2.1 Početak istraživanja bioelektriciteta

Luigi Galvani je 1781. otkrio dejstvo električne stimulacije na ponašanju mišića žabe. U tu svrhu je obavio disekciju žabe. Postavio ju je na sto na kojem je bila i električna mašina. Kada bi dodirnuo skalpelom butni nerv žabe, iskočila bi varnica iz konduktora mašine (Slika 2.1).



Slika 2.1 Aparatura za Galvanijev eksperiment.

Nakon niza eksperimenata, zaključio je da sami mišići žabe proizvode elektricitet kojeg je nazvao "životinjski elektricitet".

2.2 Struktura nervnog sistema

Nervni sistem ima fundamentalnu ulogu u svim funkcijama organizma. On kontroliše funkcije tela, promene visceralnih, mišićnih i ostalih aktivnosti. Mozak prima unutrašnje i spoljašnje signale, obrađuje ih i šalje odgovore, a informacije se prostiru u vidu električnih signala duž nerava.

Nervni sistem se morfološki deli na centralni nervni sistem (CNS) i periferni nervni sistem (PNS). U funkcionalnom smislu deli se na somatski (voljni) i autonomni (nevoljni) nervni sistem.

Neuron (nervna ćelija) je osnovna strukturna jedinica nervnog sistema. Specijalizovana je za prijem, interpretaciju i prenos električnih signala.

2.2.1 Nervna ćelija

Nervna ćelija (Slika 2.2) se deli, na osnovu strukture i funkcije, na tri dela:

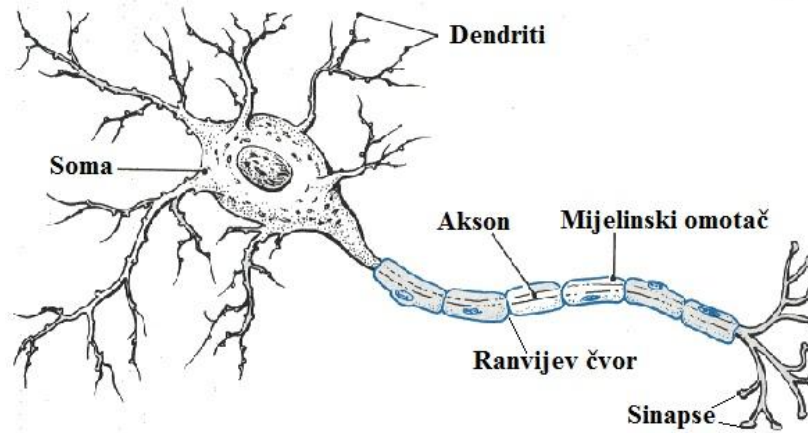
- telo ćelije (soma)
- kratki završeci some (dendriti)
- dugo nervno vlakno (akson)

U telu nervne ćelije nalaze se ćelijski organeli, koji zajedno sa dendritima i aksonima, sadrže oko 70-80% vode i 20% proteina i lipida.

Dendriti primaju impulse od drugih neurona i prenose ih na telo ćelije.

Dugo nervno vlakno, akson, prenosi signal iz tela ćelije do drugog nerva ili mišićne ćelije. Akson je delimično obavijen mijelinom, materijalom sa osobinama izolatora. Na mestima prekida mijelinskog

omotača nalazi se Ranvijerov čvor. Signal koji stigne u Ranvijerov čvor oslabljen je usled otpora aksona, pa čvor deluje kao pojačavač za vraćanje električnog signala na prethodni oblik i amplitudu.

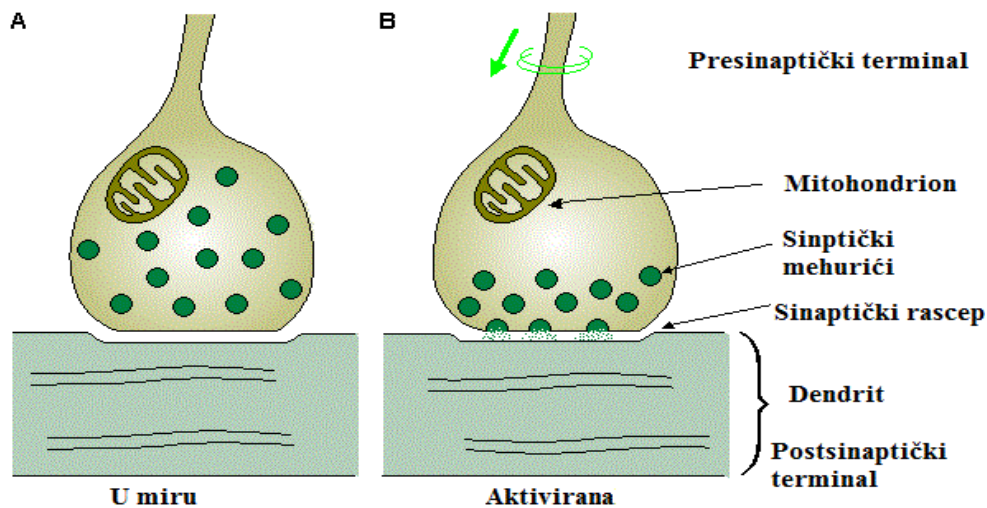


Slika 2.2. Šematski prikaz neurona.

2.2.2 Sinapsa

Sinapsa (Slika 2.3) je veza između dva neurona. Njena funkcija je da jednosmerno prenese električnu aktivnost od tela jedne do druge ćelije. Signal putuje preko aksona, zatim kroz sinapsu, do sledeće nervne ćelije. Deo sinapse, koji je na delu na kojem je akson, naziva se presinaptički terminal, a deo koji je na susednoj strani ćelije, postsinaptički terminal. Između ovih terminala nalazi se prazan prostor koji se naziva sinaptički rascep.

Impuls putuje od presinaptičkog do postsinaptičkog terminala jer se otpušta hemijski transmitser presinaptičke ćelije, koji zatim aktivira postsinaptički terminal. Neki presinaptički terminali izlučuju ekscitacijsku materiju koja aktivira neuron, a drugi izlučuju inhibicijsku materiju koja neuron obuzdava.



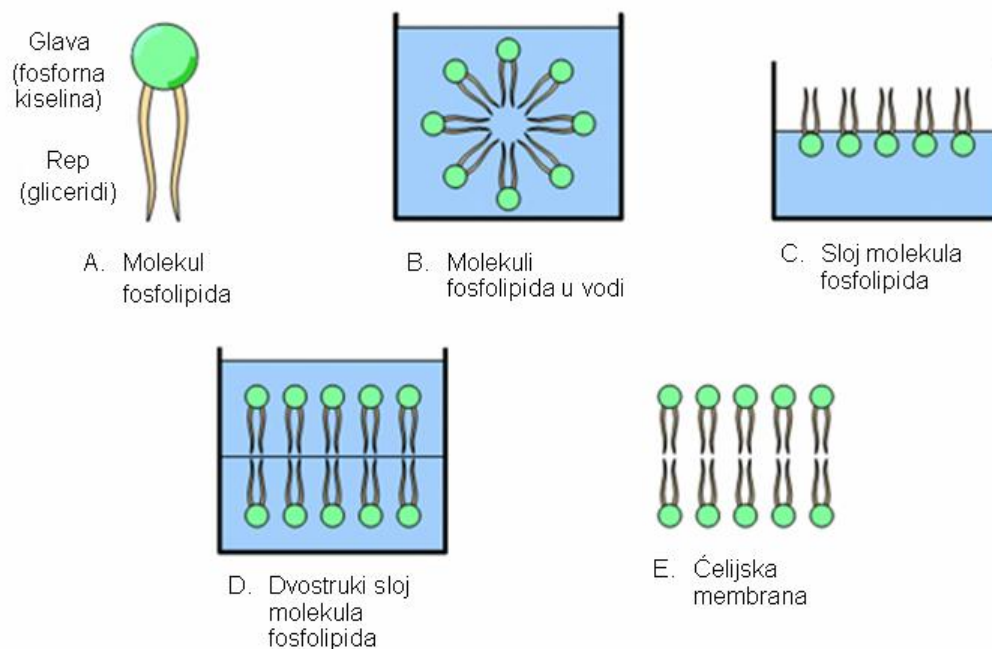
Slika 2.3. Šematski prikaz sinapse u stanju mirovanja (A) i aktivnom stanju (B).

2.2.3 Ćelijska membrana

Ćelijska membrana (Slika 2.4) održava razliku između intracelularne (unutrašnjost ćelije) i ekstracelularne sredine (okolina ćelije) i obezbeđuje uslove za odvijanje svih životnih procesa.

Glavni deo membrane su masne kiseline koje se nazivaju fosfogliceridi. Fosfogliceridi imaju dva dela: fosfornu kiselinu (tzv. „glava” molekule) i masnu kiselinu, glicerid (tzv. „rep“ molekule). Ako uronimo ove molekule u vodu, „glava” molekula će se uvek okretati ka vodi jer je hidrofilna, dok će se „rep” uvek okretati od vode jer je hidrofoban.

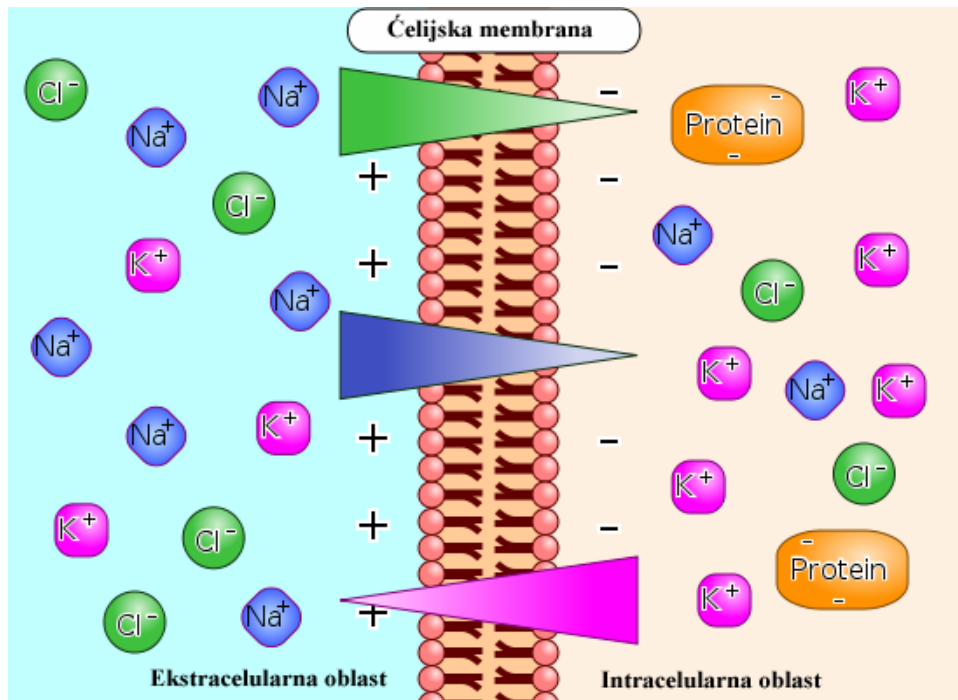
Membrana se sastoji od dvostrukog lipidnog sloja, koji je građen tako da su hidrofilne “glave” prvog sloja okrenute ka intracelularnoj tečnosti. Na njihove hidrofobne “repeve” se vezuju hidrofobni “reповi” sledećeg sloja, a same “glave” tog sledećeg sloja su okrenute ka ekstracelularnoj tečnosti.



Slika 2.4. Građa ćelijske membrane. Prikaz molekule fosfolipida izvan vode (A) i u vodi (B). Formiranje jednoslojne membrane (C), dvoslojne membrane (D) i ćelijske membrane (E).

2.3 Membranski i akcioni potencijal

Ekstracelularna tečnost sadrži oko 10 puta više natrijumovih jona u odnosu na kalijumove, dok je u intracelularnoj tečnosti oko 30 puta više kalijumovih jona. Rezultat ovog odnosa je nastajanje membranskog potencijala (Slika 2.5).

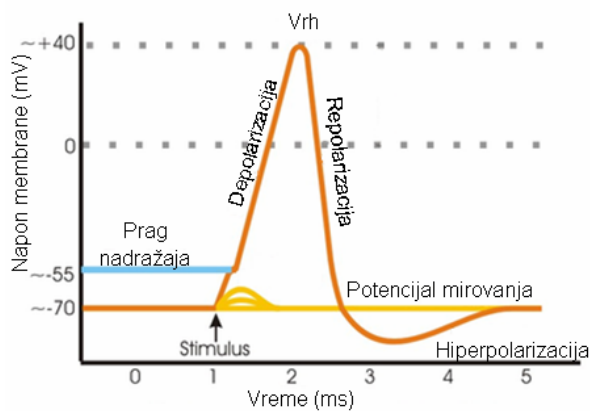


Slika 2.5. Koncentracija jona unutar i van ćelijske membrane.

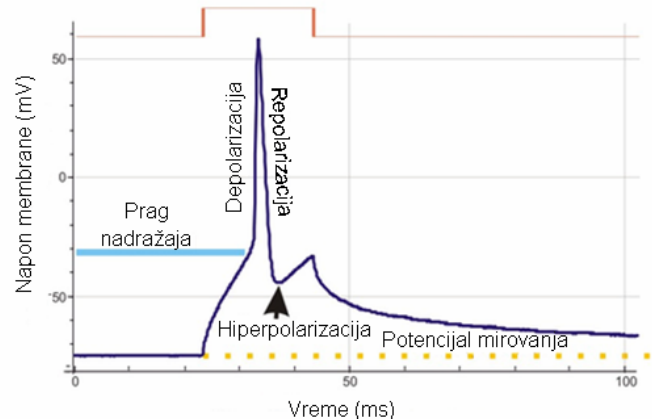
Membranski potencijal omogućava da ćelija daje energiju membrani. U ekscitabilnim ćelijama (npr. neuronima) koristi se za prenos signala između različitih delova ćelije. Otvaranje i zatvaranje jonskih kanala proizvodi lokalnu promenu membranskog potencijala, koja uzrokuje električnu struju.

U osnovnom stanju svih živčanih ćelija membranski potencijal ima stabilnu vrednost koja se naziva potencijal mirovanja (-70 mV do -80 mV). Bilo koji čimlac koji naglo promeni permeabilnost membrane za natrijum, izazvaće niz promena u membranskom potencijalu. Te promene traju deo sekunde, nakon čega se membranski potencijal vraća na početnu vrednost (potencijal mirovanja). Ovakva promena membranskog potencijala naziva se akcioni potencijal.

Akcioni potencijal (Slika 2.6) se sastoji od dva „dela“: depolarizacije i repolarizacije. Nakon nastanka, širi se duž membrane u oba smera u vidu električnog signala. Kada je membrana stimulisana, menja se permeabilnost natrijumovih i kalijumovih jona.



A. Modelovana forma akcionog potencijala



B. Rezultat merenja akcionog potencijala

Slika 2.6. Modelovana forma akcionog potencijala (A) i rezultat merenja akcionog potencijala (B).

Permeabilnost natrijumovih jona brzo raste, što omogućava ulaz natrijumovih jona u unutrašnjost membrane, čime ona postaje pozitivno naelektrisana (depolarizacija membrane). Čim potencijal dosegne vrednost od 20 mV, kalijumovi joni prelaze u spoljašnjost membrane i vraća se intracelularni potencijal na stanje mirovanja (repolarizacija membrane).

Akcioni potencijal nadražene membrane se odvija po principu "sve ili ništa". Za pojavljivanje je potrebno da se nadražajem pređe iznad praga nadražaja i da ima dovoljno vreme trajanja. Ako su ispunjeni ti uslovi, akcioni potencijal će imati uvek jednaku amplitudu i oblik za istu vrstu ćelije. Vreme za nastajanje akcionog potencijala aksona je manje od 1 ms.

2.4 Neuron i bioelektrične pojave [1]

Dendriti, akson i telo ćelije imaju različita električna svojstva. Kao rezultat toga, neki delovi membrane neurona mogu biti ekscitabilni, a neki ne mogu.

Ekscitabilni delovi membrane formiraju akcioni potencijal u manje od hiljaditog dela sekunde. Rezultujuća struja može da izazove akcione potencijale i na susednim delovima membrane, što dovodi do domino efekta u propagaciji. Akcioni potencijali se usled ovakvog efekta propagiraju bez slabljenja.

Mijelizovani delovi aksona nisu ekscitabilni i ne proizvode akcione potencijale, te se signal pasivno propagira kao elektrotonički potencijal. Regularno razmaknuti nemijelinizovani delovi, poznati kao Ranvijerovi čvorovi, generišu akcione potencijale što pojačava signal. Ova vrsta širenja signala pruža povoljnu kombinaciju brzine signala i prečnika aksona.

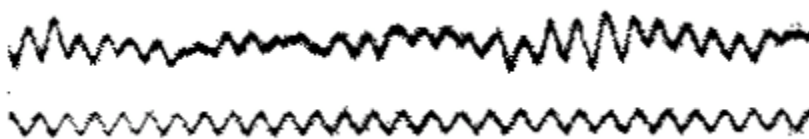
3. Razvoj EEG sistema i njihova primena. Karakteristične pojave kod EEG signala

3.1 Počeci elektroencefalografije

Naziv „elektroencefalografija“ je sastavljen od tri reči: *elektro*-odnosi se na električnu struju, *encefalo*-referira se na signale iz glave i *graf*-pisati, a označava detektovanje električne aktivnosti mozga pomoću elektroda pričvršćenih na površinu glave.

Elektroencefalografija je počela da se razvija sredinom 19. veka. Carlo Mateucci i Emil Du Bois-Reymond su prvi registrovali električne signale mišića koristeći galvanometar. Time je započeo razvoj neurofiziologije [7]. Nakon toga, 1875. godine, Richard Caton je registrovao spontanu električnu aktivnost mozga eksperimentalne životinje.

Hans Berger je 1924. registrovao prvi EEG čoveka. Kao elektrode koristio je metalne trake koje je nalepio na glave svojih ispitanika. Snimanje je trajalo između jedne i tri minute. Električni potencijal koji je on izmerio kretao se između 50 i 100 μV . Budući da je uočio pravilne promene električne aktivnosti mozga, nazvao ih je alfa talasima (Slika 3.1).



Slika 3.1. Snimak EEG signala koje je dobio Hans Berger 1924.godine (gore) i periodični signal frekvencije 10 Hz (dole).

Tokom 30-ih godina zabeležio je prvi EEG snimak čoveka urađen tokom sna. Uočio je efekte hipoksije na mozak, prirodu nekoliko bolesti i poremećaja mozga, te dao lokalizaciju moždanih tumora. Takođe, našao je vezu između mentalnih aktivnosti i promena u EEG signalu [7].

Nakon toga, Fischer i Löwenbach su objavili prvi rad koji se bavio tematikom epilepsije. U njemu su demonstrirali epileptične špiceve izražene u EEG signalima. Potom je W. Gray Walter otkrio vezu delta talasa i dijagnoze moždanih abnormalnosti.

1950-ih godina su napravljene prve mikroelektrode, što je omogućilo nagli razvoj EEG uređaja. Tokom ovih godina počela je da se koristi Furijeova analiza u obradi signala [7].

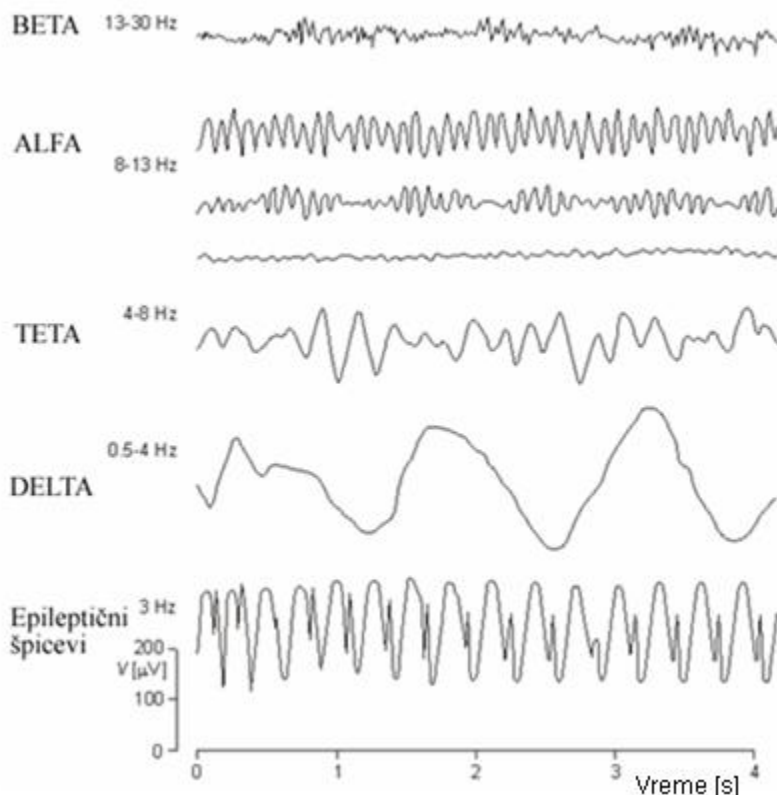
60-e godine su obeležila istraživanja EEG signala novorođenčadi, dok su 70-ih godina počela istraživanja evociranih potencijala (EP) i njihove povezanosti sa mentalnim oboljenjima. Kraj 20. i početak 21. veka je obeležen sve većom digitalizacijom EEG uređaja i širom komercijalnom primenom. Danas se EEG koristi u kliničke i istraživačke svrhe.

3.2 Karakteristične pojave kod EEG signala

EEG signal je karakteristična ritmička aktivnost određene frekvencije. Ovi signali se nazivaju „EEG talasi“. EEG talasi (Slika 3.2) se javljaju između 1 Hz i 100 Hz, a po frekvenciji se dele na delta, teta, alfa, beta i gama talase.

Delta (Δ) talasi su talasi frekvencije ispod 4 Hz. Javljaju se kod male dece za vreme spavanja, a kod odraslih u „sporotalasnom“ spavanju. Regstruju se i kod oboljenja mozga.

Teta (Θ) talasi su talasi frekvencije između 4 Hz i 7 Hz. Javljaju se pri pospanosti kod dece, a kod odraslih zbog emotivnog stresa.



Slika 3.2. EEG signali u različitim frekventnim opsezima (beta, alfa, delta, teta) i epileptični špicevi.

Alfa (α) talasi obuhvataju opseg frekvencija od 8 Hz do 12 Hz. Javljaju se prilikom zatvaranja očiju i opuštanja, a mogu da prate i komatozno stanje.

Beta (β) talasi se nalaze u opsegu od 12 Hz do oko 30 Hz. Pokazuju veliku povezanost sa motornim aktivnostima, fokusiranošću, aktivnom koncentracijom i anksioznošću.

Gama (γ) aktivnosti su frekventnog opsega između 30 Hz i 100 Hz. Ova aktivnost se javlja kada se različite populacije neurona povezuju u mrežu radi obavljanja neke kognitivne ili motoričke funkcije.

Osim navedenih aktivnosti, postoje i neobične statističke aktivnosti. One nisu povezane sa određenom disfunkcijom ili bolešću, pa se nazivaju "normalnim varijacijama".

3.2.1 Patološka elektroencefalografska aktivnost

Epileptiformne promene su vrsta EEG aktivnosti koja se javlja kod pacijenata sa dijagnostikovanom epilepsijom. Ova vrsta promena se naglo izdvaja iz osnovne. Sadrže šiljke (Slika 3.2) u trajanju od 20-70 ms i male oštre talase u trajanju od 70-200 ms. Mogu se registrovati za vreme epileptičnog napada ili u intervalima između njih.

Neepileptiformne EEG promene se javljaju kod pacijenata sa raznim oštećenjima mozga (tumori, encefalopatija, moždani udar itd.).

3.3 Klinička primena elektroencefalografije

Standardni klinički EEG pregled pacijenta u budnom stanju traje 20-30 minuta. Pacijent za vreme pregleda izvršava naloge koje mu zadaje tehničar.

Neki od tipičnih zadataka i metoda aktivacije tokom EEG pregleda su:

- otvaranje očiju 8-10 s
- duboko disanje 3-4 min
- vizuelni stimulusi sa iregularnim stimulusima frekvencije 1-60 Hz.

EEG pregled se može vršiti i tokom sna ili nakon izostanka sna. Takva vrsta pregleda se naziva polisomnografija i koristi se kod pacijenata kod kojih postoje sumnje na epilepsiju.

Poligrafija je vrsta pregleda gde se uporedo registruju EEG signali sa EMG, EKG signalima i sl. Često se koristi kombinovano sa polisomnografijom.

EEG se koristi i u toku operacije. Pošto se jačina anestezije odražava na EEG snimku, koristi se za kontrolu dubine anestezije.

Pomoću patoloških EEG signala, moguće je u toku operacije posmatrati moždane funkcije i registrovati nepravilnosti u radu mozga.

3.4 Primena elektroencefalografije u istraživanjima

U naučnim istraživanjima se koriste EEG i ERP (Event Related Potentials) snimanja signala. EEG snimanja predstavljaju snimanje spontane moždane aktivnosti, dok ERP snimanja predstavljaju električni odgovor mozga na neki stimulus (vizuelni ili auditivni) ili u toku neke mentalne aktivnosti. Ova istraživanja su karakteristična za neuronauku i kognitivnu nauku, te kognitivnu psihologiju i ostala psihofiziološka istraživanja.

EEG i ERP tehnike se koriste pri istraživanju sledećih bolesti, poremećaja i stanja:

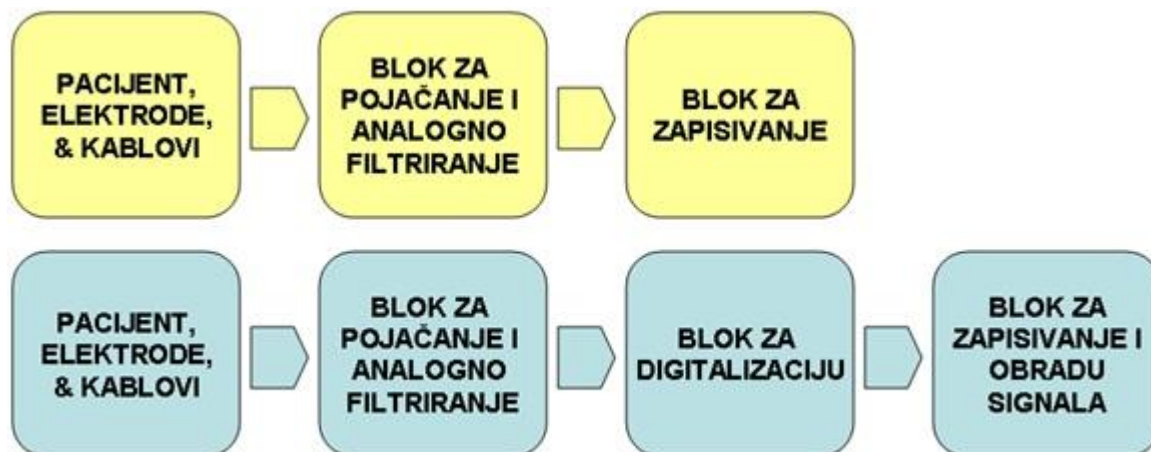
- koma
- šizofrenija
- poremećaji ponašanja
- alkoholizam
- demencija
- poremećaj hiperaktivnosti (AD/HD)
- autizam
- multipla skleroza
- lokalizacija patoloških procesa u CNS-u
- optički neuritis
- poremećaji sluha
- zavisnost o nikotinu itd [11], [7].

4. Osnove elektroencefalografskih sistema

4.1 Vrste i struktura merno-akvizicionih sistema u elektroencefalografiji

Merno-akvizicioni sistemi u elektroencefalografiji se dele na analogne i digitalne (Slika 4.1), u odnosu na to da li je krajnji signal koji dobijamo analogan ili digitalan. Ova dva sistema imaju tri zajedničke celine.

Prva celina su pacijent, elektrode i kablovi, a druga blok za pojačanje i analogno filtriranje. U ovoj celini se vrši pojačanje slabog biofizičkog signala i njegovo filtriranje od šuma, potiskivanje smetnji i sl. Treća celina je blok za zapisivanje.



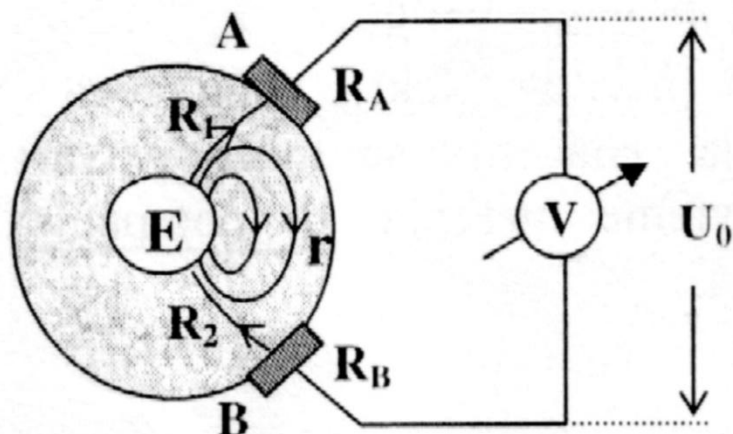
Slika 4.1. Šema analognog (gore) i digitalnog (dole) merno-akvizicionog EEG sistema.

Glavna razlika između analognih i digitalnih sistema je što kod digitalnih sistema, nakon bloka za pojačavanje i analogno filtriranje, se nalazi blok za digitalizaciju sa A/D konvertorom. Nakon A/D konvertora, signal se kablovima vodi na računar.

4.2 Merenje biopotencijala

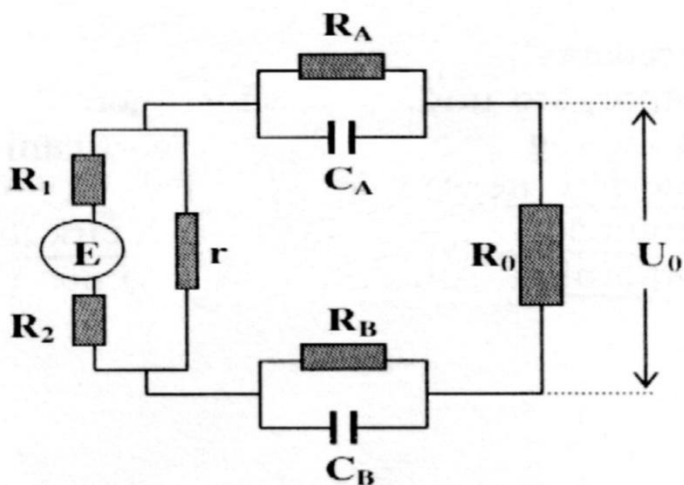
Zadatak pri merenju biopotencijala je da izmerimo njihove vrednosti. U sledećem tekstu će biti opisani efekti koji utiču na tačnost merenja (kontaktni potencijal, polarizacija elektroda itd.). Osim ovih efekata javljaju se i dodatni otpori. Glavni problem leži u samom mestu postavljanja elektroda, budući da se one ne mogu postaviti direktno na organe (npr. srce, mozak itd.). Postavljaju se na okolna tkiva, koja takođe imaju svoj otpor električnoj struji.

Na prikazu biogeneratora i tkiva (Slika 4.2), sa E je označena njegova elektromotorna sila. Deo struje teče ka elektrodama A i B, a deo teče direktno između elektroda. Između izvora EMS i elektrode A će se javiti termogeni otpor R_1 , a između EMS i elektrode B će se javiti termogeni otpor R_2 . Između samih elektroda se javlja otpor r .



Slika 4.2. Model biogeneratora i tkiva sa voltmetrom, koji meri razliku potencijala.

Na kontaktu elektroda i kože se javljaju dodatni otpori R_A i R_B . Osim njih, na dodirnoj površini elektroda-koža se javljaju slojevi pozitivnog i negativnog naelektrisanja (slično pločastom kondenzatoru). Zbog toga se ovaj otpor predstavlja paralelnom vezom kapacitivnog i termogenog otpora (Slika 4.3).



Slika 4.3. Aproksimativno strujno kolo za merenje biopotencijala.

Radi jednostavnije analize ovog kola, pretpostavljamo da je struja biogeneratora jednosmerna. Budući da ima beskonačno velik otpor, kondenzator u kolima sa jednosmernom strujom predstavlja prekid toka struje. Tada struja protiče samo kroz grane sa termogenim otporima R_A i R_B . Zbog toga imamo:

$$R_1 + R_2 \ll R_0 \quad (4.1)$$

$$R_A + R_B \ll R_0 \quad (4.2)$$

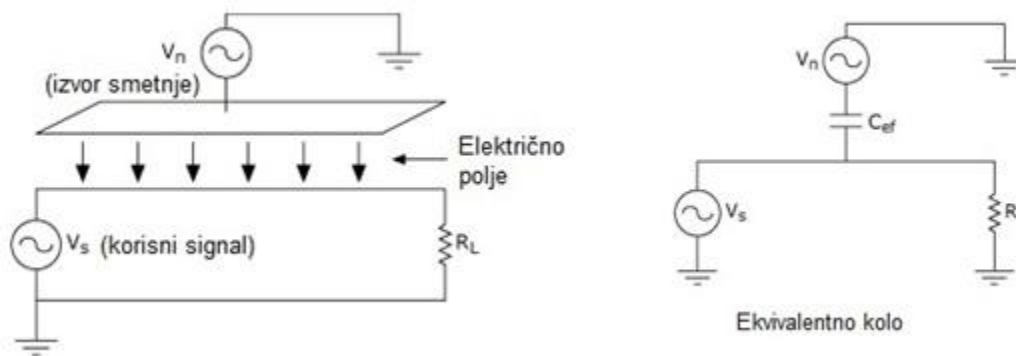
Otpori R_1 i R_2 se ne mogu smanjiti jer su određeni svojstvima samog organizma. Smanjenje otpora elektroda R_A i R_B , se može postići povećanjem njihovih površina do neke određene granice. Najbolje rešenje je povećanje unutrašnjeg otpora mernog instrumenta R_0 (čak i do 1000 puta).

4.2.1 Smetnje pri merenju EEG signala

Izvori šumova i smetnji pri merenju EEG signala su sledeći:

1. Kapacitivno sprezanje šuma i mrežnih smetnji (Slika 4.4)

Ljudsko telo možemo smatrati jednom od ploča kondenzatora. Vodovi i uređaji su druga ploča, a materija između njih je dielektrik. Zbog toga se javlja parazitna kapacitivnost i preko nje se prenosi smetnja u vidu 50 Hz / 60 Hz naizmenničnog napona. Ista situacija se javlja između kablova uređaja i mrežnih vodova/uređaja. Kao rezultat ove pojave, nastaje zajednički napon reda veličine 100 mV, dok je korisni EEG signal reda veličine 0-100 μ V.



Slika 4.4. Prikaz kapacitivnog spreznjanja šuma i mrežnih smetnji (levo) i ekvivalentno kolo sa parazitnom kapacitivnošću C_{ef} (desno).

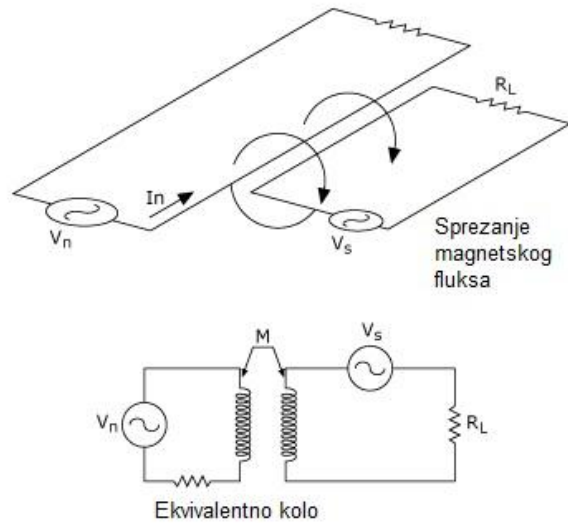
Zbog toga je potrebno koristiti:

- instrumentacione pojačavače - imaju visoku ulaznu impedansu i visok faktorom potiskivanja zajedničkog napona CMRR (Common Mode Rejection Ratio),
- Faradayev kavez,
- oklopljene kablove za provodnike od elektroda do ulaza u pojačavač,
- Driven Right Leg (DRL) kolo - invertovani zajednički napon se dovodi na telo pacijenta, te se poništava sa zajedničkim naponom koji je prisutan od ranije,
- NF filtere - eliminišu smetnje i
- notch filtere - eliminišu opseg oko mrežne frekvencije.

Takođe, merno mesto i EEG uređaj treba da budu što je više moguće udaljeni od mrežnih električnih vodova i ostalih uređaja.

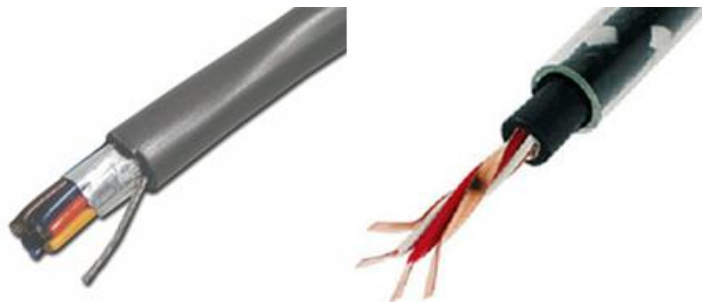
2. Induktivno sprezanje izvora naizmennične struje (Slika 4.5)

Induktivno sprezanje sa izvorima naizmennične struje se javlja jer u elektromagnetnom polju visoke frekvencije (kojem su izloženi ispitanik, elektrode, kablovi i EEG uređaj), dolazi do indukovanja električne struje u njima.



Slika 4.5. Šema nastajanja induktivnog sprezanja (gore) i ekvivalentno kolo (dole).

Da bi se eliminisala ova smetnja, koriste se oklopljeni ili upredeni kablovi (Slika 4.6). Kod upredenih kablova se indukovane struje međusobno poništavaju budući da su indukovane struje u susednim sekcijama kabla različitog smera.



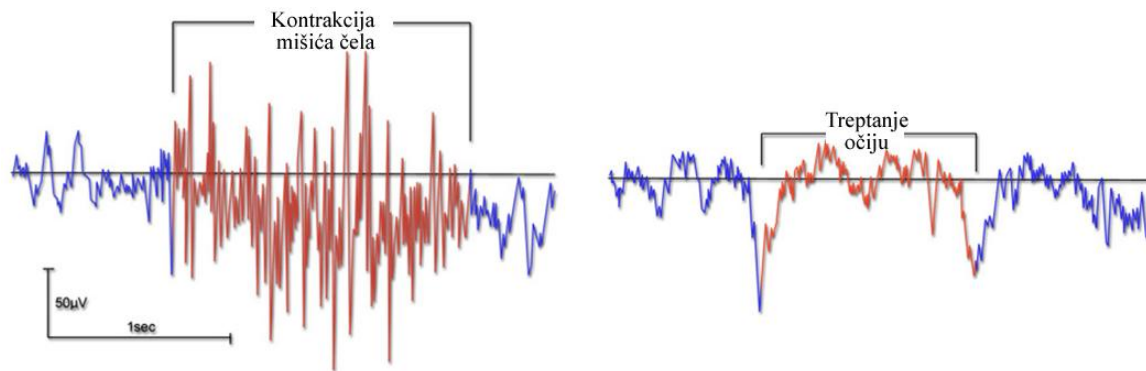
Slika 4.6. Primeri oklopanja kabla (levo) i upredanja kabla (desno).

3. Artefakti zbog drugih biosignala i artefakti pokreta (Slika 4.7)

Artefakti nastali usled pomeranja i drugih bioelektričnih signala su veći problem nego kapacitivno i induktivno sprezanje jer se ne mogu rešiti posebnim tehnikama u projektovanju pojačavača. Artefakti pomeranja se izbegavaju tako što ispitanik sedi što je moguće mirnije. Potrebna je i stabilizacija elektroda i kablova tokom merenja.

Smetnje nastale zbog drugih bioelektričnih signala (pomeranje očiju, treptanje, grčenje mišića lica, stiskanje zubi, pomeranje tela i glave itd) se takođe izbegavaju odgovarajućim ponašanjem ispitanika.

U slučaju da se artefakti ipak dese, sekcije snimaka sa njima se eliminišu u obradi podataka.



Slika 4.7. Primeri artifakta pri EEG merenju tokom kontrakcije mišića čela (levo) i treptanja očiju (desno).

4. Visoka i neuravnotežena impedansa elektroda

Problemi koji se javljaju sa impedansama elektroda na ulazu su:

- niska ulazna impedansa pojačavača,
- neuravnotežena impedansa na ulazu u pojačavač i
- slab kontakt elektroda/koža.

Neuravnotežena impedansa može da se javi zbog elektroda i spoja elektroda/koža i zbog razlike u kablovima ili neizbalansiranosti ulaza unutar pojačavača.

Za eliminisanje ovih problema, potrebno je koristiti pojačavač dovoljno visoke ulazne impedanse, jednake elektrode i paziti da spoj elektroda/koža bude jednakog kvaliteta. Takođe, kablovi moraju biti iste vrste i dužine, te je obavezna upotreba instrumentacionog pojačavača.

Kako bi se ostvario dobar kontakt elektroda/koža, potrebno je prvo kožu očistiti fiziološkim rastvorom i odvojiti je od elektrode pastom koja služi za sprečavanje oštećenja tkiva.

5. Polarizacija elektroda

Polarizacija nastaje u kontaktu elektroda sa ljudskim organizmom. Zbog toga se upotrebljavaju nepolarizljive elektrode i VF filter koji eliminiše jednosmernu komponentu.

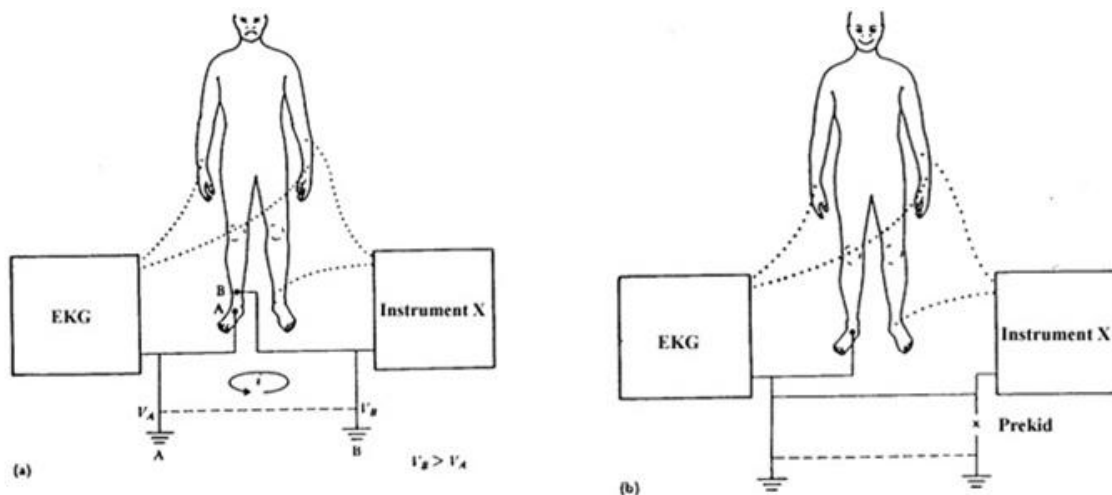
6. Unutrašnji (termalni) šum komponenti

Unutrašnji šum otpornika i drugih elektronskih komponenti je električni šum koji nastaje zbog Braunovog kretanja elektrona unutar električnog provodnika.

Da bi se izbegao termalni šum koriste se elektronske komponente sa najmanjim nivoom unutrašnjeg šuma.

7. Petlja uzemljenja (Slika 4.8)

U slučaju da se na subjektu, osim EEG merenja, vrši još neko merenje, može doći do „petlje uzemljenja“. Ova pojava se javlja zbog različitih potencijala uzemljenja tih uređaja.



Slika 4.8. Pojava petlje uzemljenja (a) i izjednačenje uzemljenja (b).

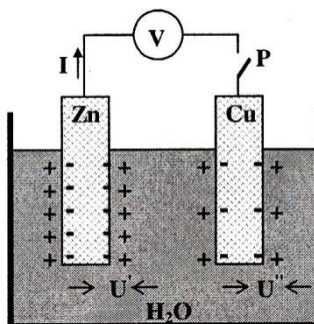
Da bi se ovo izbeglo, izjednačavaju se uzemljenja uređaja njihovim međusobnim povezivanjem, a zajedničko uzemljenje se dovodi na jednu lokaciju na površini kože subjekta.

4.3 Elektrode

Elektrode su pretvarači struje u jonskoj sredini (ljudski organizam možemo smatrati jonskom sredinom) u struju slobodnih elektrona u provodniku [1].

One mogu biti različitog oblika i sastava, a najčešće se prave od metala. Tkiva u organizmu su ispunjena rastvorima elektrolita. Na mestu dodira elektrode i tkiva javljaju se tri nepoželjna efekta: elektrohemijski procesi, kontaktni potencijal i polarizacija elektroda.

Elektrohemijski procesi su uzrokovani elektrolizom na mestu dodira elektrode i tkiva. Elektroda je metal, dok tkivo sadrži so nekog lakog metala (npr. NaCl). Pri elektrolizi natrijum-hlorida, na anodi se izdvaja kiselina (HCl), a na katodi baza (NaOH). Kiselina, odnosno baza izaziva oštećenja tkiva. Da bi se to izbeglo, između elektrode i kože stavlja se gaza natopljena fiziološkim rastvorom ili pasta sa provodnim osobinama sličnim tkivu.



Slika 4.9. Primer kontaktnog potencijala cinka (U') i bakra (U'') u vodenom rastvoru elektrolita.

Kontaktni potencijal nastaje kao razlika potencijala između površine metala i formiranog sloja pozitivnih jona u blizini metala. Pod dejstvom dipola vode dolazi do prelaska pozitivnih jona metala u rastvor na kontaktu elektrode i tkiva (Slika 4.9). Površina metala postaje negativno naelektrisan, a rastvor u blizini metala postaje pozitivno naelektrisan. U okolini negativne površine metala formira se pozitivan sloj jona metala, pa izmerena vrednost potencijala nije tačna (umanjena je za vrednost kontaktnog potencijala).

Greška merenja koja nastaje zbog kontaktnog potencijala može da bude mnogo veća od vrednosti membranskog potencijala. Zato se obe elektrode prave od istog materijala.

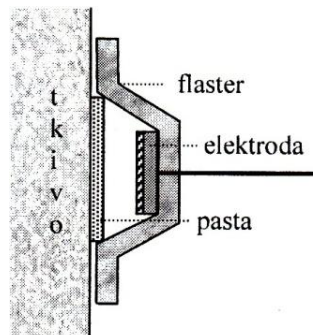
Polarizacija elektroda se javlja na kontaktu elektroda-tkivo zbog prolaska jednosmerne struje kroz elektrolit, što uzrokuje pojavu elektrolize. Taloženje jona metala menja prirodu elektroda i dovodi do njihove polarizacije koja može da se izbegne ako se elektrode (koje su od istog materijala) potope u vodeni rastvor tog materijala.

U ekstracelularnoj tečnosti živog organizma najviše je zastupljen NaCl. Da bi se izbegli svi ovi efekti koriste se elektrode od tankog sloja srebrno-hlorida (AgCl), koji je nanesen na pločicu od srebra velike čistoće (99,9999%). Pločica je u obliku diska, 1-3 mm prečnika, sa dugim provodnicima koji se priključuju u pojačavač. Obe elektrode se prave od istog materijala i površinom i oblikom su identične, a od kože se odvajaju provodnom pastom radi sprečavanja oštećenja tkiva (Slika 4.10).



Slika 4.10. Prikaz Ag/AgCl elektroda (levo), provodne paste Ten20 (gore desno) i abrazivnog pripremnog gela (dole desno).

U slučaju da se radi o dužim merenjima, potrebno je fiksirati elektrode, što se čini pomoću flastera. (Slika 4.11)



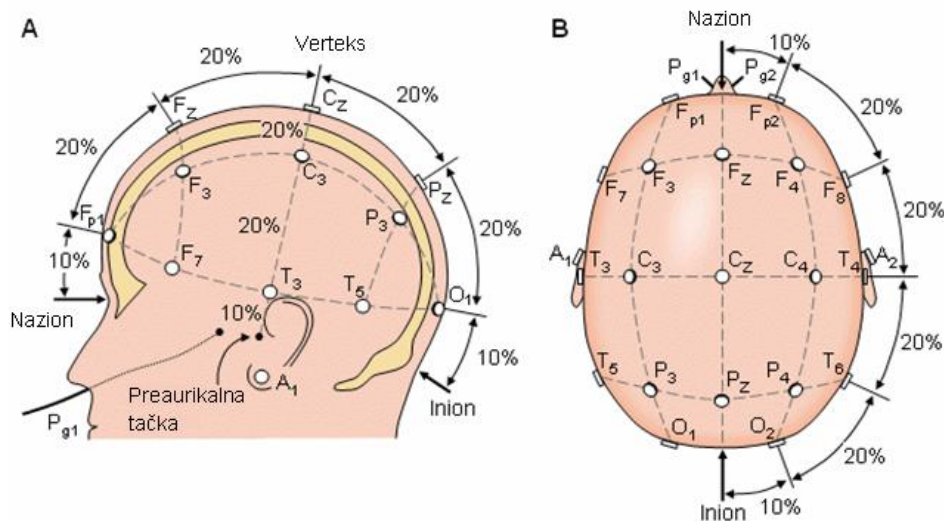
Slika 4.11. Način postavljanja elektroda na kožu.

Kosa i problem mehaničke stabilizacije elektrode onemogućavaju nisku impedansu ($<10\text{ k}\Omega$) na kontaktu elektroda-koža. Radi bolje mehaničke stabilizacije, upotrebljavaju se adhezivne provodne paste za elektrode i kontaktni cement za bolje fiksiranje gaze preko elektrode.

Ako su u pitanju duža snimanja, dolazi do pomeranja elektroda i promena nekih njihovih osobina. Da bi se to izbeglo, koriste se igličaste elektrode koje se umeću u tkivo između površine kože glave i lobanje.

4.3.1 Postavljanje elektroda

Međunarodna federacija za elektroencefalografiju i kliničku neurofiziologiju je usvojila sistem za postavljanje elektroda 10-20 (Slika 4.12). Referentne tačke su nazion i inion. 21 elektroda se postavlja na tačke koje su 10% od naziona/iniona, sledeća je na 20% od prethodne elektrode itd.



Slika 4.12. Šematski prikaz postavljanja elektroda, pogled sa leve strane (A) i odozgo (B).

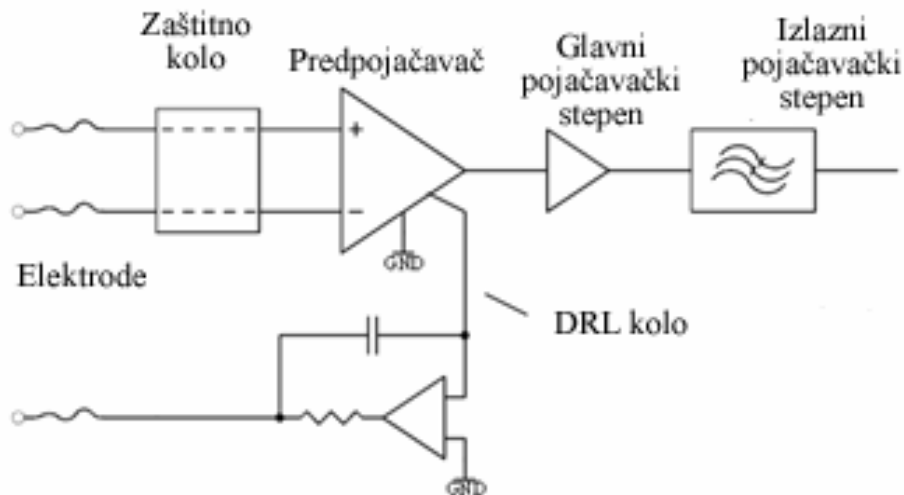
Uporedo sa EEG signalom može se meriti još neka aktivnost (EKG, EMG, EOG i sl.). Više kanala za snimanje se koriste kada je potrebna dobra prostorna lokalizacija električnih aktivnosti kore velikog mozga.

4.4 Pojačavač

EEG signale je potrebno pojačavati jer su reda veličine 10^{-6} V. Zbog toga se pojačavaju i preko 10,000 puta. Teško je omogućiti linearna pojačanja jer su mali signali osetljivi na smetnje, šumove i izobličenja. Osim što pojačavač pojačava signal, svodi i neželjene pojave na minimum (npr. 10 puta manje od EEG signala).

Ulazni napon registrovan elektrodama prvo dolazi do zaštitnog bloka na ulazu pojačavača. Svrha ovog bloka je da zaštiti ispitanika i uređaj od elektrostatičkih pražnjenja. Zatim sledi prvi pojačavački blok. To je predpojačavač kojeg čini instrumentacioni pojačavač. Instrumentacioni pojačavač ima visoku ulaznu impedansu, visoko diferencijalno pojačanje i visok faktor potiskivanja zajedničkog napona (CMRR-Common Mode Rejection Ratio). Nakon toga se signal vodi na izlazni pojačavački blok koji ujedno vrši i NF filtriranje signala (Slika 4.13).

Na ovaj način se pojačanje deli na tri stepena jer se ne može napraviti jedan pojačavački blok koji će imati sve navedene karakteristike (veliko pojačanje, velika ulazna impedansa i filtriranje signala), a u isto vreme sprečiti zasićenje bilo kojeg pojačavačkih stepena.



Slika 4.13. Šema bloka za pojačanje.

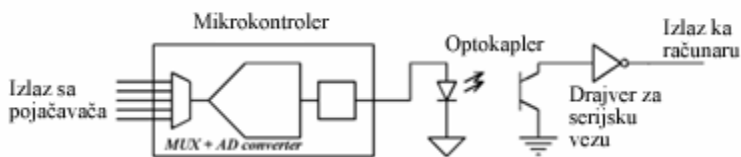
4.5 Digitalizacija EEG signala

Za digitalne EEG sisteme je karakteristično pretvaranje analognog signala u digitalni pomoću A/D konvertora. Da bi se analogni signal pretvorio u digitalni, potrebno je prvo izvršiti uzorkovanje EEG signala u fiksnim vremenskim intervalima. Rezoluciju A/D konvertora određuje najmanja amplituda koja se može uzorkovati.

Pri izboru pojačanja i rezolucije A/D konvertora treba paziti na to da se omogući registrovanje najmanje promene vrednosti EEG signala, a da ne dođe do odsecanja signala pri velikim promenama njegove vrednosti.

Frekvencija odmeravanja A/D konvertora mora da zadovolji Nikvistov kriterijum (frekvencija odmeravanja mora biti najmanje 2 puta veća od najviše frekvencije EEG signala od interesa).

A/D konvertor se realizuje na posebnom digitalnom čipu, ali može biti i u sklopu mikrokontrolera (Slika 4.14). Mikrokontroler obavlja funkciju pripreme podataka za prenos serijskom komunikacijom prema računaru i može da vrši digitalizaciju signala kada A/D konvertor nije poseban čip. To je zadnji element digitalnog bloka ka računaru.



Slika 4.14. Blok šema jedne realizacije digitalnog bloka elektroencefalografa.

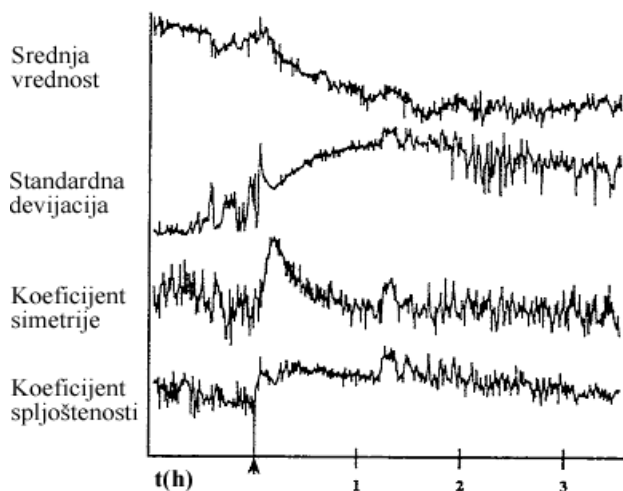
4.6 Računarska podrška za skladištenje, prezentaciju i digitalnu obradu EEG signala

Osim što PC vizuelno prikazuje i čuva digitalne podatke o merenju EEG signala, on ima ulogu i u obradi digitalizovanih EEG podataka. Postoji više algoritama za digitalnu obradu EEG signala. Neki od

njih su: digitalno filtriranje, frekvencijska analiza, ICA (Independent Component Analysis) tehnika koja služi za razlikovanje komponenti koje se nalaze unutar snimljenog signala itd.

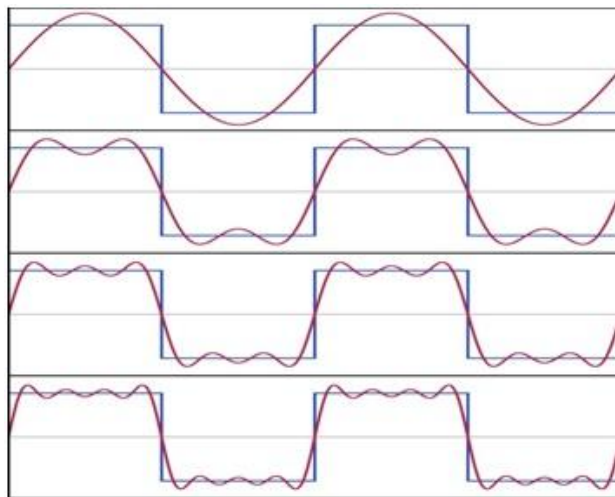
Podaci koje dobijemo nakon EEG snimanja imaju svoje talasne oblike koji pokazuju promenu amplitude, frekvencije, faze ili nekih drugih parametara, kao i kratkotrajnih karakteristične pojava (npr. špicevi). Jednostavnom analizom podataka ne možemo obuhvatiti sve potrebne informacije zbog čega registrujemo jednu vrstu promena na štetu drugih.

Za primer ćemo uzeti amplitudsku analizu EEG signala. Ovim postupkom se mere uzastopne amplitude i klasifikuju po odgovarajućim klasama. Amplitudski histogram koji dobijamo na ovaj način je blizu simetrične Gausove raspodele. Karakteristike Gausove raspodele su: srednja vrednost i standardna devijacija. U slučaju da se radi o raspodeli koja nije Gausova, bitne karakteristike histograma su i mera simetričnosti i spljoštenosti. Srednja vrednost, standardna devijacija, koeficijent simetrije i koeficijent spljoštenosti su glavni parametri u opisu EEG signala (Slika 4.15).



Slika 4.15. Primer promena parametara amplitudskog histograma EEG signala.

1963. godine su Cooley i Tukey upotreбили brzu Furijeovu transformaciju-FFT (Slika 4.16) prema kojoj se FFT izračunava za sekvence EEG odmeraka (1-8 sekundi). Zatim se sekvence usrednjavaju, te dobijamo sažeti prikaz EEG signala u grafičkom obliku [12].



Slika 4.16. Princip obrade podataka na osnovu brze Furijeove transformacije signala. Porastom reda koeficijenata, funkcija $f(x)$ postaje približnija izvornom signalu.

Prvo posmatramo apsolutnu vrednost snage, koja se izražava po sl.relaciji:

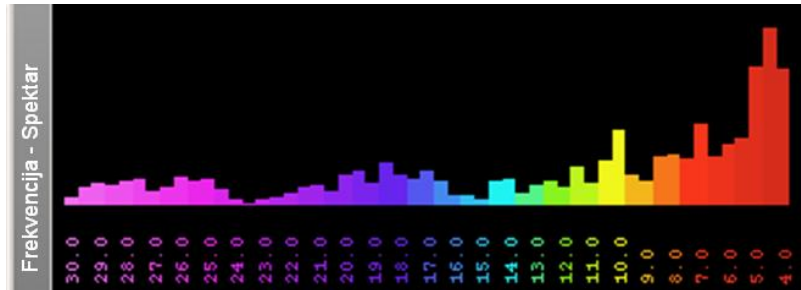
$$P(f) = [R_e(X(f))]^2 + [I_m(X(f))]^2 \quad (4.3)$$

gde je:

$X(f)$ - Furijeova transformacija signala.

Spektar snage je kvadratna vrednost amplitude Furijeove transformacije. Analiza spektra snage omogućava kvantitativnu meru raspodele frekvencija EEG signala (Slika 4.17) [1].

Pri obradi rezultata koristi se i relativna snaga, koja se računa kao udeo snage nekog frekvencijskog opsega u odnosu na ukupnu snagu signala i izražava se u procentima.



Slika 4.17. Periodogram EEG signala nastalog na osnovu FFT kalkulacije.

Osim navedenih algoritama, postoje i algoritmi koji se koriste za nelinearnu obradu signala (bispektralna analiza, analiza nezavisnih komponenti ICA-Independent Component Analysis itd.).

4.7 Digitalni interfejs

Digitalni interfejs je potreban za povezivanje računara i pojačavača. Koriste se serijski USB interfejsi, a u manjoj meri i serijski interfejsi koji se povezuju na RS232 port računara.

Najnoviji vrsta interfejsa su bežični (wireless) interfejsi.

4.8 Napajanje

Napajanje EEG sistema se može vršiti na neki od sl. načina:

- preko mrežnog adaptera,
- preko baterija,
- preko računarskih USB izvoda.

Kad god je moguće, potrebno je izbegavati mrežno transformisano i adaptirano napajanje, budući da ono unosi 50 Hz / 60 Hz smetnju.

4.9 Galvanska izolacija

Zbog naizmeničnog mrežnog napajanja u EEG uređajima, dolazi do potencijalne opasnosti od električnog udara za ispitanika ili osobe koja radi sa uređajima. Uzrok tome je struja curenja koja može da se javi usled neodgovarajućeg ili lošeg uzemljenja i/ili električne instalacije.

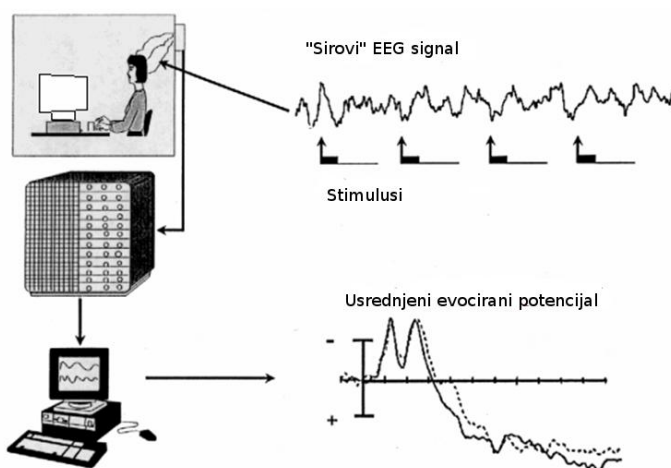
Zato analogni EEG uređaji imaju transformatore ili izolacione pojačavače kao galvansku izolaciju. U digitalnim sistemima koriste se digitalni optokapleri između mikroprocesorske jedinice i računara ili između A/D konvertora i mikroprocesorske jedinice [1].

4.10 Sistemi za merenje evociranih potencijala

Evocirani potencijali su električni odgovori mozga na neki stimulus, bilo vizuelni ili auditivni, ili u toku neke mentalne aktivnosti. Vrednosti ovakvih potencijala su male u odnosu na spontanu EEG aktivnost.

Zbog toga se evocirani potencijali moraju usrednjavati, čime se dobija veća razlika između evociranog potencijala i pozadinskog EEG signala. Nakon usrednjavanja (Slika 4.18), srednja vrednost pozadinske aktivnosti teži nuli, a evocirani potencijali su više izraženi. Vrednosti evociranih potencijala se javljaju nakon tačno određenog vremena.

Snimak evociranih potencijala daje razliku između usrednjenog evociranog potencijala i usrednjenog spontanog EEG signala. Takođe, dobija se i vremensko kašnjenje ove razlike, računajući vreme od pojave čulnog stimulusa [1].



Slika 4.18. Proces usrednjavanja „sirovih“ EEG snimaka čiji je rezultat dobijanje evociranih potencijala.

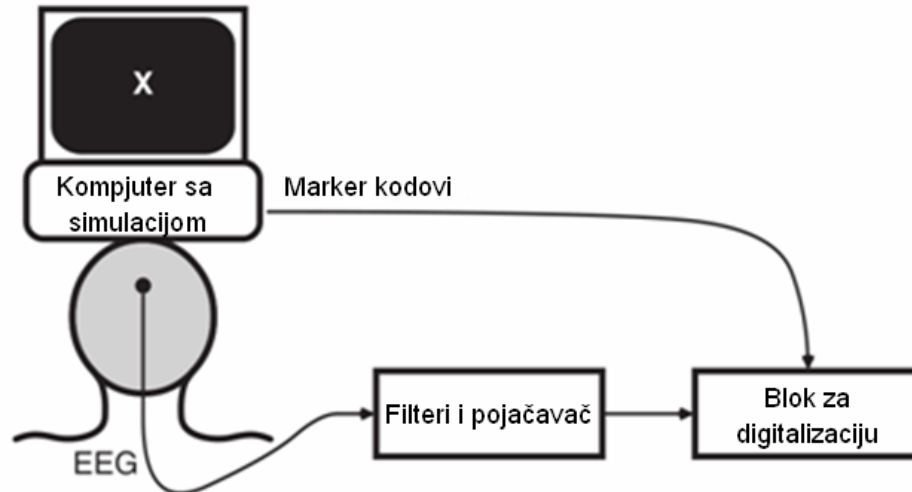
4.10.1 Primer eksperimenta

Jedan od osnovnih ERP eksperimenata je Odbol paradigma (Oddball paradigam).

U ovom eksperimentu se istražuje reakcija ispitanika na auditivne ili vizuelne stimulse. Ispitanicima se na ekranu pokazuju dva različita stimulusa, „X“ i „O“. Odnos pojavljivanja ovih stimulusa je 80:20, a ispitanici za svako slovo pritiskaju određeni taster. Slova se prikazuju na monitoru 100 ms, zatim sledi prazni među-stimulusni interval od 1,400 ms u kojem se prikazuje fiksacioni krst, potom sledeće slovo itd.

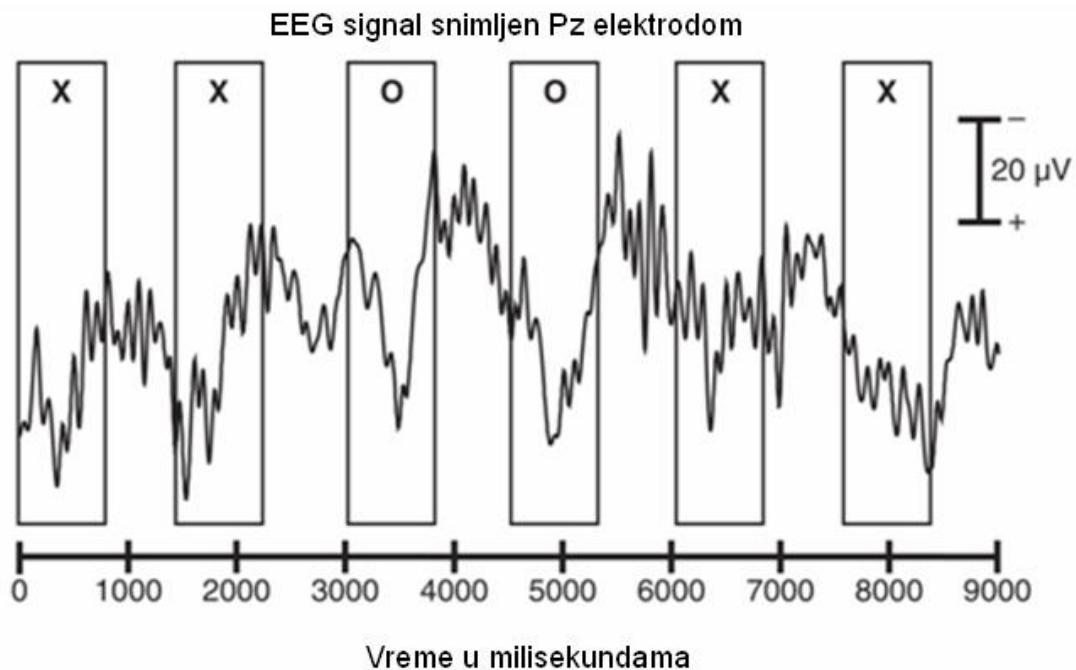
Ako ispitanici reaguju na „X“ registrujemo pogodak, na „O“ grešku, a ako reaguju u praznom među-stimulacionom intervalu ili ako imaju odsustvo reakcije, registrujemo promašaj. Zbog specifičnosti eksperimenta (ispitanik može načiniti velik broj promašaja) promašaji su odbačeni pri obradi podataka.

Za vreme „rešavanja“ ovog zadatka, snima se EEG signal ispitanika, koji se pojačava 20,000 puta i konvertuje u digitalni signal. (Slika 4.19)



Slika 4.19. Prikaz sistema za merenje ERP-ova.

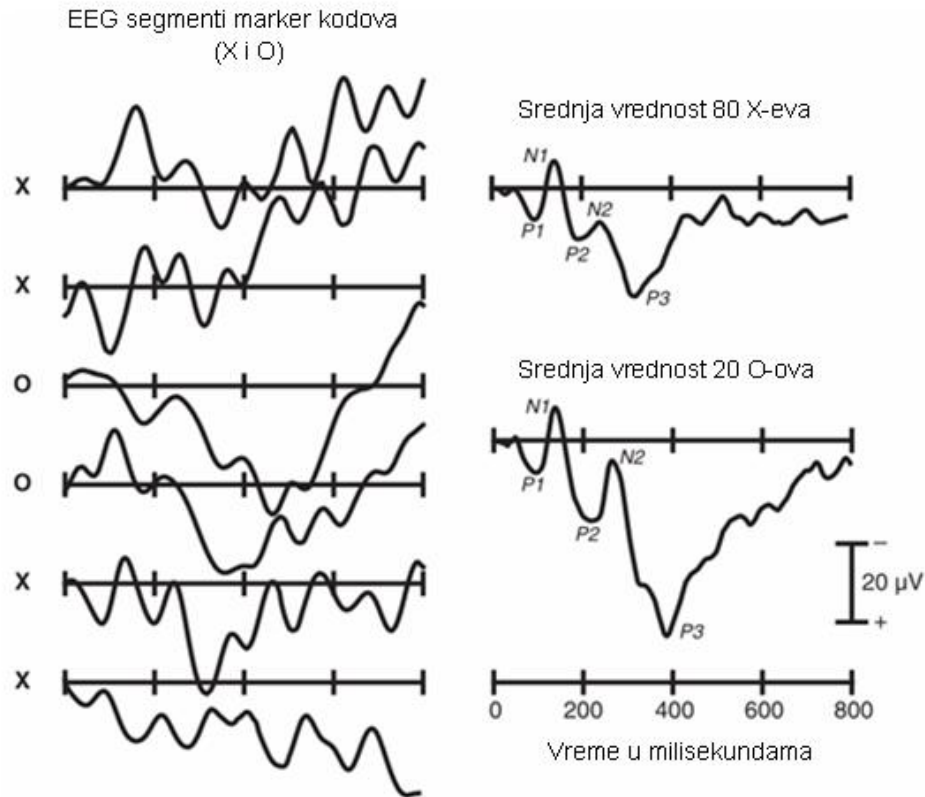
Dok traje snimanje, dobija se spontani EEG signal i ERP odgovor na zadatak. Budući da su ERP odgovori jako slabi u odnosi na spontanu EEG aktivnost, ERP signali se moraju usrednjavati (Slika 4.20). Prema konvenciji u ERP studijama, negativan napon se prikazuje gore.



Slika 4.20. EEG signal P_z elektrode jednog ispitanika u vremenu od 9 sekundi.

Nakon posmatranja ovih signala, uočava se određena sličnost između odziva na stimulse. Budući da se ne može tačno odrediti kako taj odziv izgleda, svi ERP odzivi na „X“ i „O“ se usrednjavaju. Na taj način se dobija usrednjeni signal koji reprezentuje odgovor ispitanika na „X“ i „O“.

Epohe koje okružuju „X“ i „O“ slažu se u odnosu na marker kodove koji se nalaze na početku svakog stimulusa [2]. Zatim se selektovani signali sabiraju i na kraju dobijamo ERP-ove za „X“ i „O“ (Slika 4.20).



Slika 4.21. Usrednjavanje epoha EEG signala.

Kao rezultat merenja ERP potencijala, dobijaju se naponska odstupanja koja mogu biti pozitivna ili negativna. Ta odstupanja su vrhovi EEG signala. Oni se označavaju početnim slovima P ili N, u zavisnosti od toga da li su signali naponski pozitivni ili negativni. Nakon tog slova dolazi brojka 1, 2, 3 itd, koja označava redni broj komponente u signalu. Nekad se umesto ovog broja piše vreme kašnjenja ERP komponente nakon prikazivanja stimulusa (u ms). Tako razlikujemo vrhove P1, N1, P2, N2 i P3 (Slika 4.21).

Kašnjenje (latenca) komponente P3 je u većini slučajeva 300 ms, pa se češće piše i kao P300. Redosled ERP vrhova u vremenu, odgovara vremenskom redosledu događaja koji se dešavaju u mozgu ispitanika.

P1 vrh se uvek javlja i on je senzorni odgovor na vizuelni stimulus, dok komponenta P3 zavisi samo od zadatka koji je postavljen pred ispitanika i na nju nemaju uticaj fizička svojstva stimulusa.

Eksperiment se realizuje u nekoliko koraka:

- postavljaju se elektrode na glavu ispitanika koje prikupljaju EEG signal,
- dobijeni signal se filtrira i pojačava,
- signal se skladišti u digitalnom obliku,
- obrada podataka.

Artefakti koji kontaminiraju EEG signal moraju da se odstrane tokom merenja ili da se svedu na minimum. U slučaju da ipak dođe do kontaminacije EEG signala, problematična epoha se ne uzima u obzir pri usrednjavanju. Kada se ovi artefakti izuzmu iz EEG signala, sledi usrednjavanje preostalog signala i dobijaju se ERP odgovori.

5. Savremeni trendovi u elektroencefalografiji

5.1 Komercijalni EEG uređaji i njihovi parametri

U cilju prikaza trenutnih komercijalnih EEG uređaja, dat je prikaz 10 aktuelnih uređaja na svetskom tržištu. Izbor je vršen prema dvema karakteristikama koje moraju zadovoljavati ovi uređaji: što veći CMRR (Common Mode Rejection Ratio) i što manji šum.

U sledećim tabelama su dati primeri komercijalnih EEG uređaja sa parametrima:

- broj kanala,
- rezolucija,
- 1 LSB (1 Least Significant Bit - najmanja promena ulaznog napona A/D konvertora koja uzrokuje promenu digitalnog izlaza),
- CMRR,
- šum,
- filtriranje,
- brzina odmeravanja,
- interfejs,
- napajanje,
- sertifikacija po standardima za medicinsku opremu,
- cena i
- ime kompanije.

Uređaji su poredani po njihovim cenama.



Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	14 (plus CMS/DRL kanal)
Rezolucija	16 bit (14 bit efektivno)
1 LSB	0,5 μ V
CMRR	120 dB
Šum	256 mVpp
Filtriranje	0,2 - 45 Hz Notch 50 Hz i 60 Hz
Brzina odmeravanja	~128 Hz
Interfejs	Wireless, 2,4 GHz band
Napajanje	Li-poly baterija (trajanje 12 sati)
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Ne
Cena	299,00 \$
Kompanija	http://www.emotiv.com

Tabela 5.1. EEG uređaj Emotiv EPOC EEG



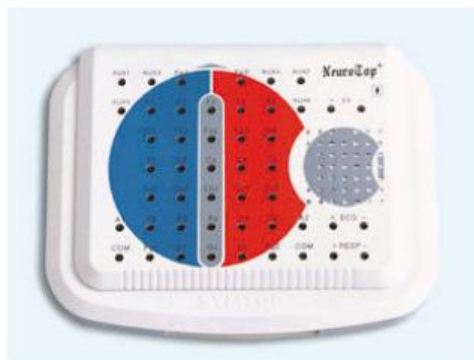
Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	3 (1 GSR)
Rezolucija	8 bit
CMRR	100 dB
Filtriranje	NF 40 Hz, 60 Hz (-72 dB na 60 Hz) VF 0,5 Hz
Brzina odmeravanja	128 Hz
Interfejs	USB
Napajanje	Baterija 9 V
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Ne
Cena	950,00 \$
Kompanija	http://www.mindpeak.com

Tabela 5.2. EEG uređaj WaveRider 2cx



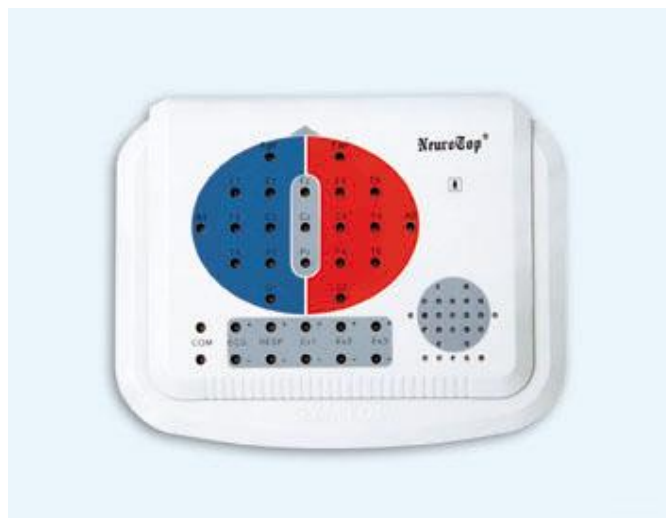
Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	5 (1 GSR)
Rezolucija	8 bit
1 LSB	0,17 μ V
CMRR	100 dB
Filtriranje	NF 40 Hz (-70 dB / 50 Hz) VF 0,5 Hz Notch 50 Hz
Brzina odmeravanja	255 Hz
Interfejs	Serijski (RS232)
Napajanje	9 V – baterija
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Ne
Cena	1,500 \$
Kompanija	http://mindpeak.com

Tabela 5.3. EEG uređaj WaveRider Pro



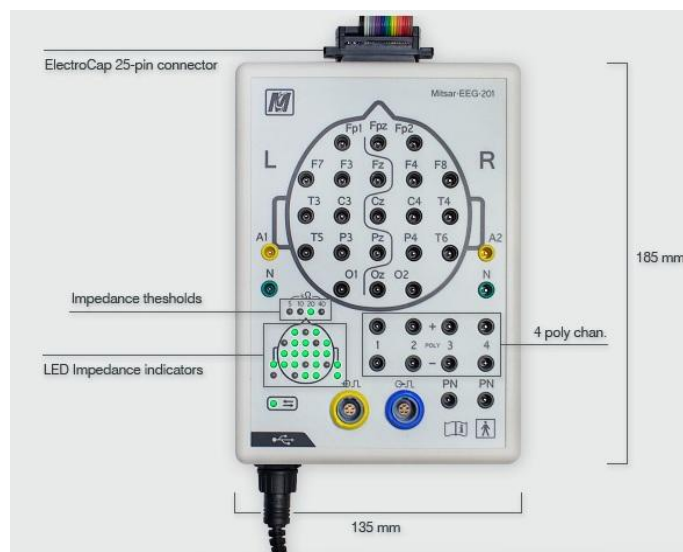
Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	16-41
Rezolucija	16 bit
1 LSB	0,5 μ V
CMRR	98 dB
Šum	< 2,5 μ V _{pp}
Filtriranje	NF 15 / 30 / 45 / 60 / 120 Hz VF 1 / 3 / 10 Hz
Brzina odmeravanja	1 kHz
Interfejs	Serijski (USB)
Napajanje	Mrežni adapter
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	4,000 \$
Kompanija	http://www.symtop.com

Tabela 5.4. EEG uređaj SYMTOPIA EEG



Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	16-24
Rezolucija	12 bits ADC
1 LSB	0,5 μ V
CMRR	≥ 110 dB
Šum	$\leq 2,5$ μ Vp-p
Filtriranje	VF 15 Hz, 30 Hz, 45 Hz, 60 Hz, 120 Hz Notch 50 Hz, 60 Hz
Brzina odmeravanja	1000 odmeraka po sekundi
Interfejs	USB
Napajanje	Mrežni adapter
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	4,000 \$
Kompanija	http://www.symtop.com

Tabela 5.5. EEG uređaj UEA-BZ EEG



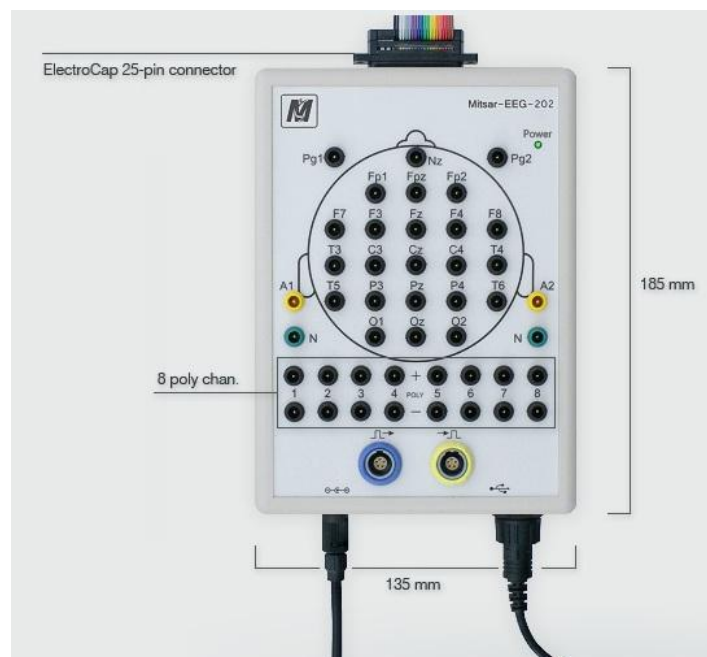
Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	21
Rezolucija	16 bit
CMRR	100 dB
Šum	<1,5 μ V
Filtriranje	NF 35 Hz, 70 Hz VF DC 0,32 Hz, 0,5 Hz Notch 50 Hz, 60 Hz
Brzina odmeravanja	500 Hz po kanalu
Interfejs	USB
Napajanje	USB
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	6,950 \$
Kompanija	www.mitsar-medical.com

Tabela 5.6. EEG uređaj Mitsar-EEG 201



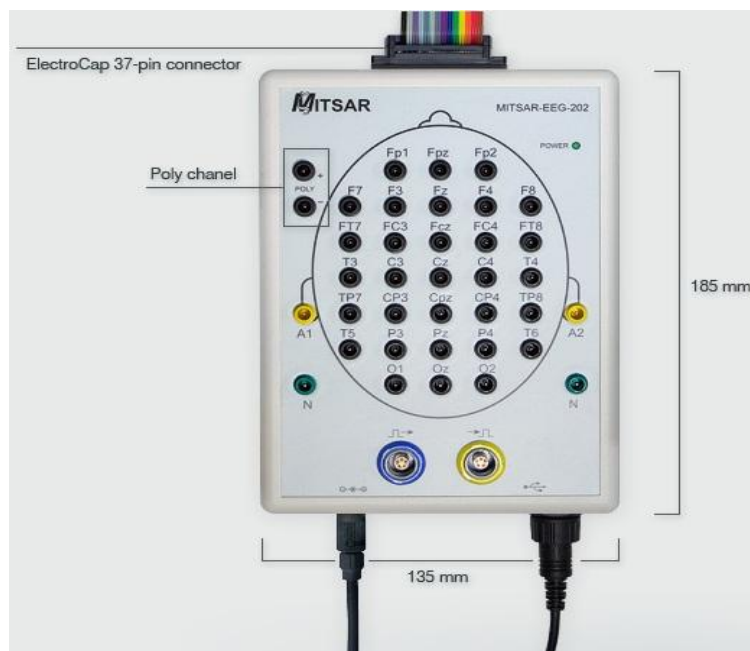
Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	16
Rezolucija	24 bit
1 LSB	30 nV
CMRR	98 dB
Šum	$< 0,3 \mu\text{V}_{\text{pp}}$
Filtriranje	VF, NF
Brzina odmeravanja	38,4 kHz
Interfejs	Serijski (USB)
Napajanje	Mrežni adapter
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	10,100 \$
Kompanija	http://www.gtec.at

Tabela 5.7. EEG uređaj g.tec USBamp



Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	24
Rezolucija	24
CMRR	100 dB
Šum	<1,5 μ V
Filtriranje	NF 150 Hz VF DC 0,16 Hz, 5 Hz Notch 50 Hz, 60 Hz
Brzina odmeravanja	2000 Hz po kanalu
Interfejs	USB
Napajanje	90-240 V, AC 50 / 60 Hz
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	10,500 \$
Kompanija	www.mitsar-medical.com

Tabela 5.8. EEG uređaj Mitsar-EEG 202



Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	31
Rezolucija	24
CMRR	100 dB
Šum	<1,5 μ V
Filtriranje	NF 150 Hz VF DC 0,16 Hz, 5 Hz Notch 50 Hz, 60 Hz
Brzina odmeravanja	2000 Hz po kanalu
Interfejs	USB
Napajanje	90-240 V, AC 50 / 60 Hz
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	10,500 \$
Kompanija	www.mitsar-medical.com

Tabela 5.9. EEG uređaj Mitsar-EEG 202

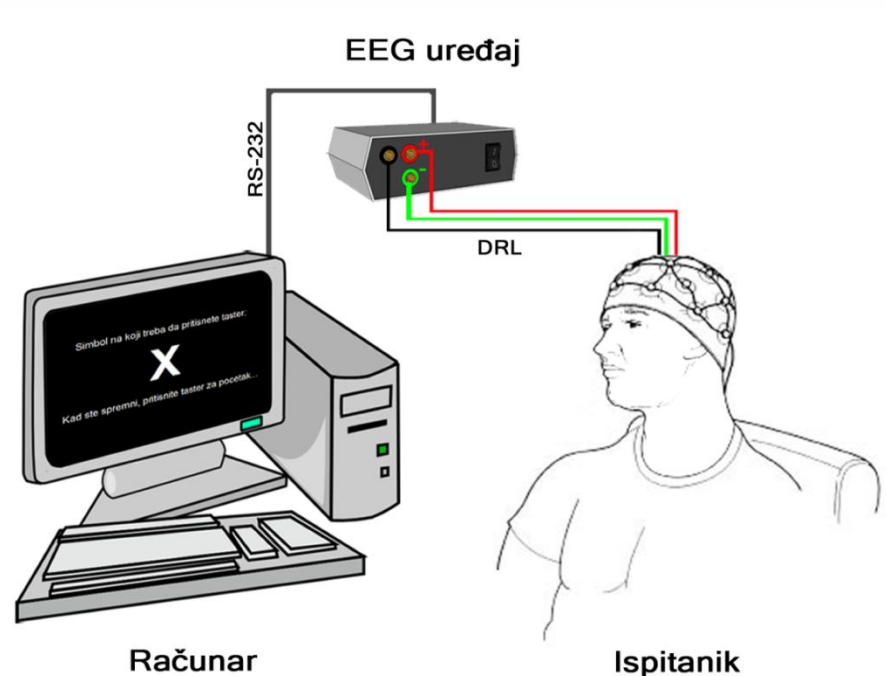


Parametar	Vrednosti parametra
Broj kanala	64
Rezolucija	24 bit
1 LSB	3 nV
CMRR	108 dB
Šum	< 0,4 μ Vpp
Filtriranje	NF 3,500 Hz VF DC / 0,5 Hz
Brzina odmeravanja	20,4 kHz
Interfejs	Serijski (USB)
Napajanje	Mrežni adapter
Sertifikacija po standardima za medicinsku opremu	Da
Cena	32,000 \$ (48,000 \$ sa softverom)
Kompanija	www.neuro.at

Tabela 5.10. EEG uređaj Neuroscan Synamp2

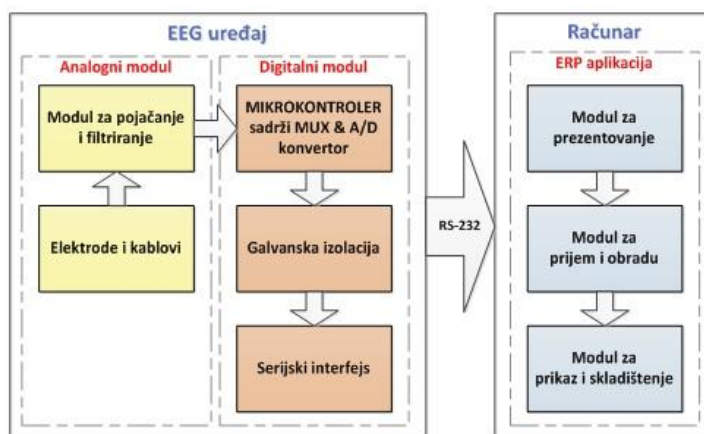
6. Struktura korišćenog sistema za merenje i akviziciju ERP potencijala

Sistem za merenje i akviziciju ERP potencijala koji je korišćen u ovom radu je zasnovan na principima koji su opisani u poglavlju 4. Sistem se sastoji samo od EEG uređaja i računara. (Slika 6.1).



Slika 6.1. Ilustracija korišćenog sistema za merenje i akviziciju ERP potencijala.

Na ovaj način, moduli ERP sistema su spojeni u jedan uređaj. Sistem za merenje i akviziciju ERP potencijala, osim računara i EEG uređaja, ima i opremu koja obuhvata sl.module: elektrode i kablove, pojačavač i kolo za filtriranje, digitalizaciono kolo i module za prezentovanje, prijem i obradu, prikaz i snimanje (Slika 6.2) [2]. Na računaru su u jednoj softverskoj aplikaciji spojeni moduli za prezentovanje, prijem i obradu, prikaz i snimanje podataka.



Slika 6.2. Šema modula sistema za akviziciju biomedicinskih signala.

EEG uređaj (Slika 6.3) sastoji se od analognog i digitalnog modula.

Analogni modul sastoji se od:

- elektroda i kablova (korišćene su standardne Ag/Cl elektrode i tanki, fleksibilni i oklopljeni kablovi) i
- modula za pojačanje i filtriranje (promenljivim pojačavačem i filterom određujemo izgled signala koji ćemo posmatrati [3]).

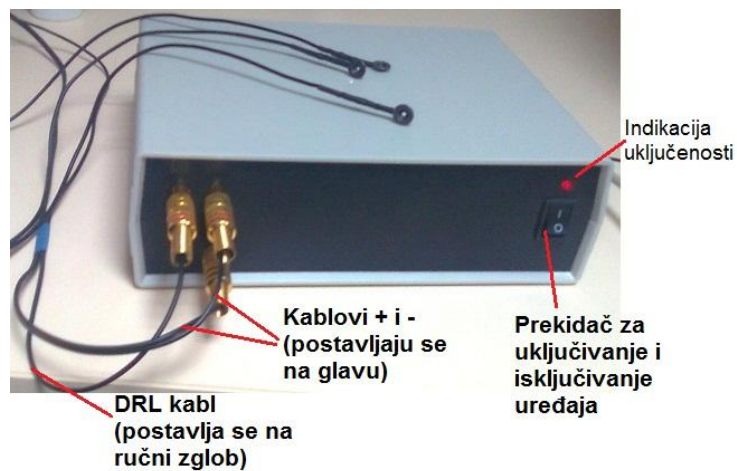
Digitalni modul sastoji se od:

- mikrokontrolera (vrši digitalizaciju pojačanog signala, prijem signala sa tastera reakcije ispitanika i prenos digitalnih informacija ka računaru),
- galvanske izolacije (potrebna radi zaštite instrumenta) i
- serijskog interfejsa (kabel RS232).

Na računaru se nalazi ERP aplikacija u kojoj su sledeći moduli:

- modul za prezentovanje,
- modul za prijem i obradu i
- modul za prikaz i skladištenje.

Rad modula određen je softverom ERP merno-akviziciona aplikacija v2.0.0.50 (2012) [2].



Slika 6.3. EEG uređaj sa priključenim elektrodama.

7. Rezultati merenja i diskusija

7.1 Realizacija eksperimenta

Eksperiment merenja ERP potencijala je realizovan 26.12.2012. u Laboratoriji za eksperimentalnu psihologiju na Filozofskom fakultetu u Novom Sadu (Slika 7.2). U ovoj laboratoriji se nalazi Faradayev kavez. Unutar kaveza se nalazi EEG uređaj sa elektrodama, slušalice, tastatura i miš, a van komore računar i monitor. Merenje je vršeno na 11 ispitanika. Ispitanici su bili unutar Faradayevog kaveza (Slika 7.3), a na ekranu računara su im se prikazivali stimulusi. Pri merenju je korišćen OPENEEG sistem¹.

Pred ispitanike je stavljen zadatak sa Odbol paradigmom (Slika 7.1). Na ekranu su se pojavljivali simboli „X“ i „O“, a njihov zadatak je bio da pritisnu taster kada vide simbol „X“. Svakom ispitaniku je prikazano 200 simbola, od čega je bilo 40 devijantnih. Kod prvih 5 ispitanika minimalan razmak između devijantnih je bio dva standardna simbola, a kod drugih 6 ispitanika minimalan razmak između devijantnih je bio nula. Simbol „X“ se ređe pojavljivao nego simbol „O“, pa je talas P3 dobijen usrednjavanjem odgovora ispitanika na „X“ veći nego talas P3 dobijen usrednjavanjem odgovora ispitanika na „O“.



Slika 7.1. Ekran računara sa uputstvima pre početka merenja.

Na ispitanike su stavljane tri elektrode: + elektroda, - elektroda i kontrolna DRL elektroda. Između elektroda i kože ispitanika je upotrebljena "Ten20 Conductive" provodna pasta.

Pozitivna elektroda je stavljena na čelo, negativna na mastoidnu kost, a kontrolna na centar glave. Negativna elektroda je stavljana na mastoidnu kost da bi se smanjile smetnje. DRL elektroda je bila postavljana na sredinu čela, da bi se što više potisnuo zajednički šum. Na glavu ispitanika su stavljane i

¹ OPENEEG[13] - u širem smislu označava međunarodni projekt sa ciljem izrade uređaja i softvera za EEG, a u užem smislu označava EEG uređaj dizajniran u okviru ovog projekta, kojim su i vršena merenja u ovom radu.

antifon slušalice, čija uloga je bila da smanjuju zvukove iz okoline i bolje fiksiraju elektrodu na vrhu glave.



Slika 7.2. Postavljanje elektroda i slušalice na glavu ispitanika.



Slika 7.3. Ispitanik u unutrašnjosti Faradayevog kaveza.

Rezultati merenja su prikazani na računaru i sačuvani u CSV fajlovima. Obrada podataka je vršena u programu ERP merno-akviziciona aplikacija v2.0.0.50, koji je razvijen na Fakultetu tehničkih nauka, na Katedri za električna merenja [2].

7.2 Rezultati merenja

Tabela 7.1 prikazuje rezultate merenja. Reakcija svakog ispitanika je data brojem pogodaka, grešaka i promašaja.

Redni broj ispitanika	Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
1	40	0	0	353,50	53,15
2	40	1	0	366,00	77,20
3	39	0	1	459,97	74,31
4	40	1	0	421,53	84,37
5	35	2	5	495,91	81,45
6	40	0	0	390,25	48,82
7	40	1	0	441,70	96,05
8	30	0	10	568,23	93,85
9	39	2	1	474,38	63,54
10	40	2	0	404,58	69,12
11	40	1	0	434,05	65,04

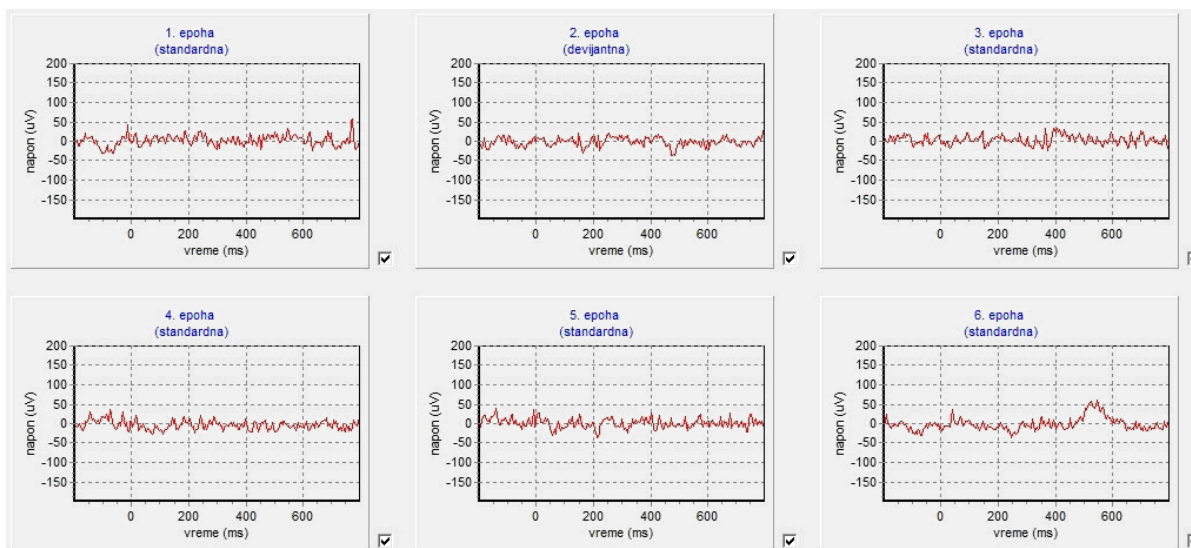
Tabela 7.1. Popis ispitanika sa rezultatima merenja za svakoga od njih.

Rezultati ispitanika br. 5 i br. 8 podležu prevelikoj grešci merenja (12,5% za ispitanika br. 5 i 25% za ispitanika br. 8).

Rezultati su grafički prikazani pomoću:

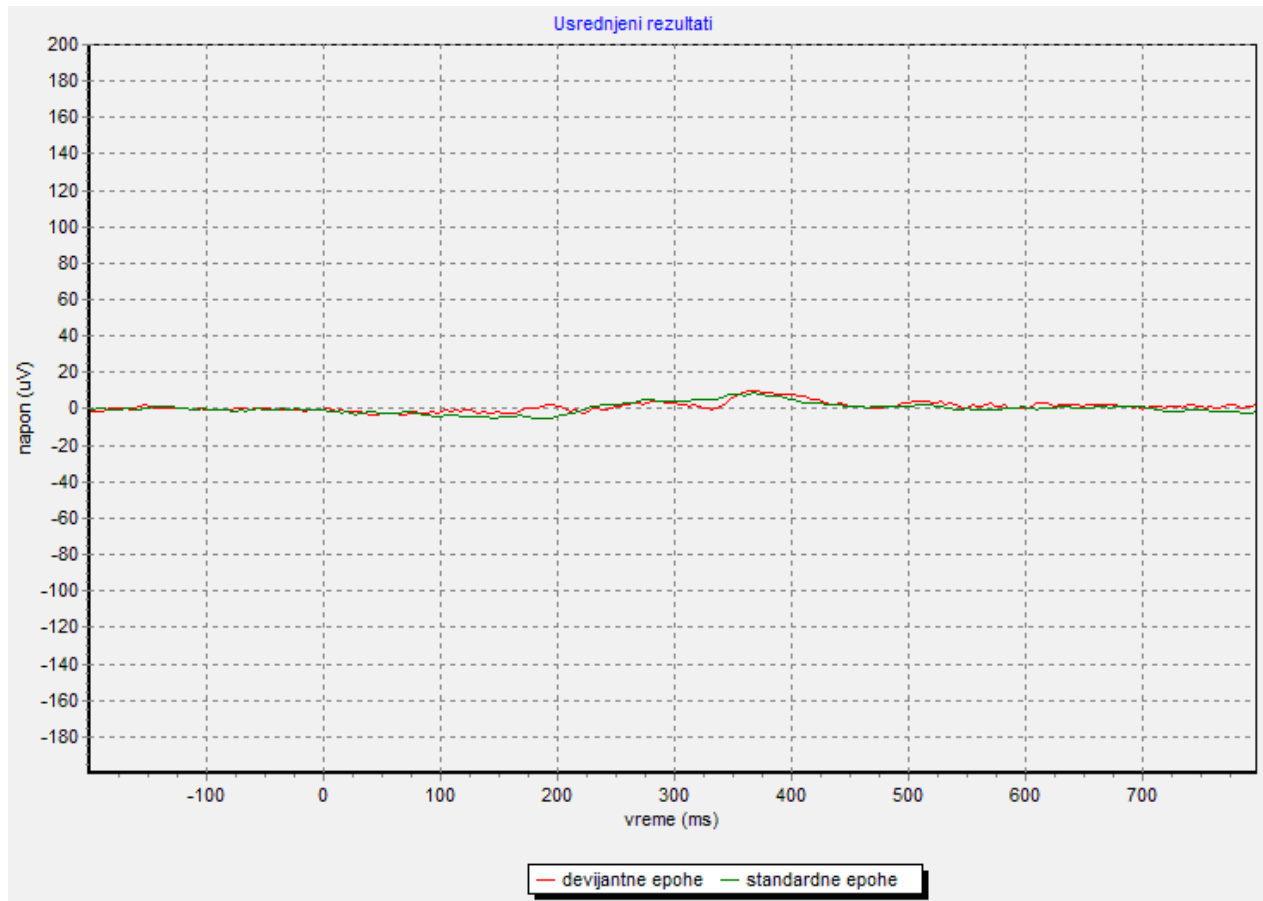
- pojedinačnih epoha,
- usrednjenih epoha i
- usrednjavanja svih devijantnih epoha.

U prikazu pojedinačnih epoha vidi se izgled svake epohe. Na osnovu njene kvalitete vrši se selekcija za dalju obradu (Slika 7.4).



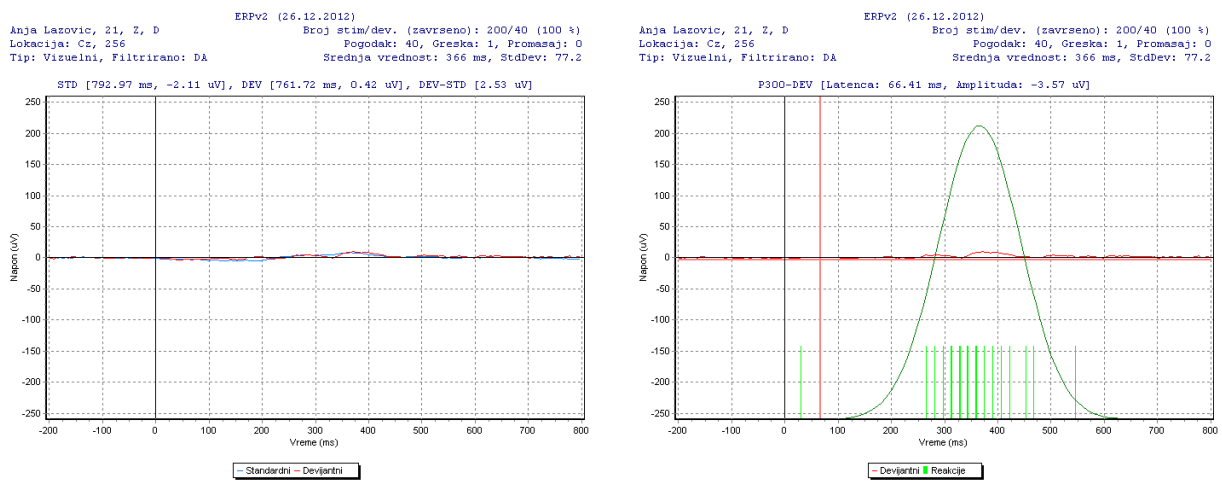
Slika 7.4. Prikaz pojedinačnih epoha.

Prikaz usrednjenih epoha prikazuje epohe koje su selektovane u obradi podataka (Slika 7.5).



Slika 7.5. Grafički prikaz usrednjenih epoha.

Usrednjavanjem devijantnih i standardnih epoha, dobijaju se: srednja vrednost i standardna devijacija vremena reakcije, broj pogodaka, grešaka i promašaja ispitanika (Slika 7.6).



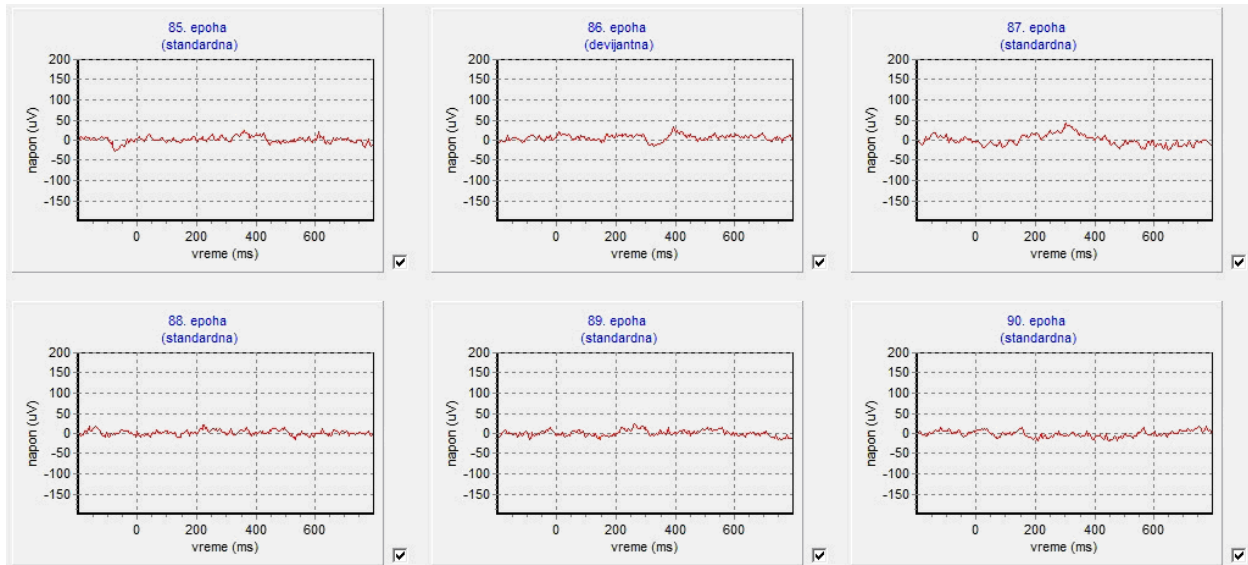
Slika 7.6. Prikaz rezultata usrednjavanja devijantnih i standardnih epoha.

Primer 1. "AS_Ispitanik_2_20121226"

Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
40	1	0	366,00	77,20

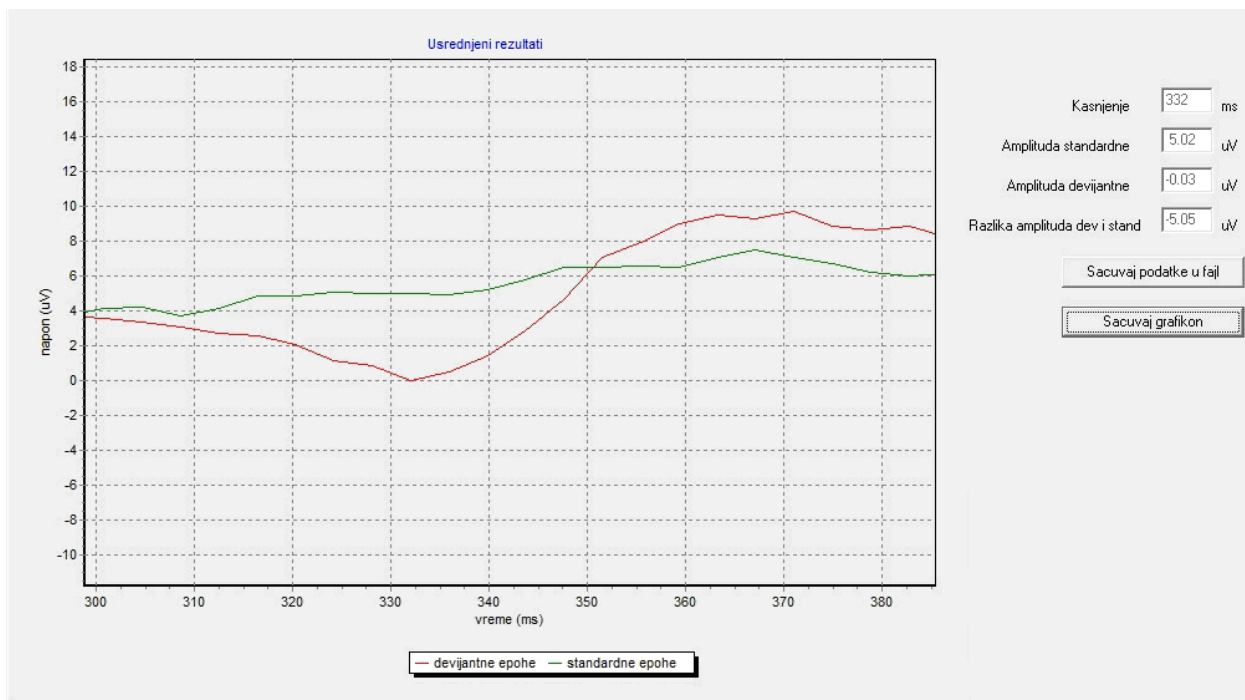
Tabela 7.2. Rezultati merenja za ispitanika br.2.

Kod ovog ispitanika kvalitetno je snimljen signal (Slika 7.7). Nisu primećena velika odstupanja, artefakti i treptaji, te u procesu obrade nije izgubljeno mnogo podataka. Prilikom obrade isključeno je nekoliko epoha sa šiljatim signalima i treptajima.

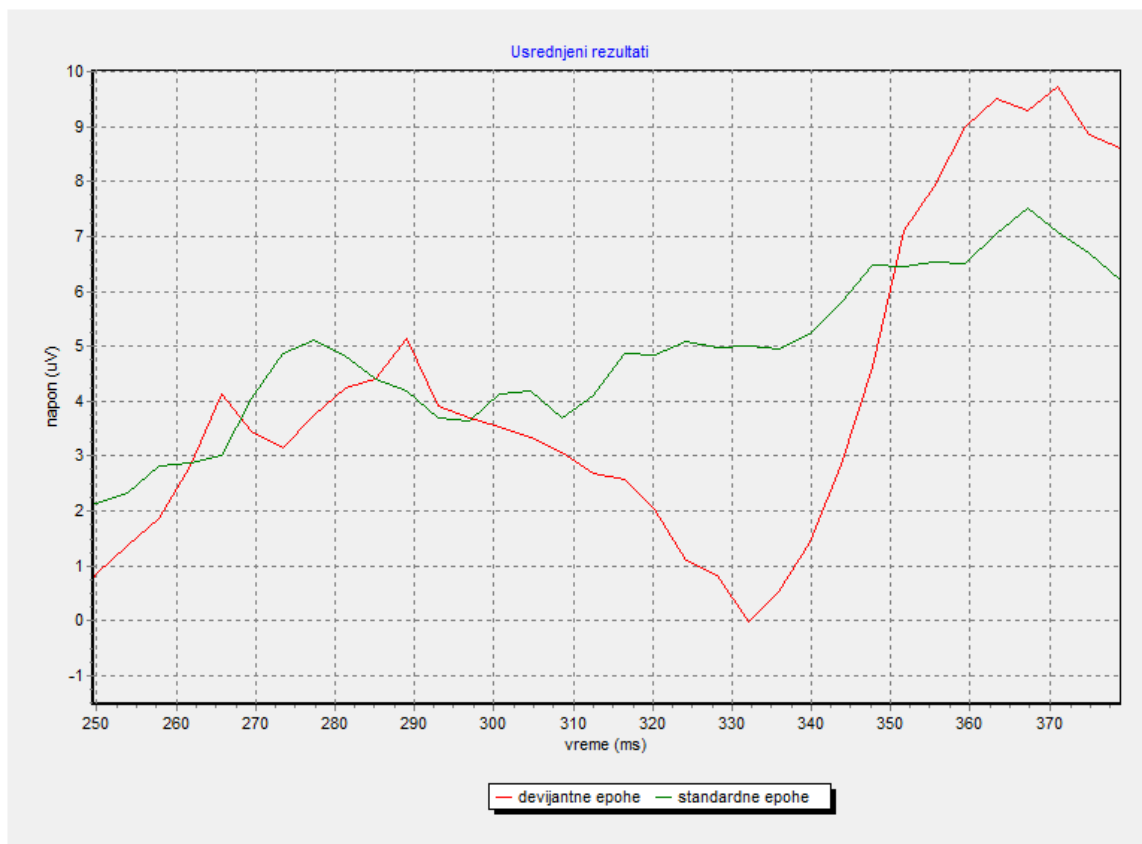


Slika 7.7. ERP signal ispitanika br.2.

Ispitanik je napravio jednu grešku tokom merenja, koja nije uticala na konačan oblik signala. Dobijen je signal P300 sa pikom na 332 ms (Slika 7.8. i Slika 7.9).



Slika 7.8. Signal P300 ispitanika br.2. sa pikom na 332 ms.



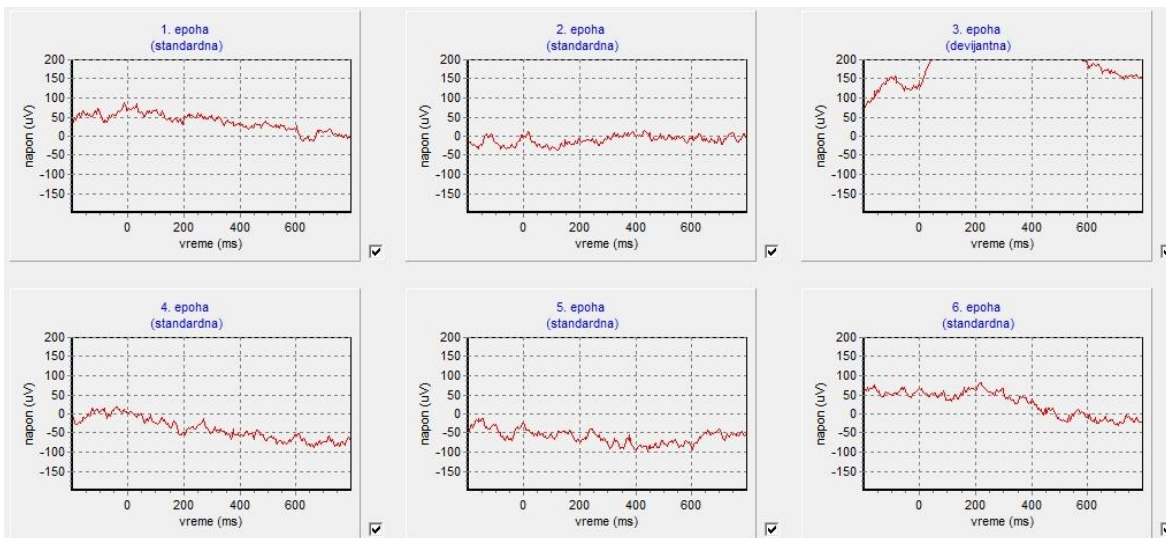
Slika 7.9. Detaljniji prikaz signala P300 ispitanika br.2.

Primer 2. „AS_Ispitanik_4_20121226“

Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
40	1	0	421,53	84,37

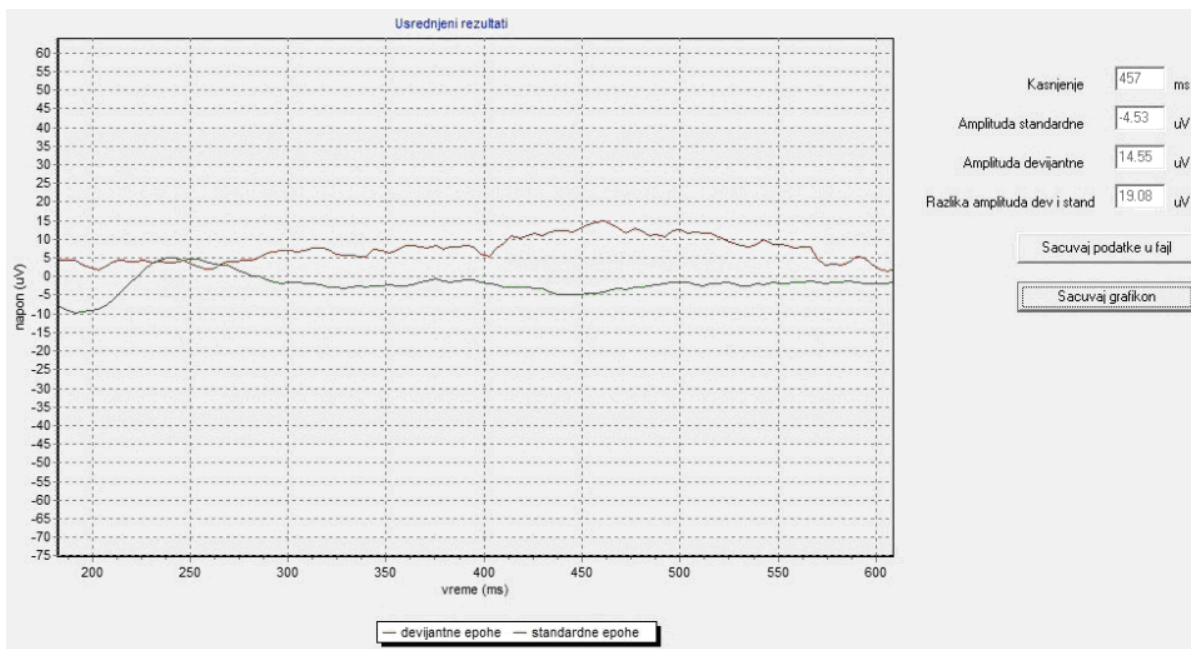
Tabela 7.3. Rezultati merenja za ispitanika br.4.

Kod ovog ispitanika su izraženi artefakti pomeranja (Slika 7.10), pa je prilikom obrade izgubljeno dosta podataka. U nekim epohama signal je prelazio $\pm 100 \mu\text{V}$. Isto upućuje i na mogućnost da jedna od elektroda nije bila dobro pričvršćena.



Slika 7.10. ERP signal ispitanika br.4.

Zbog čestih treptaja, javlja se pik pre signala P300 (na oko 200 ms). Signal P300 dostiže maksimum na 457 ms (Slika 7.11).



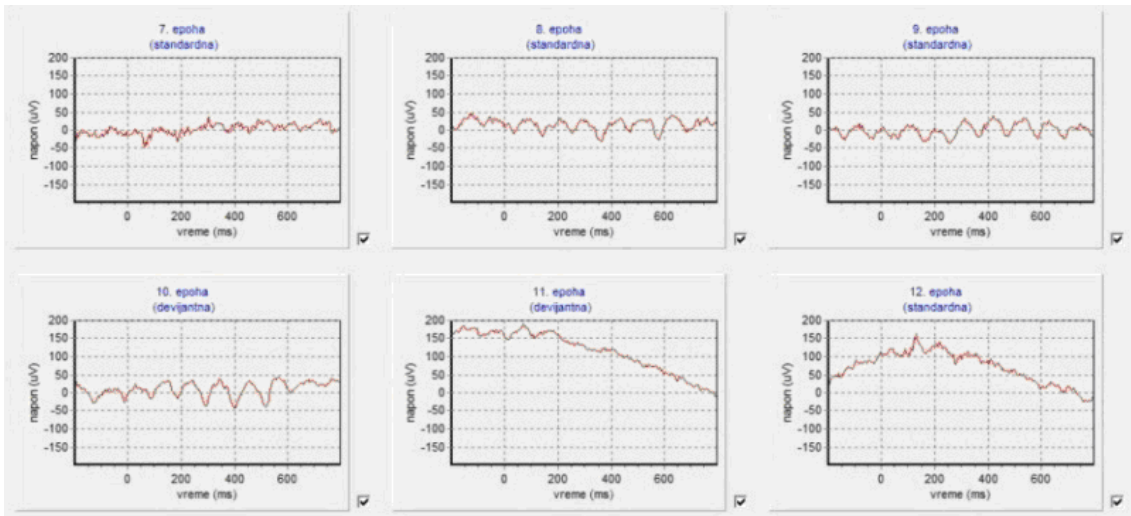
Slika 7.11. Signal P300 ispitanika br.4. sa pikom na 457 ms.

Primer 6. „AS_Ispitanik_11_20121226“

Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
40	1	0	434,05	65,04

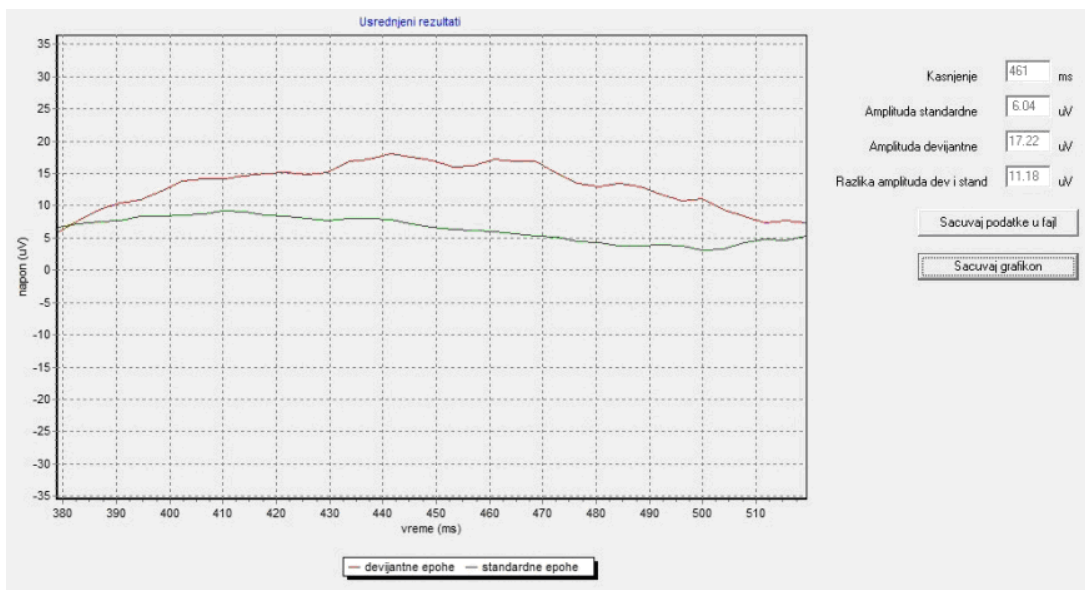
Tabela 7.4. Rezultati merenja za ispitanika br.11.

Kod ovog ispitanika tokom merenja su se javljali nestandardni talasi čiji uzrok nije do kraja određen. Uočeni su artefakti pomeranja, treptanja, alfa talasi i talasi koji prelaze interval $\pm 100 \mu\text{V}$ (**Error! Reference source not found.**).



Slika 7.12. ERP signal ispitanika br.11.

Većina ovih artefakata se desila na početku merenja, dok su na kraju merenja talasi bili približniji očekivanim, te se moglo napraviti usrednjavanje podataka. Signal P300 snimljen je sa pikom na 461 ms (**Error! Reference source not found.**).



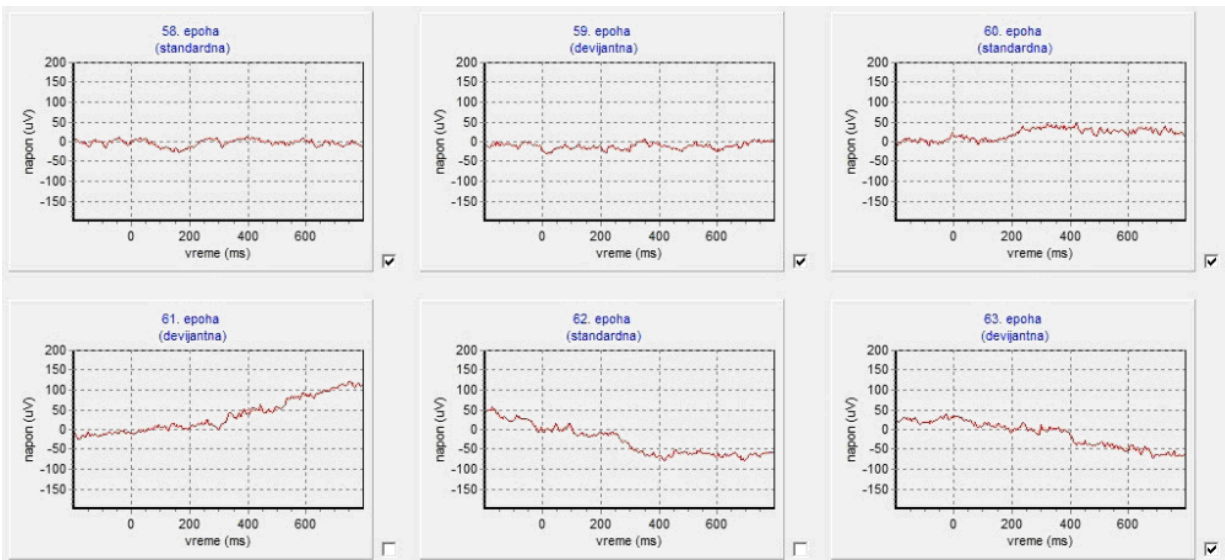
Slika 7.13. Signal P300 ispitanika br.11. sa pikom na 461 ms.

Primer 3. „AS Ispitanik 6 20121226“

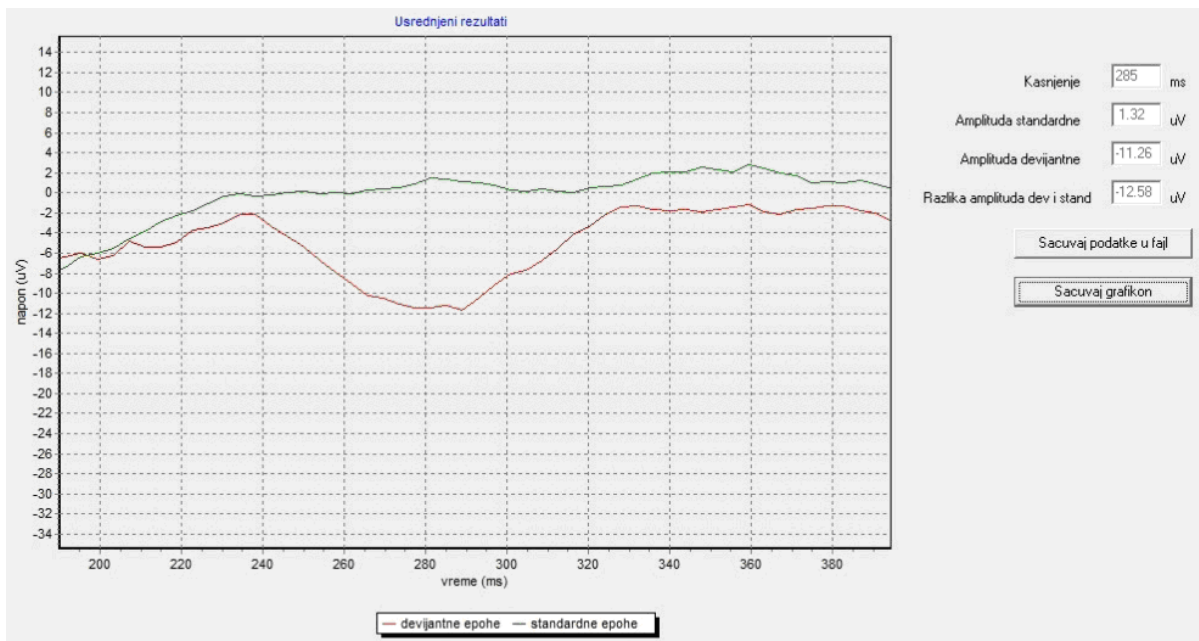
Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
40	0	0	390,25	48,82

Tabela 7.5. Rezultati merenja za ispitanika br.6.

Ovaj ispitanik nije napravio nijednu grešku tokom merenja, niti je promašio simbol „X“. Međutim, uočeni su artefakti pomeranja i treptanja. U nekoliko epoha signal je bio veći od intervala $\pm 100 \mu\text{V}$ (Slika 7.14). Dobijen je karakterističan pik signala P300 na 285 ms (Slika 7.15).



Slika 7.14. ERP signal ispitanika br.6.



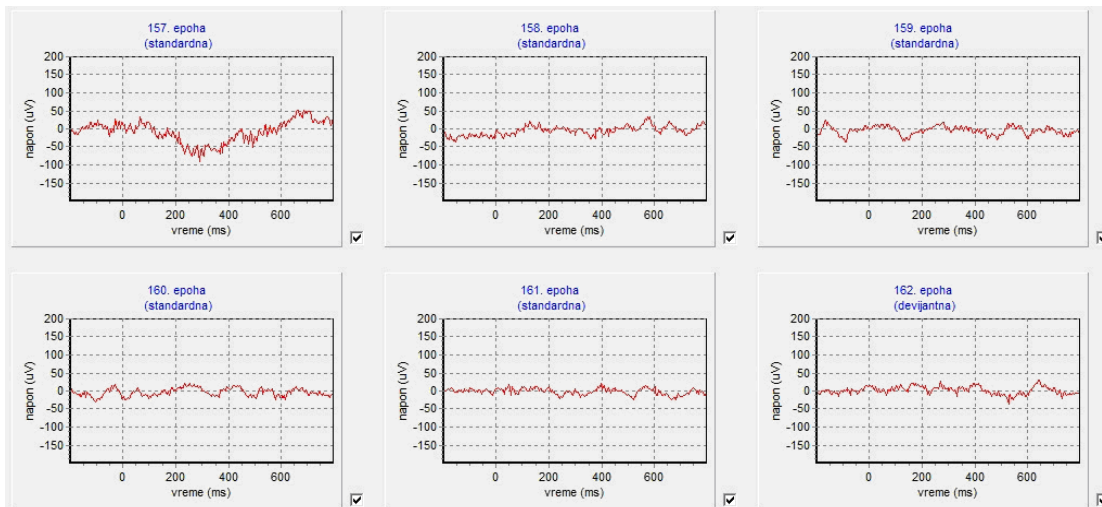
Slika 7.15. Signal P300 ispitanika br.6. sa pikom na 285 ms.

Primer 4. „AS_Ispitanik_5_20121226“

Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
35	2	5	495,91	81,45

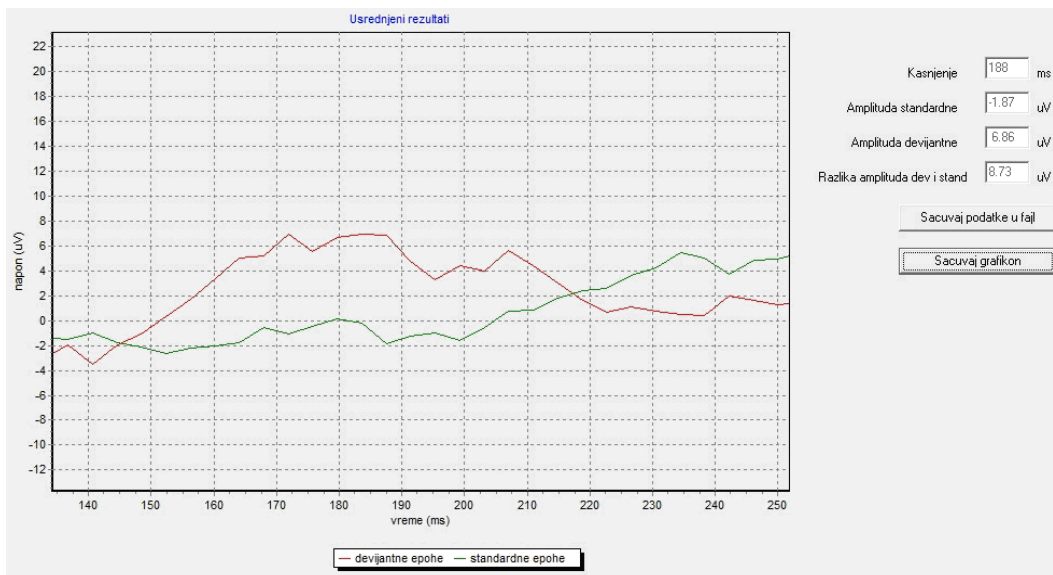
Tabela 7.6. Rezultati merenja za ispitanika br.5.

Ovaj ispitanik je napravio dve greške i pet puta je promašio simbol „X“, čime je bitno uticao na izgled konačnog signala. Na taj način je napravio ukupnu grešku od 12,5%, što je prevelika greška za ovakvu vrstu merenja.



Slika 7.16. ERP signal ispitanika br.5.

Uočavaju se šiljati signali, artefakti treptanja i odsustvo reakcije u devijantnoj epohi (Slika 7.16). U konačnom signalu se ne može dobro razaznati signal P300. Pik na 188 ms (Slika 7.17) nije jedini u toj regiji, te ne možemo sa sigurnošću reći da je to traženi signal.



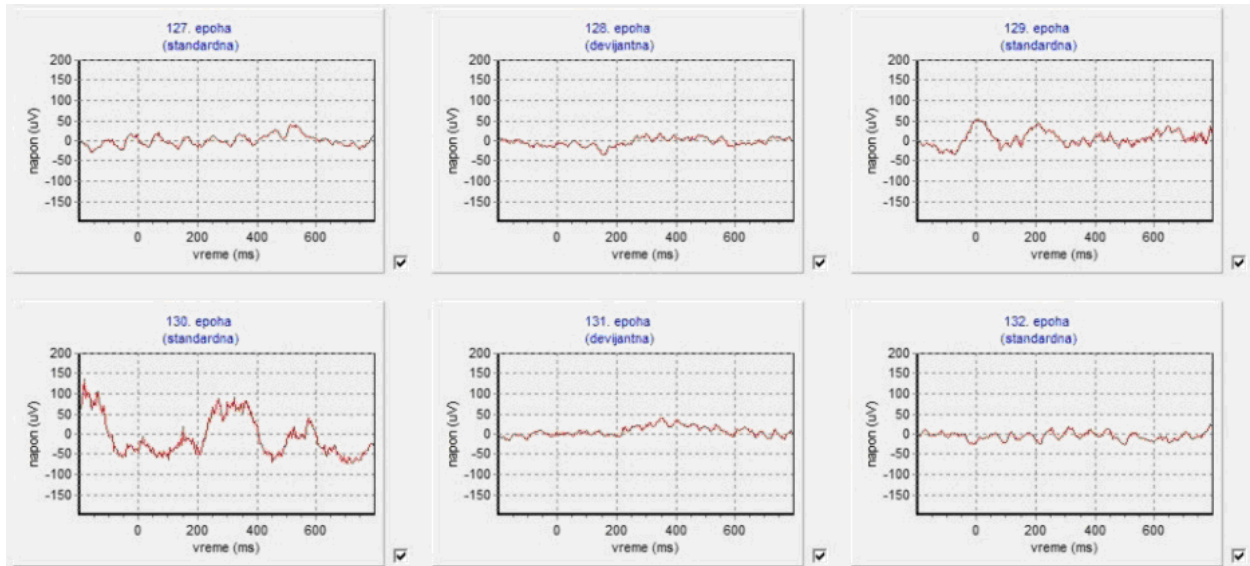
Slika 7.17. Signal P300 ispitanika br.5. sa pikom na 188 ms.

Primer 5. „AS_Ispitanik_8_20121226“

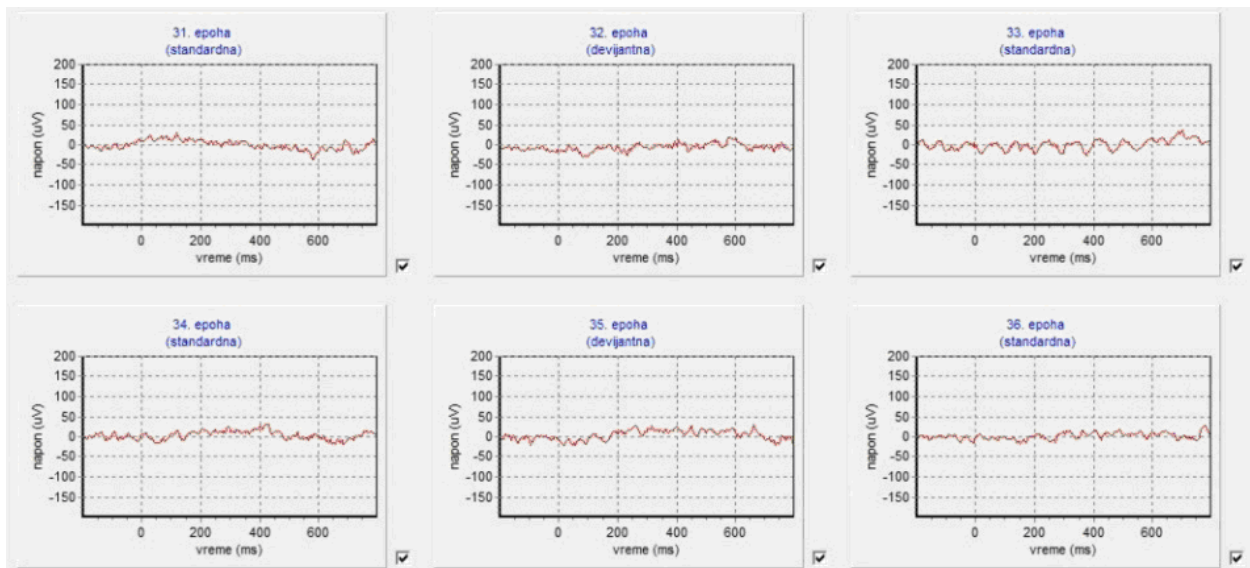
Pogodak	Greška	Promašaj	Srednja vrednost [ms]	Standardna devijacija [ms]
30	0	10	568,23	93,85

Tabela 7.7. Rezultati merenja za ispitanika br.8.

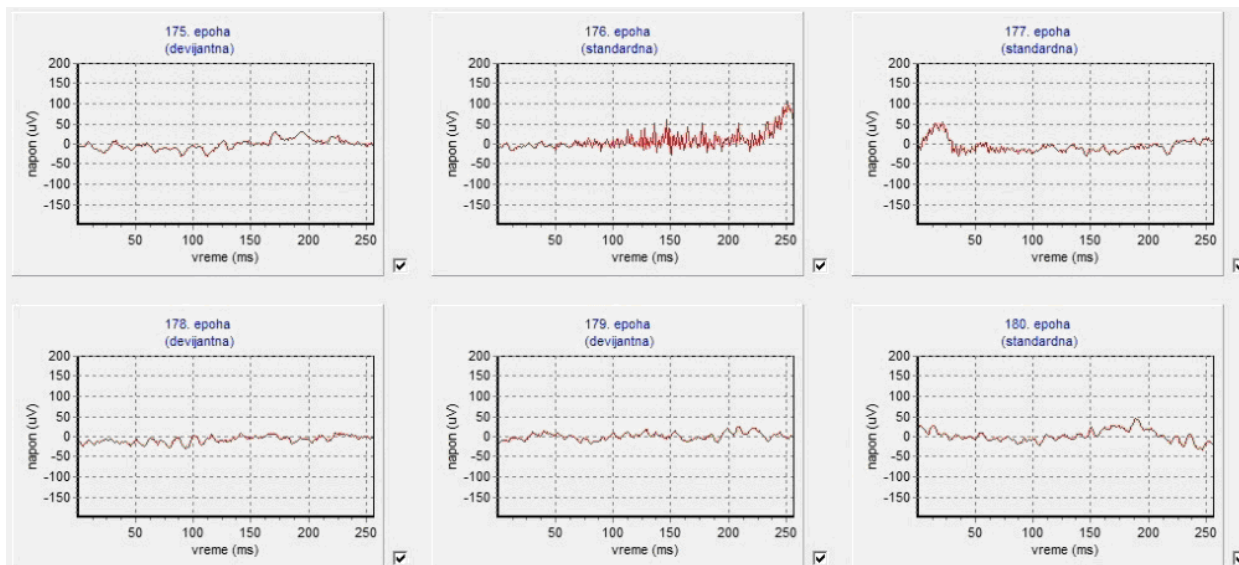
Ovaj ispitanik je 10 puta promašio simbol „X“, čime je napravljena greška od 25%, koja je prevelika za ovakva merenja. Osim toga, ispitanik je imao i najveću srednju vrednost reakcije (približno 568 ms). Registrovani su šiljati signali, signali koji potiču od treptanja (Slika 7.18. i Slika 7.20), a u pojedinim epohama i alfa talasi (Slika 7.19).



Slika 7.18. ERP signal ispitanika br.8.

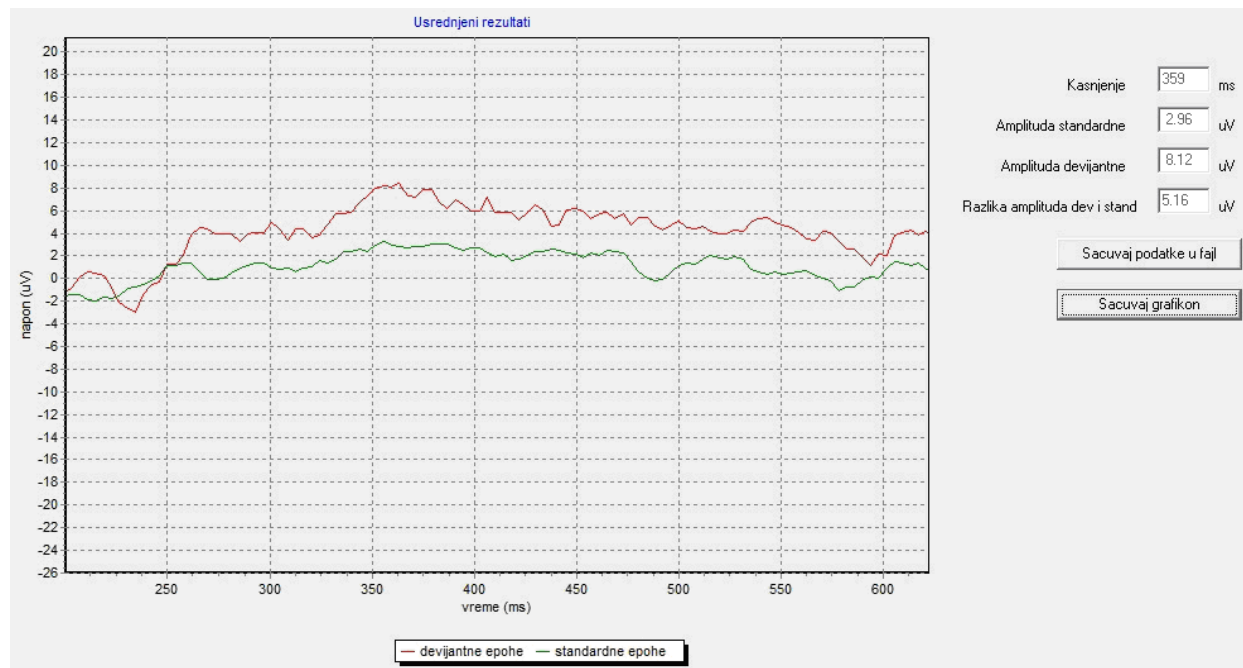


Slika 7.19. ERP signal ispitanika br.8, sa izraženim alfa talasima.



Slika 7.20. ERP signal ispitanika br.8, sa izraženim šiljatim signalima.

Budući da je ispitanik napravio veliku grešku (25%), pik signala P300 se ne razaznaje dobro. Zbog toga mnogo epoha nije uzeto u obzir prilikom procesa usrednjavanja. Ono što bi moglo da bude signal P300 se nalazi na 359 ms (Slika 7.21). Ovakav signal nije dobar i samim time ne može da reprezentuje odgovor ispitanika na postavljeni zadatak.



Slika 7.21. Signal P300 ispitanika br.8. sa pikom na 359 ms.

7.3 Diskusija

U radu je izvršen eksperiment merenja ERP potencijala, koristeći OPENEEG sistem. Merenje je izvedeno na 11 ispitanika, pred koje je postavljen zadatak sa Odbol paradigmom. Na ekranu računara su im se prikazivali stimulusi u obliku simbola „X“ i „O“, a njihov zadatak je bio da pritisnu taster kada vide simbol „X“. Svakom ispitaniku je prikazano 200 simbola, od čega je bilo 40 devijantnih. Kod prvih 5 ispitanika minimalan razmak između devijantnih je bio dva standardna simbola, a kod drugih 6 ispitanika minimalan razmak između devijantnih je bio nula. Ispitanici su bili unutar Faradayevog kaveza.

Cilj eksperimenta je bio snimiti i obraditi signal P300.

Rezultati merenja su dati kroz broj pogodaka, grešaka i promašaja. Izmereni podaci su obrađeni u programu ERP merno-akviziciona aplikacija v2.0.0.50. Određeni su: srednja vrednost, standardna devijacija i pik komponente P300.

Od rezultata 11 ispitanika, dva ispitanika su napravila velike greške tokom merenja. Od ostalih 9 ispitanika, 2 je merenje uradilo bez grešaka i promašaja, a 7 su merenje uradili sa jednom ili dve greške. Ove greške mogu da se zanemare jer ne utiču na konačan oblik signala. Srednje vrednosti signala P300 tih 9 ispitanika se kreću između 300 ms i 800 ms, što odgovara teoriji.

U radu je detaljnije razmatrano 6 karakterističnih primera.

Od tih 6 ispitanika, dva (ispitanik br.5 i br.8) su napravila velike greške tokom merenja, te njihovi signali ne predstavljaju standardnu komponentu P300.

Ispitanik br. 5 je, od 40 mogućih pogodaka, 2 pogrešio i 5 promašio, što čini ukupnu grešku od 12,5%. Minimalan razmak između devijantnih simbola iznosio je dva standardna simbola. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 495,91 ms, a standardna devijacija 81,45 ms. Vrh komponente P300 određen je na 188 ms. Budući da taj vrh nije jedini vrh u toj regiji, ne možemo sa sigurnošću reći da je to traženi signal.

Ispitanik br. 8 je, od 40 mogućih pogodaka, promašio 10 i time načinio ukupnu grešku od 25%. Minimalan razmak između devijantnih simbola iznosio je nula. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 568,23 ms, a standardna devijacija 93,85 ms. To je najveća vrednost signala koja je izmerena u ovom eksperimentu. U procesu obrade je primećeno dosta šiljatih signala, artefakata treptanja i alfa talasa. Zbog toga velik deo podataka nije mogao da uđe u konačno usrednjavanje. Vrh komponente P300 određen je na 359 ms, ali on ne reprezentuje standardni signal.

Ispitanik br. 2 je napravio jednu grešku tokom merenja, a u dobijenim signalima nije bilo artefakata pomeranja i treptanja. Minimalan razmak između devijantnih simbola iznosio je dva standardna simbola. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 366,00 ms, a standardna devijacija 77,20 ms. Vrh komponente P300 određen je na 332 ms.

Ispitanik br. 4 je napravio jednu grešku tokom merenja. Registrovani su artefakati pomeranja i treptanja, a na pojedinim mestima signal je prelazio vrednost $\pm 100 \mu\text{V}$. Minimalan razmak između devijantnih simbola iznosio je dva standardna simbola. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 421,53 ms, a standardna devijacija 84,37 ms. Vrh komponente P300 određen je na 457 ms.

Ispitanik br. 6 nije napravio nijednu grešku tokom merenja. Minimalan razmak između devijantnih simbola iznosio je nula. Registrovani su artefakati pomeranja i treptanja, a na pojedinim mestima signal je prelazio vrednost $\pm 100 \mu\text{V}$. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 390,25 ms, a standardna devijacija 48,82 ms. Vrh komponente P300 određen je na 285 ms.

Ispitanik br. 11 je napravio jednu grešku tokom merenja. Artefakti pomeranja i treptanja, kao i nestandardni talasi (čiji uzrok nije određen) registrovani su u početku merenja, dok u daljem toku merenja oni nisu primećeni. Registrovani su i alfa talasi i signali koji prelaze vrednost $\pm 100 \mu\text{V}$. Minimalan

razmak između devijantnih simbola iznosio je nula. Srednja vrednost signala ovog ispitanika je 434,05 ms, a standardna devijacija 65,04 ms. Vrh komponente P300 određen je na 461 ms.

8. Zaključak

Zadatak ovog rada je bio da prikaže fizičke osnove moždanih potencijala i elektroencefalografskih sistema, realizaciju eksperimentalnih merenja sa OPENEEG sistemom i rezultate tih merenja.

Eksperiment merenja ERP potencijala je realizovan u Laboratoriji za eksperimentalnu psihologiju na Filozofskom fakultetu u Novom Sadu. Merenje je izvedeno na 11 ispitanika, pred koje je postavljen zadatak sa Oddball paradigmom. Ispitanici su bili unutar Faradayevog kaveza. Cilj eksperimenta je bio snimiti i obraditi signal P300.

Rezultati merenja predstavljeni su brojem pogodaka, grešaka i promašaja za svakog ispitanika. Izmereni podaci su obrađeni i određeni su: srednja vrednost, standardna devijacija i vrh komponente P300.

Od 11 ispitanika, dva su napravila velike greške tokom merenja (25% i 12,5%). Od ostalih 9 ispitanika, dvoje je merenje uradilo bez grešaka i promašaja, a 7 su merenje uradili sa jednom ili dve greške, što ne utiče na konačan oblik signala. Srednje vrednosti signala P300 tih 9 ispitanika se kreću između 300 ms i 800 ms, što odgovara teoriji. Navedenih dvoje ispitanika, sa načinjenom velikom greškom, imaju signale koji po obliku (više pikova, izduženost signala i sl) odstupaju od standardnog signala.

U radu je detaljnije razmatrano 6 karakterističnih primera.

Ovaj rad može da posluži studentima medicinske fizike i psihologije koji žele da se upoznaju sa EEG/ERP signalima, metodama njihovog merenja i instrumentaciji koja se koristi za ta merenja. Takođe, rad može da posluži i kao vodič onim studentima koji su zainteresovani za izvođenje eksperimentalnih merenja i analizu rezultata merenja.

9. Dodatak A

Lista skraćenica

A/D	Analog/Digital
AD/HD	Attention Deficit/Hyperactivity Disorder
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
CNS	Centralni nervni sistem
CSV	Comma Separated Values
DRL	Driven Right Leg
EEG	Elektroencefalografija
EKG	Elektrokardiografija
EMG	Elektromiografija
EMS	Elektromotorna sila
EOG	Elektrookulografija
ERP	Event Related Potentials
FFT	Fast Fourier Transform
ICA	Independent Component Analysis
LSB	Least Significant Bit
NF	Niskofrekventni
PNS	Periferni nervni sistem
USB	Universal Serial Bus
VF	Visokofrekventni

10. Biografija

Rođena sam 17.04.1990. u Osijeku (Republika Hrvatska). Osnovnu školu Beli Manastir završila sam 2005. godine, a Gimnaziju Beli Manastir 2009. godine u Belom Manastiru. 2009. godine upisala sam Prirodno-matematički fakultet u Novom Sadu, studijski program fizika, modul medicinska fizika.

Amaterski se bavim astronomijom; posmatranjem promenljivih zvezda i vizuelnim posmatranjem meteora.

11. Literatura

- [1] Sovilj P., Stohastičko digitalno merenje EEG signala, FTN Novi Sad, 2010.
- [2] Pinter A., Softverska aplikacija sistema za merenje i akviziciju biomedicinskih ERP potencijala, 2012.
- [3] Skripte iz predmeta „Merni pretvarači u oblasti biomedicine“, FTN Novi Sad, 2010.
- [4] Skripte iz predmeta „Fizičke osnove medicinske instrumentacije“, PMF Novi Sad, 2010.
- [5] Stanković S., „Fizika ljudskog organizma“, Novi Sad, Prirodno-matematički fakultet Univerziteta u Novom Sadu, Departman za fiziku, 2006.
- [6] Radenković N. D., Micić A., „Elektromedicinska instrumentacija“, Niš, Elektronski fakultet Univerziteta u Nišu, 2007.
- [7] Sanei S., Chambers A. J., „EEG Signal Processing“, London, Centre of Digital Signal Processing, Cardiff University, UK, 2007.
- [8] Malmivuo J., Plonsey R., “Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields”, New York, Oxford University Press, 1995.
- [9] Grupa autora, „Neurologija za studente medicine“, Beograd, Medicinski fakultet u Beogradu, 2007.
- [10] Guyton C. A., Medicinska fiziologija, Medicinska knjiga, Beograd-Zagreb, 1981.
- [11] Duncan C. C., Barry J. R., Connolly F. J., Fischer C., Michie T. P., Näätänen R., Polich J., Reinvang I., Petten Van C., „Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400“, 2009.
- [12] http://www-sigproc.eng.cam.ac.uk/~op205/3F3_3_Fast_%20Fourier_Transform.pdf (pristupljeno 27.09.2013.)
- [13] <http://openeeg.sourceforge.net/doc/> (pristupljeno 1.10.2013.)

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i>	
RBR	
<i>Identifikacioni broj:</i>	
IBR	
<i>Tip dokumentacije:</i>	Monografska dokumentacija
TD	
<i>Tip zapisa:</i>	Tekstualni štampani materijal
TZ	
<i>Vrsta rada:</i>	Diplomski rad
VR	
<i>Autor:</i>	Olivera Stojanović, 260/09
AU	
<i>Mentor:</i>	Doc. dr Platon Sovilj
MN	Prof. dr Olivera Klisurić
<i>Naslov rada:</i>	Elektroencefalografija: metoda i instrumentacija
NR	
<i>Jezik publikacije:</i>	srpski (latinica)
JP	
<i>Jezik izvoda:</i>	srpski/engleski
JI	
<i>Zemlja publikovanja:</i>	Srbija
ZP	
<i>Uže geografsko područje:</i>	Vojvodina
UGP	
<i>Godina:</i>	2013
GO	
<i>Izdavač:</i>	Autorski reprint
IZ	
<i>Mesto i adresa:</i>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
MA	
<i>Fizički opis rada:</i>	Broj poglavlja/broj strana/broj tabela/broj slika/broj grafika/broj referenci/broj priloga: 8/58/17/53/0/13/1
FO	Fizika
<i>Naučna oblast:</i>	
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Medicinska fizika
11.1.1.1 ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Elektroencefalografija, OPENEEG, ERP, P300
PO	
UDK	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
<i>Važna napomena:</i>	nema
VN	
<i>Izvod:</i>	Opisane su fizičke osnove moždanih potencijala i elektroencefalografije. Prikazani su sistemi koji se koriste u elektroencefalografiji, sa posebnim osvrtima na njihovu strukturu i module. Ovaj prikaz je dodatno ilustrovan sa primerima nekoliko komercijalnih elektroencefalografskih uređaja. Potom je dat opis sistema za merenje ERP signala, zasnovanog OPENEEG dizajnu.
IZ	

Ovaj sistem je korišćen u eksperimentalnim merenjima, i merenje P300 signala je izvedeno na 11 ispitanika. Dati su rezultati merenja i obrade podataka, te diskusija.

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Datum odbrane:

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

Doc. dr Maja Stojanović, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

član:

Doc. dr Platon Sovilj, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad

član:

Prof. dr Olivera Klisurić, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

član:

Prof. dr Nataša Todorović, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:
ANO

Identification number:
INO

Document type: Monograph publication
DT

Type of record: Textual printed material
TR

Content code: Final paper
CC

Author: Olivera Stojanović, 260/09
AU

Mentor/comentor: Doc. dr Platon Sovilj
MN Prof. dr Olivera Klisurić

Title: Electroencephalography: method and instrumentation
TI

Language of text: Serbian (Latin)
LT

Language of abstract: English
LA

Country of publication: Serbia
CP

Locality of publication: Vojvodina
LP

Publication year: 2013
PY

Publisher: Author's reprint
PU

Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4,
PP Novi Sad

Physical description: 8/58/17/53/0/13/1
PD

Scientific field: Physics
SF

Scientific discipline: Medical Physics
SD

Subject/ Key words: Electroencephalography, OPENEEG, ERP, P300
SKW

UC

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD

Note: none
N

Abstract:
AB In this paper, physical basics of brain potentials and electroencephalography have been described. Systems that are used in electroencephalography, with special emphasis on their structure and modules, have been shown. This view has been further illustrated with examples of commercial electroencephalographic

devices. Afterwards, description of the system for ERP measurements based on OPENEEG design, have been given. This system has been used in the experimental measurements of the P300 signal, performed on 11 participants. Results of the measurements, data processing and discussion have been stated.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Ph.D. Maja Stojanović, assistant professor, Faculty of Sciences, Novi Sad

Member:

Ph.D. Platon Sovilj, assistant professor, Faculty of Technical Sciences, Novi Sad

Member:

Ph.D. Olivera Klisurić, associate professor, Faculty of Sciences, Novi Sad

Member:

Ph.D. Nataša Todorović, associate professor, Faculty of Sciences, Novi Sad