

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Marko Medved, Krešimir Friganović

**SUČELJE MOZGA I RAČUNALA
TEMELJENO NA EVOCIRANIM
POTENCIJALIMA STABILNOG STANJA**

Zagreb, 2015.

Ovaj rad izrađen je u Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija Fakulteta elektrotehnike i računarstva, pod vodstvom prof. dr. sc. Maria Cifreka i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2014./2015.

Popis kratica

A/D - analogno digitalna pretvorba

AC - izmjenična struja (engl. *alternating current*)

AEP - slušni evocirani potencijali (engl. *auditory evoked potentials*)

BCI – sučelje mozga i računala (engl. *brain-computer interface*)

CMRR - faktor potiskivanja istofaznog (zajedničkog) napona (engl. *common mode rejection ratio*)

CWT - kontinuirana valična transformacija (engl. *continuous wavelet transform*)

DC - istosmjerna struja (engl. *direct current*)

DRL - pogon desne noge (engl. *driven right leg*)

ECoG - elektrokortikografija (engl. *electrocorticography*)

EEG - elektroencefalogram (engl. *electroencephalogram*)

EOG - elektrookulogram (engl. *electrooculogram*)

EP - evocirani potencijali (engl. *evoked potentials*)

FFT - brza Fourierova transformacija (engl. *fast fourier transform*)

HCI - sučelje čovjeka i računala (engl. *human-computer interfacing*)

IP - istinito pozitivan

LED - svjetleća dioda (engl. *light emitting diode*)

LP - lažno pozitivan

MSB - najznačajniji bit (engl. *most significant bit*)

RF - radio frekvencija (engl. *radio frequency*)

RFI - radio frekvencijska interferencija (engl. *radio frequency interference*)

SEP - somatosenzorni evocirani potencijali (engl. *somatosensory evoked potentials*)

SSI - sinkroni serijski komunikacijski protokol (engl. *synchronous serial interface*)

SSVEP - evocirani potencijali stabilnog stanja (engl. *steady-state visual evoked potentials*)

STFT - vremenski kratka Fourierova transformacija (engl. *short-time Fourier transform*)

UART - univerzalni asinkroni prijemnik/predajnik (engl. *universal asynchronous receiver/transmitter*)

USB - univerzalna serijska sabirnica (engl. *universal serial bus*)

VEP - vizualni evocirani potencijali (engl. *visual evoked potentials*)

Sadržaj

1. Uvod	1
2. Signali karakteristični za sučelja mozga i računala	2
2.1 Sučelje između mozga i računala.....	2
2.2 Električna aktivnost mozga.....	4
2.3 Evocirani potencijali.....	8
3. Analiza mjernog sustava za snimanje signala mozga.....	11
3.1 Analiza smetnji prilikom snimanja biomedicinskih signala.....	12
3.2 Ključni parametri za izradu mjernog sustava za snimanje evociranih potencijala.....	16
4. Pojačalo za snimanje evociranih potencijala.....	17
4.1 RFI filtar.....	18
4.2 Instrumentacijsko pojačalo INA118	20
4.3 Visokopropusni filtar	22
4.4 Neinvertirajuće pojačalo	22
4.5 Niskopropusni Butterworth filtar četvrtog reda.....	24
4.6 Programabilno pojačalo.....	26
5. Spoj A/D pretvornika sa sklopovljem za prilagodbu signala.....	28
6. Akvizicija podataka	32
6.1 Stellaris LM3S6965	34
6.2 Prijenos podataka	35
6.3. Pseudokod programa.....	38
7. Izvedba sučelja mozga i računala.....	39
7.1 Početno testiranje sustava	39

7.2	Podražaj.....	40
7.3	Obrada signala.....	41
8.	Eksperiment.....	45
9.	Rezultati.....	47
10.	Primjena.....	48
11.	Zaključak.....	49
	Zahvale.....	50
	Popis literature.....	51
	Sažetak.....	53
	Summary.....	54

1. Uvod

Proteklih nekoliko desetljeća obilježio je golemi napredak u komunikacijskim tehnologijama te znanstvenici danas sve više pokušavaju pronaći oblike komunikacije koji su nezavisni od bilo kakvog ljudskog pokreta. Misao ili želja nastoje se pretvoriti u postupak koji provodi neki tehnički sustav. Takvi postupci mogu biti primjerice upravljanje procesima u pametnoj kući ili upravljanje robotom ili računalnom igrom.

Ovaj rad predstavlja izvedbu upravo takvog sustava, temeljenog na električnoj moždanoj aktivnosti, odnosno signalima elektroencefalograma. Snimanjem signala mozga ostvaruje se sučelje između mozga i računala.

Za sučelje mozga i računala u ovom radu projektirani su i izrađeni svi sastavni dijelovi sustava:

- Pojačalo električnih signala mozga
- Sklopovlje za prilagodbu signala i analogno – digitalna (A/D) pretvorba
- Prikupljanje podataka
- Obrada i analiza signala
- Grafičko sučelje na osobnom računalu za povratnu vezu komunikacije

U drugom poglavlju dan je teorijski opis električne moždane aktivnosti te karakterističnih signala koji su bitni za sučelje mozga i računala. Treće i četvrto poglavlje predstavljaju analizu mjernog sustava za snimanje električne aktivnosti mozga te konkretnu sklopovsku realizaciju takvog mjernog sustava. U petom poglavlju opisano je sklopovlje za prilagodbu signala te analogno - digitalna pretvorba. Šesto poglavlje sadrži opis prikupljanja digitaliziranih podataka. Testiranje sustava, analiza vanjskih podražaja te opis obrade signala sadržan je u sedmom poglavlju. Osmo i deveto poglavlje sadrže provedbu pokusa i analizu rezultata istraživanja. Na kraju rada opisana je primjena izvedenog sustava.

2. Signali karakteristični za sučelja mozga i računala

2.1 Sučelje između mozga i računala

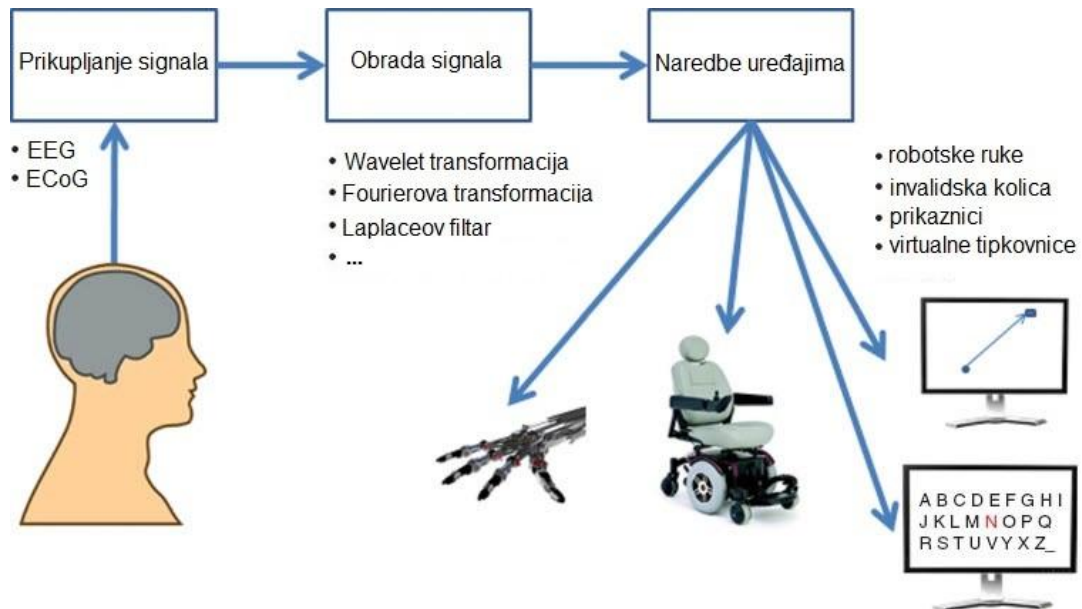
Prvi sustav mozga i računala zabilježen je stotinu godina nakon otkrića električne moždane aktivnosti mozga u radovima Jacques Vidala između 1973. i 1977. godine.

Danas, sučelje između mozga i računala (engl. *brain-computer interface*, BCI) jest izazovan problem koji obuhvaća šire područje istraživanja sučelja između čovjeka i računala (engl. *human-computer interfacing*, HCI) čiji je cilj međusobno povezivanje namjere i djelovanja. BCI sustavi povezuju mozak i vanjske sustave bez fizičkog djelovanja čovjeka na sustav. Na taj način mogu se zaobići poteškoće kod interakcije nepokretnih osoba s okolnim fizičkim svijetom. Od velike pomoći mogu biti aplikacije razvijene za ljude s teškim neuromuskularnim oštećenjima, nastalima na primjer kao posljedica ozljeda leđne moždine, amiotrofične lateralne skleroze, moždanog udara ili cerebralne paralize [1]. BCI sustavi obuhvaćaju mjerenje, analizu i evaluaciju složenih neurofizioloških obrazaca u mozgu očitovanih u električnoj aktivnosti mozga. Sama električna aktivnost mozga koja se bilježi detaljnije je opisana u sljedećim poglavljima. Istraživanja vezana za BCI sustave obuhvaćaju multidisciplinarno područje rada jer se bave ne samo elektroničkim senzorima, pojačalima i obradom signala, već i neurofiziologijom mozga te kognitivnim i senzornim procesima u mozgu.

BCI sustave možemo podijeliti na endogene i egzogene. Endogeni BCI sustavi koriste obrasce nastale u moždanoj aktivnosti kao posljedice kognitivnih, "unutarnjih", procesa, poput zamišljanja pokreta. Egzogeni BCI sustavi pak koriste neku vrstu vanjskog podražaja (vidnog, slušnog ili somatosenzornog) kako bi izazvali procese u mozgu koje je moguće detektirati. Sustav napravljen u ovom radu spada u egzogene BCI sustave budući da koristi vanjski podražaj.

Svaki od BCI sustava, endogeni i egzogeni, sastoje se od mjernog instrumenta za mjerenje električne aktivnosti mozga (invazivni ili neinvazivni), računala na kojem se obrađuju snimljeni signali i detekcije komponenata karakterističnih za određeni BCI sustav. Sve to služi za upravljanje nekim sustavom. Primjeri upravljanja

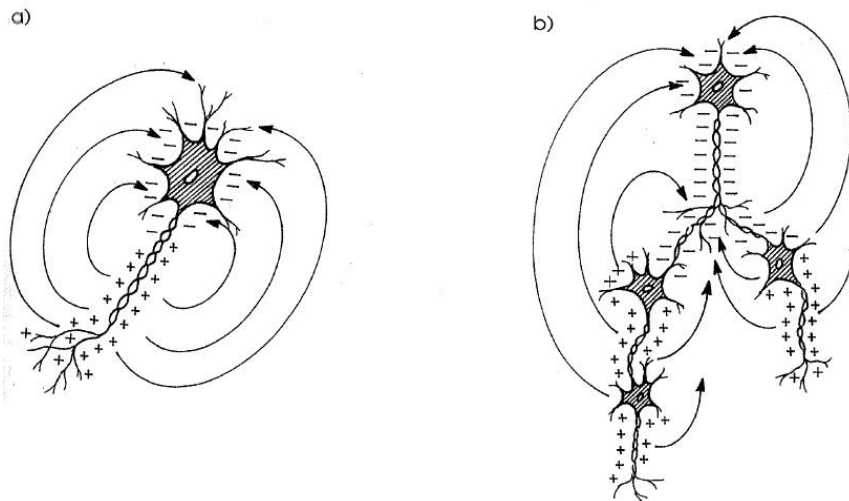
sustavom mogu biti jednostavni, od davanja naredbi računalu, računalnih igara, paljenja i gašenja kućne rasvjete, pomicanja invalidskih kolica, do složenijih poput upravljanja robotom ili umjetnom protezom. Slika 1 prikazuje shemu jednog općenitog BCI sustava.



Slika 1. BCI sustav i primjene (preuzeto iz [2] i prilagođeno)

2.2 Električna aktivnost mozga

Središnji živčani sustav, uz periferni živčani sustav, temeljni je dio cijelog živčanog sustava. Sastoji se od živčanih stanica, odnosno neurona, koji su međusobno povezani sinapsama. Svaki neuron građen je od aksona, dendrita i tijela stanice (soma). Važna uloga neurona je prenošenje električne informacije. U trenutku pobude neurona, mehaničkim, kemijskim ili električnim putem, dolazi do njegove depolarizacije. U električnom smislu, neuron tada predstavlja električni dipol. Napon dipola može doći do izražaja samo kad veći broj dipola, odnosno neurona, djeluje sinkronizirano [3]. Slika 2 prikazuje kako se depolarizacijom neurona formira dipol.



Slika 2: a) Stvaranje električnog dipola pri depolarizaciji ili repolarizaciji
b) nastajanje dipola depolarizacijom ili repolarizacijom više neurona [4]

Konačni rezultirajući napon zajedničkog djelovanja vrlo velikog broja neurona, odnosno dipola koje oni oblikuju, na elektrodama uzrokuje valovitu promjenu napona u vremenu i u prostoru. Snimanje signala električne moždane aktivnosti koje se provodi elektrodama smještenim invazivno na samu koru velikog mozga naziva se elektrokortikografija (engl. *electrocorticography*, ECoG). Neinvazivan način snimanja na samoj površini glave naziva se elektroencefalografija (engl. *electroencephalography*, EEG) [4].

U ovom radu se za snimanje signala električne moždane aktivnosti koristi EEG, prvenstveno zbog svoje neinvazivnosti. EEG signali moždanih valova kreću se u frekvencijskom rasponu od 1 do 50 Hz, dok se amplituda mijenja od 1 do 100 μV . Kod zdravih odraslih osoba amplituda i frekvencija moždanog vala mijenjaju se ovisno o psihičkom stanju osobe te su tako različite u stanjima kao što su budnost, koncentracija i spavanje. Mogu se razlikovati četiri osnovna dominantna moždana vala odnosno četiri osnovna moždana ritma, karakteristična po svojoj frekvenciji, amplitudi i valnom obliku [4]. Valovi se označavaju grčkim slovima alfa (α), beta (β), theta (θ) i delta (δ). Njihova frekvencijska područja i raspon amplituda prikazani su u tablici 1.

Tablica 1. Karakteristični moždani valovi

Val	Frekvencijsko područje	Raspon amplitude
δ	< 3,5 Hz	60 - 100 μV
θ	3,5 - 8 Hz	do 70 μV
α	8 - 13 Hz	do 50 μV
β	13 - 30 Hz	do 20 μV

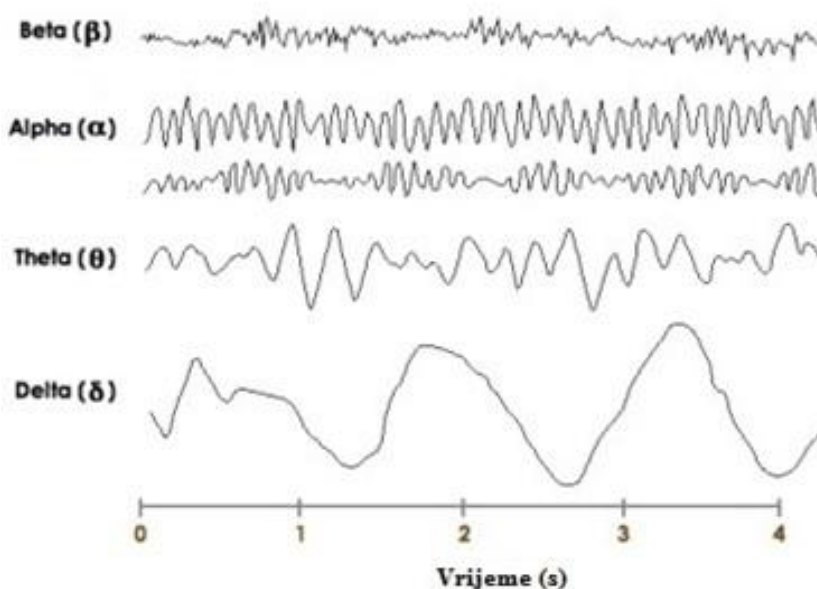
Delta valovi (< 3,5 Hz) su najsporiji valovi, najviše amplitude. Prisutni su u dubokom snu, kod djece te kod odraslih osoba oboljelih od težih neuroloških bolesti.

Theta valovi (3,5 - 8 Hz) većinom predstavljaju abnormalnu pojavu kod odraslih, ali javljaju se kod djece do 13 godina starosti. Pojavljuju se pretežno u parijetalnim i temporalnim regijama kod djece, a kod odraslih osoba u vrijeme emocionalnog stresa, poput razočaranja i frustracije. Za razliku od α i β valova, θ valovi mogu biti patološke prirode. Njihovo pojavljivanje može ukazivati na poremećaje mozga. U normalnom EEG signalu može biti prisutna manja količina θ ritma, obično ne veća od 10 %.

Alfa valovi (8 - 13 Hz) javljaju su kod svih dobnih skupina, naročito kod odraslih osoba. Pojavljuju se ritmički s obje strane mozga. Viša amplituda prisutna je na nedominantnoj strani mozga, posebice kod dešnjaka. Posebno su istaknuti u opuštenom stanju zatvorenih očiju, a nestaju pojavom pažnje.

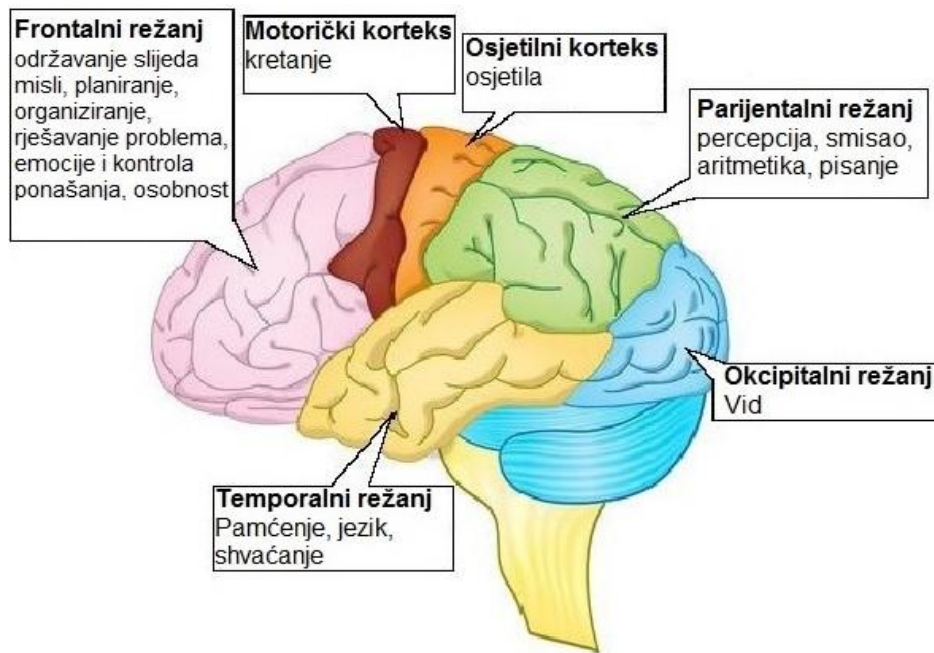
Beta valovi (13 - 30 Hz) javljaju su kod svih dobnih skupina. Obično su podjednako prisutni na obje strane mozga. Istaknuti su na frontalnoj regiji. Amplituda im je manja nego kod ostalih valova. Pojavljuju se u stanju budnosti ili nemira. Beta valovi viših frekvencija mogu se pojaviti u trenucima panike.

Slika 3 prikazuje četiri osnovna moždana vala u trajanju od 4 sekunde.



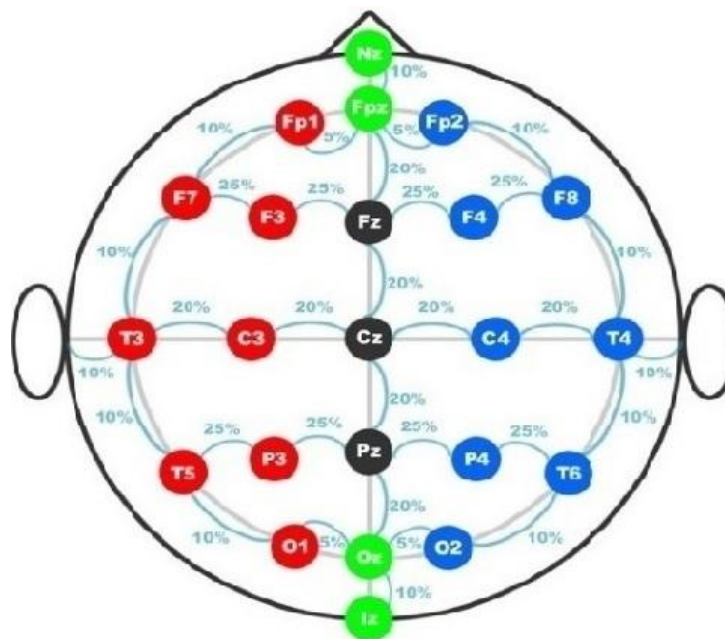
Slika 3: Osnovni moždani valovi (preuzeto iz [5] i prilagođeno)

Mjerenje električne moždane aktivnosti prvi je korak u komunikaciji s BCI sustavom. Moguće je detektirati i klasificirati specifične aktivnosti koje su vezane za određeni događaj ili zadatak. Ovisno o pojedinim stanjima osobe, električna aktivnost mozga izraženija je na različitim regijama mozga. Osnovna podjela regija je na frontalnu, parijetalnu, temporalnu i okcipitalnu regiju. Uz svaku od njih vezana je određena funkcija (slika 4). Kako bi komunikacija u konačnici bila uspješna, BCI sustav mora prepoznati određenu voljno izazvanu aktivnost mozga, poput selektivne pažnje ili zamišljanja pokreta.



Slika 4: Regije mozga (preuzeto iz [6] i prilagođeno)

Prostorna razlučivost EEG signala je mala. Kako bi se osiguralo da položaj elektroda bude jednak kod svih ispitanika (i u svim mjerenjima pojedinog ispitanika) preporučljivo je koristiti kapu s elektrodama (32, 64 ili 128 elektroda). Najčešće korišten sustav rasporeda elektroda je 10 - 20 sustav kojim je definiran položaj 32 elektrode na glavi (slika 5).



Slika 5. 10 - 20 sustav rasporeda elektroda

Brojevi "10" i "20" označavaju razmak između susjednih elektroda koji iznosi 10 % ili 20 % udaljenosti mjerene od uha do uha te od nasiona do iniona. Veći broj elektroda može se dobiti interpoliranjem po istom principu između već postavljenih elektroda (10-10 sustav). Svaka elektroda sadrži u nazivu slovo koje označava dio skalpa glave na kojem se ona nalazi (tablica 2). Uz slovo elektroda sadrži i broj koji označava njenu pripadnu hemisferu. Oznaka 'z' (engl. *zero*) odnosi se na elektrode postavljene sredinom skalpa. Parni brojevi (2, 4, 6, 8) odnose se na elektrode postavljene na desnoj hemisferi, a oni neparni (1, 3, 5, 7) na elektrode postavljene na lijevoj hemisferi.

Mjerenje napona kod EEG uređaja može se provesti bipolarno i monopolarno. Kod bipolarnog načina mjeri se razlika potencijala između dviju elektroda i to predstavlja jedan bipolarni kanal. U monopolarnom načinu mjeri se razlika potencijala između pojedine elektrode u odnosu na jednu referentnu elektrodu koja je zajednička kod svih kanala. Za ovaj rad je korišten jedan bipolarni kanal, koji se postavlja na okcipitalnu regiju mozga što je dovoljno kako bi se kasnije iz snimljenog signala izlučile određene značajke.

Tablica 2: Oznake na elektrodama kod 10-20 sustava

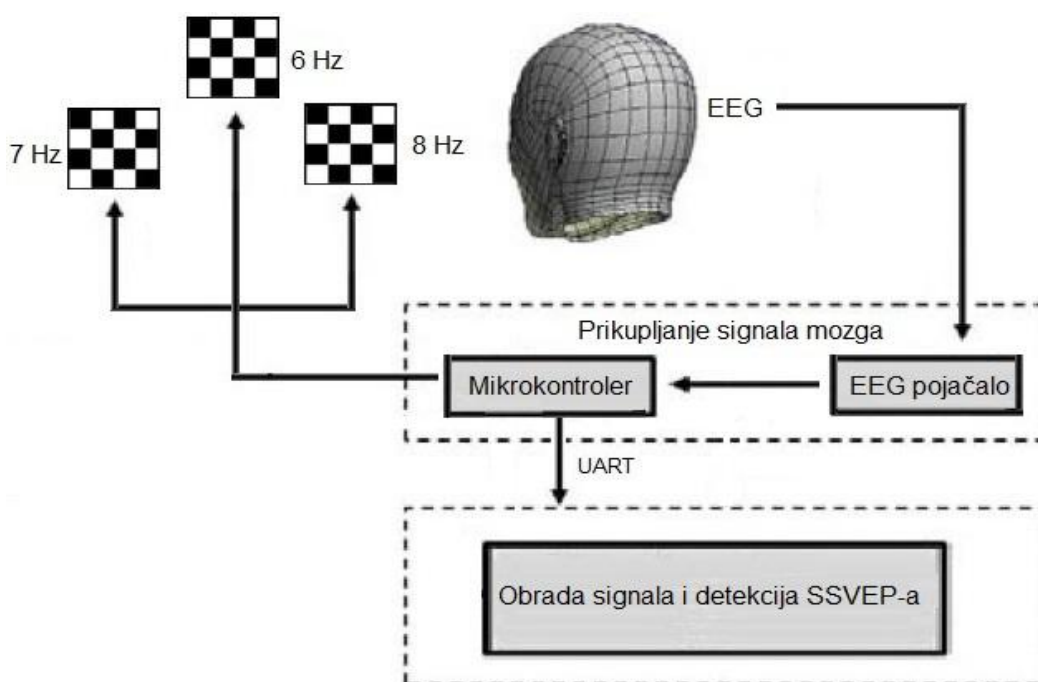
Oznaka elektrode	Dio skalpa
F	Frontalni
T	Temporalni
C	Centralni
P	Parijetalni
O	Okcipitalni

2.3 Evocirani potencijali

Istraživanje i analiza evociranih potencijala mozga (engl. *evoked potentials*, EP) daju važne informacije o funkcioniranju rada mozga i procesu percepcije, od senzornog iskustva na razini osjetila, do kognitivne interpretacije. Evocirani potencijali nastaju kao odraz aktivacije određenih regija ljudskog mozga na

specifične fizikalne, kemijske ili psihološke podražaje. Sadrže informacije o prijemu i procesiranju signala na senzornoj razini te informacije o kognitivnoj aktivnosti na višim razinama procesiranja. Ovisno o osjetilnom sustavu koji se podražuje, dijele se na vidne (engl. *visual evoked potentials*, VEP), slušne (engl. *auditory evoked potentials*, AEP) i somatosenzorne (engl. *somatosensory evoked potentials*, SEP) evocirane potencijale.

Evocirani potencijali značajni za ovaj rad su evocirani potencijali stabilnog stanja (engl. *steady-state visual evoked potentials*, SSVEP). SSVEP spada u grupu vizualnih evociranih potencijala, a javlja se kod treptavih svjetlosnih podražaja. Amplituda mu je izražena na okcipitalnoj regiji mozga, odnosno na vidnom korteksu. Karakteristika SSVEP-a ovisna je o svojstvima podražaja (frekvencija i kontrast podražaja). Pokazuje li se osobi kontinuiran niz vidnih senzornih podražaja, koji slijede jedan iza drugog u jednakim razmacima, pobuđene skupine moždanih struktura ne stignu se vratiti u stanje mirovanja. Najčešće se za podražaj koriste šahovske ploče kod kojih dolazi do izmjene crnih i bijelih polja. Kao posljedica tog podražaja javlja se visoka amplituda u frekvencijskom spektru signala okcipitalne regije mozga, na frekvenciji treptanja šahovnice. Primjer sučelja mozga i računala koje koristi treptave šahovnice prikazan je na slici 6.



Slika 6: Sučelje mozga i računala temeljeno na SSVEP-u

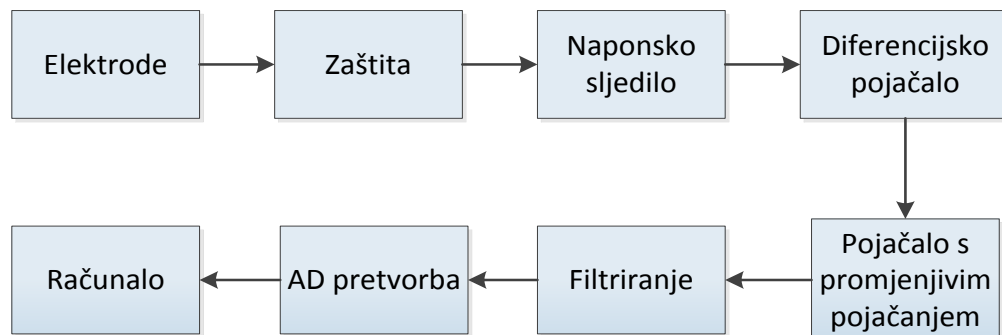
Različita frekvencija promjene polja uzrokuje generiranje različitih evociranih potencijala na temelju kojih se može prepoznati namjera korisnika (npr. usmjerenost pogleda na treptavu šahovnicu određene frekvencije) [7]. Najviša amplituda SSVEP-a prisutna je u frekvencijskom rasponu alfa ritma (8 - 13 Hz).

Glavni razlog korištenja SSVEP-a u ovom radu je njegova visoka amplituda i relativno dobra robusnost u odnosu na šum normalne EEG aktivnosti (kod mjerenja SSVEP-a normalna EEG aktivnost predstavlja šum). U većini uređaja s jednim kanalom za detekciju SSVEP-a koristi se mjerenje diferencijalnog signala s nekih od elektroda smještenih na okcipitalnoj regiji. Kako bi se dobio SSVEP, referentni kanal mora imati nižu amplitudu SSVEP-a od signalnog kanala te sličnu pozadinsku aktivnost kao i signalni kanal [8].

Analogno tome za sučelje mozga i računala u ovom se radu upravo koristi snimanje diferencijalnog signala između elektroda O2 i PO2, a kao referentna elektroda odabrana je Fpz. Korištenje svega tri elektrode u cijelom sustavu je praktično, zato što njihovo postavljanje ne zahtijeva dugotrajne pripreme prije samog mjerenja kao kod drugačijih BCI sustava koji koriste velik broj elektroda.

3. Analiza mjernog sustava za snimanje signala mozga

Sklopovska realizacija mjernog sustava bitna je kod ostvarivanja sučelja mozga i računala jer sva obrada signala i postupci koji se na osnovi obrađenih signala poduzimaju ovise o kvaliteti prvotno snimljenih signala. Problemi koji se javljaju kod snimanja EEG signala određuju dizajn pojačala. Ti problemi su uglavnom smetnje iz vanjskih izvora kao što su gradska mreža ili signali s tijela koji nisu EEG (elektrookulogram (EOG) i ostali biološki signali). Za bolju interpretaciju EEG signala, važno je da šum i artefakti budu što više potisnuti. Dodatni faktori koji mogu utjecati na kvalitetu signala su impedancija, napon pomaka ili šum nastali zbog neadekvatne pripreme sučelja kože i elektrode [9]. EEG pojačalo predstavlja prvu kariku u lancu te je samim time i najbitnija stavka mjernog sustava. Usporedbom i analizom raznih metoda za pojačanje EEG signala može se zaključiti kako su ovakva pojačala vrlo kompleksni i osjetljivi sustavi. Blok shema karakterističnog mjernog kanala za snimanje evociranih potencijala može se vidjeti na slici 7.



Slika 7: Karakteristična blok shema mjernog kanala za snimanje signala mozga

Elektrode se postavljaju izravno na tijelo ispitanika, a ovisno o njihovoj izvedbi ovisi i sam način postavljanja. Povezivanje pasivnih ili aktivnih elektroda na pojačalo ostvaruje se korištenjem koaksijalnih kabela. Prva sekcija na ulazu pojačala najčešće je zaštitni blok koji se koristi za ograničenje napona na ulazu u naponsko sljedilo, a specifičnost njegove izvedbe je ta da ne smije utjecati na ulazni signal koji je reda mikrovolta. Nakon zaštitnog bloka slijedi naponsko sljedilo koje se koristi kako bi na ulazu pojačala bila visoka ulazna impedancija. Takvi iznosi impedancija su potrebni da ulazni signal bude što bolje prosljeđen na ulaze

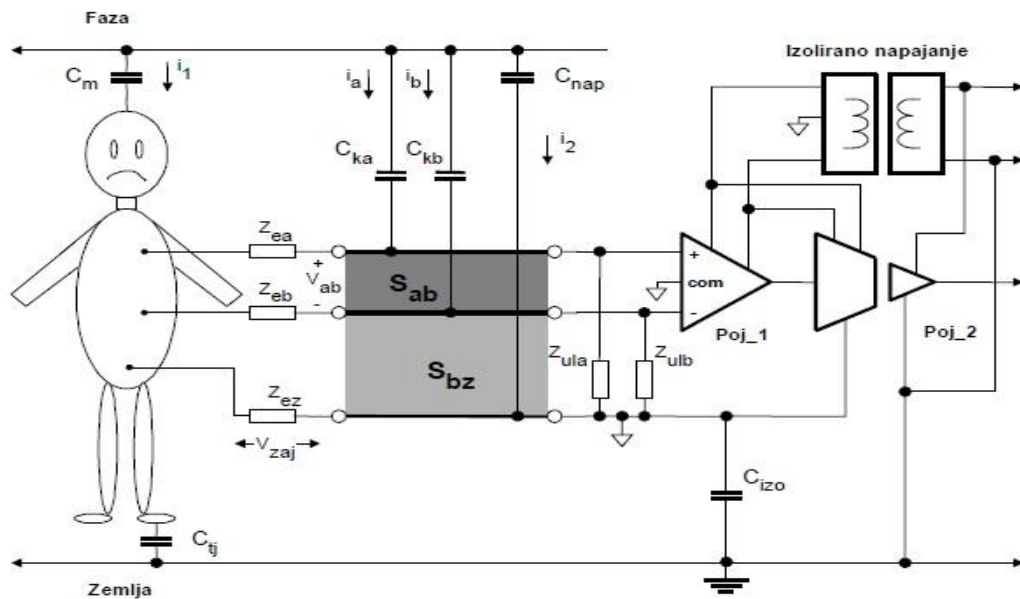
diferencijskog pojačala. Korištenje diferencijskog pojačala je potrebno kako bi se potisnule istofazne smetnje. Uz to diferencijska pojačala moraju biti precizna i niskošumna, jer su mjereni signali vrlo mali. Nakon diferencijskog pojačala slijede pojačala s promjenjivim pojačanjem kako bi se što bolje zadovoljio dinamički opseg A/D pretvornika. Filtarske sekcije se dodaju zbog sprječavanja aliasinga, ali i potiskivanja DC smetnji (utjecaj napona pomaka, ulaznih struja i struja pomaka). Nakon pojačanja i prilagodbe signala te A/D pretvorbe, dobiveni podatci šalju se u računalo gdje ih se obrađuje i prikazuje. Ovakvi mjerni sustavi često sadrže i prospojne matrice, a one služe za odabir elektroda koje će se spojiti na ulaze diferencijskih pojačala. Pri tome se pazi da prospojna matrica ne unosi preslušavanja i smetnje. Najčešće su izvedbe bez prospojne matrice ako se koristi manje od četiri mjerna kanala.

Prethodni opis mjernog sustava bitan je kako bi se mogli uzeti u obzir odgovarajući elementi koji su potrebni za ovaj rad te za spoznaju problematike projektiranja ovakvog sustava. Prema prethodnoj blok shemi može se zaključiti kako u ovom radu nije potreban zaštitni blok, jer je uređaj predviđen za laboratorijska mjerenja.

3.1 Analiza smetnji prilikom snimanja biomedicinskih signala

Prije samog projektiranja uređaja za snimanje signala mozga, potrebno je analizirati smetnje koje utječu na željeni signal. Kako se mjere signali reda mikrovolta, sve smetnje koje se sprežu u mjerni sustav imaju velikog utjecaja na mjereni signal. Sukladno tome potrebno je pronaći odgovarajuća rješenja za smanjenje tih smetnji. Kod mjernih uređaja za snimanje evociranih potencijala najlakše je analizirati smetnju na jednom mjernom kanalu i to smetnju iz gradske mreže (220 V_{rms}, 50 Hz) koja se najčešće spreže u mjerni sustav. Smetnje su uglavnom kapacitivne prirode. Prijenosni putovi smetnji vidljivi su na slici 8. Parazitni kapaciteti koji utječu na mjerenje su: kapacitet od tijela pacijenta do gradske mreže C_m , kapacitet od tijela pacijenta do zaštitnog uzemljenja C_{tj} , kapacitet od plivajuće referentne točke prema zaštitnom uzemljenju C_{izo} , parazitni kapaciteti između mjernih kabela i gradske mreže (C_{ka} , C_{kb} i C_{nap}). Svi ti kapaciteti sudjeluju u sprezanju smetnji na željeni signal. Uz parazitne kapacitete, utjecaj

imaju i konačne impedancije elektroda (Z_{ea} , Z_{eb} , Z_{ez}) te ulazne impedancije za istofazni (zajednički) signal diferencijskog pojačala (Z_{ula} , Z_{ulb}).



Slika 8: Shematski prikaz spoja elektroda i pojačala kao početnih dijelova sustava za snimanje evociranih potencijala s prikazom parazitnih kapaciteta [10]

Napon istofazne smetnje (zajednički napon) nastaje zbog struja koje teku kroz prethodno navedene parazitne kapacitete. Struje stvaraju padove napona na impedancijama elektroda i ulaznim impedancijama za istofazni signal diferencijskog pojačala. Takve istofazne (zajedničke) smetnje potiskuje diferencijsko pojačalo koje se izvodi tako da ima visok faktor potiskivanja istofaznog signala (engl. *common mode rejection ratio*, CMRR).

Uz dosad spomenute smetnje javljaju se diferencijalne smetnje na ulazu diferencijskog pojačala. Ove smetnje predstavljaju dominantni izvor smetnji kod snimanja biomedicinskih signala, jer je diferencijalni signal koristan signal koji se pojačava. Diferencijalne smetnje uzrokuje kapacitivna veza izvora smetnji i mjernih kabela (kabeli koji povezuju elektrode s ulazima diferencijskog pojačala). Tu kapacitivnu vezu na slici 8. predstavljaju C_{ka} i C_{kb} . Struje teku kroz parazitne kapacitete od voda gradske mreže prema mjernim kabelima, pa se zatvaraju prema zaštitnom uzemljenju preko impedancije elektroda (Z_{ea} , Z_{eb}), kapaciteta tijela te kapaciteta C_{tj} . Diferencijalni napon smetnje se javlja zato što se razlikuju

impedancije parazitnih kapaciteta C_{ka} i C_{kb} te zbog razlike u impedancijama samih elektroda Z_{ea} i Z_{eb} . U nekim slučajevima iznos diferencijalnog napona smetnje na ulazu može doseći 100 μV [10].

Za smanjenje smetnji, potrebno je signalne putove učiniti što više simetričnim. To se postiže ujednačavanjem impedancija elektroda odgovarajućim tretiranjem kože i primjenom gela na kontaktu pojedinih elektroda s kožom. Uz to, potrebno je simetričnim učiniti i prijenosne putove smetnji, a to znači da iznosi parazitnih kapaciteta koji se sprežu između mjernih kabela i vodova gradske mreže budu približno jednakog iznosa. Takva simetričnost se može postići korištenjem kabela jednake duljine te da su kabele što bliže jedan drugome [10].

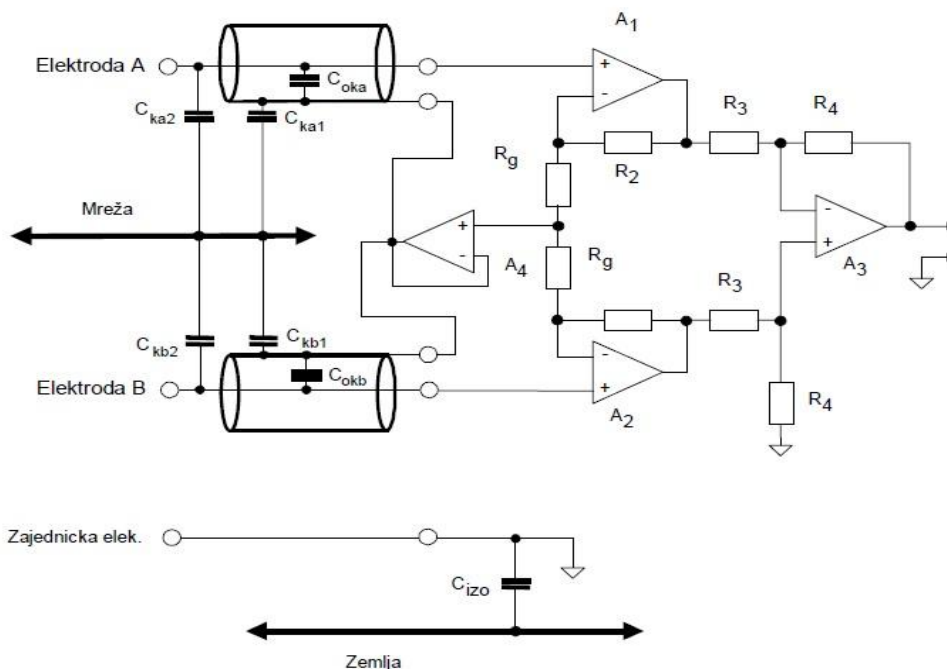
Razlika ulaznih impedancija diferencijalnog pojačala također utječe na mjereni signal, a do te razlike će doći kada su na ulaz pojačala spojeni kabele koji nemaju iste iznose vlastitih kapaciteta. Kada je na elektrode spojen istofazni signal, zbog razlike u ulaznim impedancijama na ulazu diferencijalnog pojačala doći će do pojave diferencijalnog signala smetnje kojeg će pojačalo pojačati. Pojačalo pojačava diferencijalni signal, pa tako pojačava i diferencijalnu smetnju. Ova smetnja se može smanjiti izvedbom jako visoke srednje ulazne impedancije diferencijalnog pojačala.

Za smanjenje istofazne smetnje (smetnje zajedničkog napona) koriste se još tehnike:

- a) smanjenja iznosa impedancije referentne elektrode Z_{ez}
- b) smanjenje iznosa struje kroz Z_{ez}
- c) održavanje visoke ulazne impedancije diferencijalnog pojačala

Najčešće se u praksi koristi postupak smanjivanja struje kroz impedanciju referentne elektrode. Taj postupak se može provesti na nekoliko načina. Jedan od načina je korištenje operacijskog pojačala kao naponskog sljedila, koje smanjuje razliku potencijala između mase (referentnog potencijala) pojačala i potencijala tijela pacijenta. Kada se to provede smanjit će se struja kroz impedanciju referentne elektrode i neće doći do generiranja istofaznog napona smetnje. Osim naponskog sljedila koristi se još nekoliko tehnika za dodatno smanjenje utjecaja vanjskih smetnji. Za dodatno smanjenje struje kroz Z_{ez} koristi se sklop za pogon

desne noge (engl. *driven right leg*, DRL), a za održavanje visoke ulazne impedancije diferencijskog pojačala koristi se oklapanje kabela elektroda i spajanje oklopa na spoj između otpornika R_g što prikazuje slika 9.



Slika 9: Instrumentacijsko pojačalo s parazitnim kapacitetima, prikazom oklapanja i primjena pojednostavljenog sklopa za eliminaciju utjecaja kapaciteta oklopa kabela prema signalnom vodu [10]

Sklop na slici 9 ne smanjuje kapacitet oklopa kabela za diferencijski signal na ulazu instrumentacijskog pojačala (ulaz je na plus stezaljkama pojačala A1 i A2) jer tada je točka između dva otpornika R_g na nultom potencijalu. Efekt smanjenja kapaciteta oklopa kabela će se dogoditi ako je na ulazu pojačala istofazni signal. Tada će se potencijal točke između dva otpornika R_g mijenjati ovisno o istofaznom signalu, a taj potencijal će biti spojen na oklope kabela preko naponskog sljedila kako je prikazano na slici 9. Kapacitet mjernih kabela pri tom neće bitno smanjiti diferencijski ulazni otpor pojačala koji mora biti što veći kako bi se potisnule smetnje. Upravo rješenje prikazano na slici 9 je izabrano kod dizajna mjernog sustava u ovom radu kako bi se utjecaj istofaznih smetnji dodatno smanjio. Za ulazno pojačalo izabrano je instrumentacijsko pojačalo, koje ima visoku ulaznu impedanciju te visok faktor potiskivanja istofaznog signala.

3.2 Ključni parametri za izradu mjernog sustava za snimanje evociranih potencijala

Kod projektiranja sustava za snimanje evociranih potencijala potrebno je definirati brojne parametre koji značajno određuju karakteristike uređaja. Za ovaj rad koristi se jedan kanal, gdje su dvije elektrode postavljene na okcipitalnoj regiji mozga, a uređaj prati SSVEP. Treća elektroda (engl. *ground*) se postavlja na Fpz, prema prethodno definiranom načinu postavljanja elektroda. Sljedeći bitan parametar je iznos ulazne impedancije. Bitno je da taj iznos impedancije bude jako velik, barem 100 M Ω , kako bi se postiglo što bolje potiskivanje signala smetnji. Uređaj mora imati vrlo visok faktor potiskivanja istofaznog (zajedničkog) signala, barem 100 dB na 50 Hz kod usklađenosti impedancija elektroda (kada nema disbalansa u impedancijama elektroda) [10]. Opseg impedancija elektroda mora biti ispod 5 k Ω sa što ujednačenijim impedancijama.

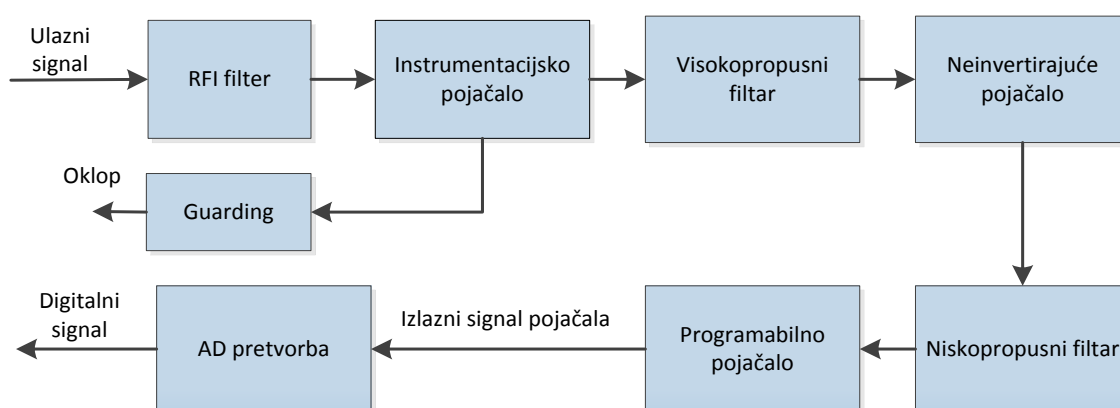
Donja granična frekvencija mora biti postavljena od 0,1 Hz do 1 Hz, kako bi se potisnule odgovarajuće smetnje na frekvencijama 0 Hz (DC komponenta). Gornja granična frekvencija mora biti usklađena sa spektrom EEG signala. To znači da je dovoljno promatrati frekvencije do 40 Hz.

Odabir A/D pretvornika je za ovako osjetljive i niskoamplitudne signale koji su sumjerljivi šumu dosta logičan. A/D pretvornik s većim brojem bitova ima prednost, tako da dolaze u obzir A/D pretvornici od 16 bita do 24 bita. Bitno je napomenuti kako ovakvi mjerni sustavi moraju biti izrazito niskošumni te je dovoljno ograničenje za šum kanala od 6 μV_{pp} u frekvencijskom opsegu od 0,15 Hz do 20 kHz uz otpor elektroda od 1 k Ω [10].

Priključni kabeli su oklopljeni, a istofazni signali su spojeni na oklope kabela preko naponskog sljedila izvedenog operacijskim pojačalom kao na slici 9. Napajanje zahtijeva što veću autonomiju jer su signali koji se snimaju reda veličine μV , tako da je izabrano baterijsko napajanje. Dodatni razlog za korištenje baterija je sigurnost i prenosivost, da sklop bude što više izoliran od izvora smetnji.

4. Pojačalo za snimanje evociranih potencijala

Sukladno prethodnoj analizi mjernog sustava za snimanje evociranih potencijala pristupa se projektiranju. Kako se evocirani potencijali dobivaju iz EEG signala, pojačala za snimanje evociranih potencijala su zapravo EEG pojačala. Sukladno postojećim izvedbama pojačala EEG signala, može se zaključiti da ona mogu biti izvedena spajanjem u kaskadu više pojačala i filtara realiziranih korištenjem operacijskih pojačala [11 - 12] ili diskretnim izvedbom korištenjem tranzistorskih pojačala u spoju zajedničkog emitera [13]. U ovom radu ostvarena je izvedba pojačala uz više sklopova s operacijskim pojačalima spojenih u kaskadu. Na slici 10. prikazana je blok shema mjernog sustava, od signala na ulazu pojačala do izlaznog pojačanog EEG signala koji dolazi na blok za A/D pretvorbu.



Slika 10: Blok shema mjernog sustava

Prikaz tehničkih karakteristika analognog pojačala vidljiv je u tablici 3. Prikazani su osnovni općeniti parametri. Napajanje uređaja je baterijsko bipolarno ± 5 V, a dovodi se s posebnog modula za napajanje analognog pojačala. Potrošnja pojačala mora biti niska zbog korištenja baterijskog napajanja, a iznosi 6 mA. Analogno EEG pojačalo služi za pojačavanje i prilagodbu signala dobivenog mjerenjem napona mozga površinskim elektrodama. Očekivani signal je amplitude najviše $60 \mu\text{V}$, pa je u skladu s tim odabrano ukupno pojačanje cijele kaskade 40602 puta. Pojačani izlazni signal ima amplitudu približno $\pm 2,5$ V, pa kad se referentna razina podigne na raspon 0 - 5 V za A/D pretvorbu, bit će zadovoljen dinamički radni opseg A/D pretvornika.

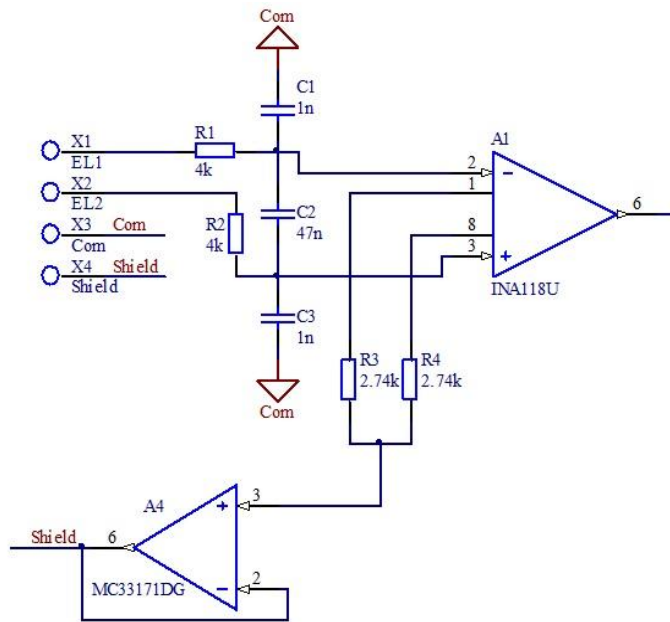
Tablica 3: Tehničke karakteristike analognog pojačala

Napajanje:	Bipolarno; - 5 V do + 5 V; dovodi se s posebnog sklopa
Potrošnja:	Ukupna potrošnja sklopa je 6 mA (instrumentacijska i operacijska pojačala uz ostatak sklopa)
Pojačanje (maksimalno ukupno):	$10 \cdot 40,2 \cdot 10^1 = 40602$
Ulazni signal:	1 μ V – 60 μ V
Izlazni signal:	$\pm (0,04 - 2,5)$ V
Ulazne veličine:	Diferencijski EEG signal s elektroda
Izlazne veličine:	Pojačani EEG signal odvodi se preko odgovarajućeg konektora na modul s A/D pretvornikom

4.1 RFI filter

Većina današnjih elektroničkih uređaja se suočava s velikim brojem radiofrekvencijskih (RF) smetnji. Kako bi se spriječile i potisnule RF smetnje koristi se diferencijski niskopropusni RFI (engl. *radio frequency interference*) filter. Glavni zadatak RFI filtra je što veće potiskivanje visokih frekvencija s ulaznih linija, održavanje ujednačenosti AC signala između dviju ulaznih i referentne elektrode te zadržavanje dovoljno visoke impedancije u mjernom području. Na slici 11 prikazana je električna shema ulaznog stupnja analognog pojačala, gdje su vidljivi spojevi za signalne elektrode (EL1 i EL2), referentni potencijal (COM) te oklop (Shield). Vidljiv je spoj RFI filtra za odsijecanje nepotrebnih visokih frekvencija te

spoj instrumentacijskog pojačala i naponskog sljedila za dodatno potiskivanje zajedničkog napona.



Slika 11: Električna shema ulaznog stupnja

Kod projektiranja RFI filtra vrlo je bitno uskladiti vremenske konstante C1 i R1 te C3 i R2, kako ne bi došlo do disbalansa u granama i time povećanja smetnje zajedničkog napona. Otpornici R1 i R2 te kondenzatori C1 i C3 moraju uvijek biti jednaki. Kondenzator C2 reducira bilo koji izmjenični (AC) zajednički disbalans u slučaju da se otpornici i kondenzatori, koji bi trebali imati jednake vrijednosti, razlikuju.

$$BW_{diff} = \frac{1}{2\pi R1(2 \cdot C2 + C1)} \quad (1)$$

$$BW_{cm} = \frac{1}{2\pi R1 \cdot C1} \quad (2)$$

Jednadžba 1 predstavlja gornju graničnu frekvenciju na - 3 dB za diferencijalne signale, a jednadžba 2 za zajedničke signale. U ovom slučaju C1=1 nF, C2=47 nF, R1=4,02 kΩ; pa odabrana frekvencija iznosi $BW_{diff} = 419 \text{ Hz}$, a $BW_{cm} = 39,8 \text{ kHz}$. Bitno ograničenje kod projektiranja RFI filtra je to da C1 i C3 moraju imati

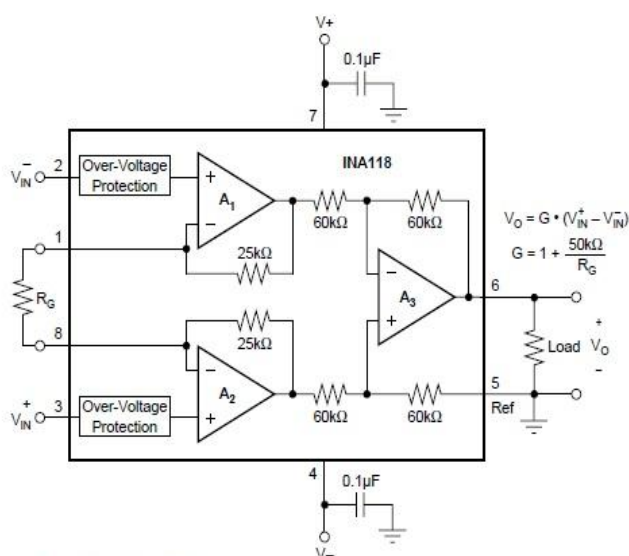
vrijednost manju ili jednaku $0,1 \cdot C_2$, što je u ovom slučaju zadovoljeno. Tako se ovim niskopropusnim RFI filtrom provodi odsijecanje svih visokih frekvencija pa pojačalo nije opterećeno smetnjama koje sigurno nisu dio frekventijskog područja željenog signala.

4.2 Instrumentacijsko pojačalo INA118

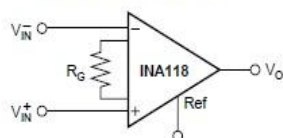
Kanal ima dvije površinske elektrode čija se razlika potencijala mjeri. Dakle bitna je razlika potencijala između signala pojedinih elektroda (bipolarni način mjerenja). Način spajanja instrumentacijskog pojačala vidljiv je na slici 11. Otpornici R3 i R4 služe za postavljanje pojačanja koje je u ovom slučaju jednako 10. Na slici 12 vidljiva je osnovna shema spoja instrumentacijskog pojačala INA118U proizvođača Texas Instruments.

DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	NC	NC
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

NC: No Connection.



Also drawn in simplified form:



Slika 12: Osnovna shema spoja instrumentacijskog pojačala INA118 [14]

Vidljivo je kako za naponsko pojačanje vrijedi formula 3.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g} \quad (3)$$

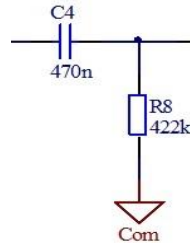
Znači da za željeno pojačanje 10 je potrebno uzeti standardni otpornik od 5,62 k Ω , što je i vidljivo u tablici na slici 12. U ovom slučaju koristi se spoj s dva serijski spojena otpornika $\frac{R_g}{2} \approx 2,74 \text{ k}\Omega$, a potencijal između njih se preko naponskog sljedila vraća na oklope mjernih kabela (engl. *guarding*) kako bi se smanjio utjecaj zajedničkog napona.

Razlog odabira ovog instrumentacijskog pojačala (INA118U) je u tome što ima visok faktor potiskivanja, tipično 110 dB, na pojačanju $G=10$, nizak temperaturni pomak napona (engl. *offset drift*) maksimalno $\pm 2,1 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ te nizak napon pomaka $\pm 50 \mu\text{V}$. Radi na napajanju minimalno od $\pm 1,35 \text{ V}$ do maksimalno $\pm 18 \text{ V}$, uz potrošnju $\pm 350 \mu\text{A}$. Ulazna struja mu je $\pm 1 \text{ nA}$ maksimalno, ulazni šum $11 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (za $G=1000$ i $f=10 \text{ Hz}$), a diferencijalna ulazna impedancija 3 G Ω .

Postavljanjem instrumentacijskog pojačala na ulaz postiže se uklanjanje istofaznih smetnji, najčešće smetnji iz gradske mreže. Diferencijalno pojačanje ne smije biti preveliko jer se osim korisnog signala pojačavaju i naponi pomaka pojačala, ulazne struje pojačala i polarizacijski napon elektrode, a oni čine smetnju koja se dodaje korisnom signalu [15]. Kao što je ranije spomenuto, korišten je postupak smanjivanja zajedničkog napona naponskim sljedilom, pri čemu je korišteno operacijsko pojačalo MC33171DG.

4.3 Visokopropusni filter

Na slici 13 je vidljiva izvedba visokopropusnog CR filtra.



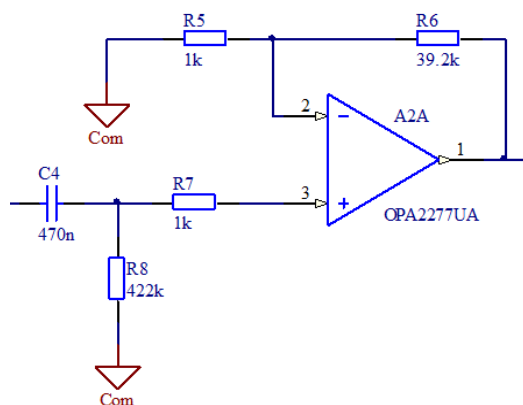
Slika 13: Visokopropusni CR filter

Na izlazu instrumentacijskog pojačala nalazi se visokopropusni CR filter koji uklanja DC smetnje spomenute u prethodnom poglavlju. Kondenzator $C4=470$ nF i otpornik $R8=455$ k Ω određuju donju graničnu frekvenciju $f_{dg} \approx 0,8$ Hz. Jednadžba za određivanje donje granične frekvencije je vidljiva u formuli 4.

$$f_{dg} = \frac{1}{2\pi \cdot R8 \cdot C4} \quad (4)$$

4.4 Neinvertirajuće pojačalo

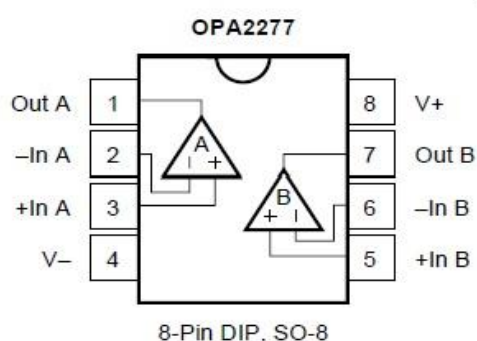
Slika 14 prikazuje izvedbu neinvertirajućeg pojačala, izvedenog korištenjem operacijskog pojačala OPA2277UA proizvođača Texas Instruments.



Slika 14: Visokopropusni CR filter i neinvertirajuće pojačalo

U istom kućištu SOIC-8, komponente OPA2277UA, nalaze se dva operacijska pojačala, pri čemu je jedno korišteno za realizaciju neinvertirajućeg pojačala, a drugo za realizaciju niskopropusnog filtra. Izvedba kućišta vidljiva je na slici 15.

Karakteristike operacijskog pojačala su: nizak ulazni napon pomaka $\pm 50 \mu\text{V}$, nizak pomak napona s temperaturom (maksimalno $1 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$), niska ulazna struja, (maksimalno oko $\pm 4 \text{nA}$), napajanje minimalno $\pm 2 \text{V}$ do maksimalno $\pm 18 \text{V}$, potrošnja (maksimalno $\pm 0,9 \text{mA}$) tipično $\pm 0,79 \text{mA}$ po pojačalu. Cijelo EEG pojačalo ima ukupno dva sklopa OPA2277UA, dakle četiri operacijska pojačala.



Slika 15: Izgled kućišta i raspored izvoda pojačala OPA2277 [16]

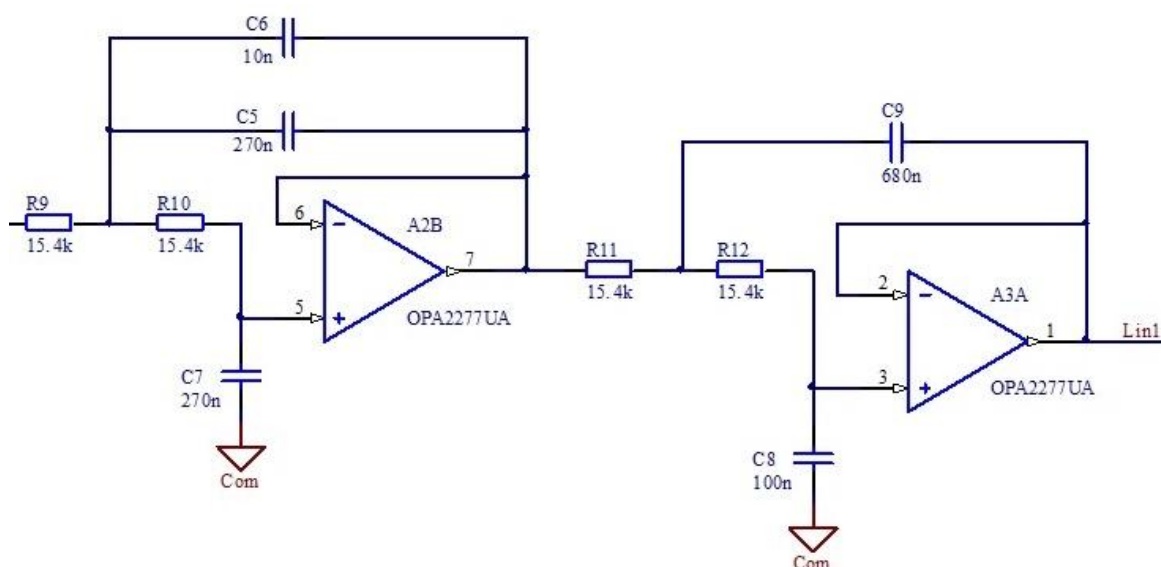
Pojačanje neinvertirajućeg pojačala formirano je otpornicima R_5 i R_6 , a iznosi $G=40,2$. Jednadžba za određivanje pojačanja pojačala dana je formulom 5.

$$G = 1 + \frac{R_6}{R_5} \quad (5)$$

Odabrani su otpornici: $R_5=1 \text{ k}\Omega$ i $R_6=39,2 \text{ k}\Omega$. Otpornik $R_7= 1 \text{ k}\Omega$ na plus stezaljci operacijskog pojačala predstavlja ograničivač struje koja ulazi u pin 3.

4.5 Niskopropusni Butterworth filtar četvrtog reda

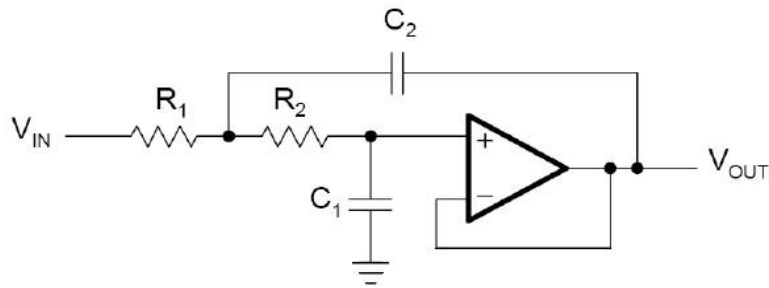
Kao niskopropusni filtar, a ujedno i antialiasing filtar, projektiran je Butterworthov filtar četvrtog reda (dvije bikvadratne sekcije) korištenjem Sallen-Key topologije. Shema filtra vidljiva je na slici 16.



Slika 16: Niskopropusni Sallen-Key filtar četvrtog reda po Butterworthu

Glavni zadatak ovog niskopropusnog filtra je ograničiti frekvencijski spektar izlaznog signala, odnosno on predstavlja antialiasing filtar kako bi se signali mogli pravilno uzorkovati na A/D pretvorniku.

Frekvencijski spektar EEG signala se kreće u rasponu frekvencija od 0 do 40 Hz, pa je gornja granična frekvencija Butterworthovog filtra odabrana $f_{gg}=37,2$ Hz. Tako je omogućeno uzorkovanje signala frekvencijama većim od 100 uzoraka/sekundi. Pri tome vrijedi Nyquistov teorem da frekvencija uzorkovanja mora biti barem dvostruko veća od najviše frekvencije u spektru uzorkovanog signala. Osnovna bikvadratna sekcija Sallen-Key topologije je prikazana na slici 17.



Slika 17: Niskopropusni Sallen-Key filter

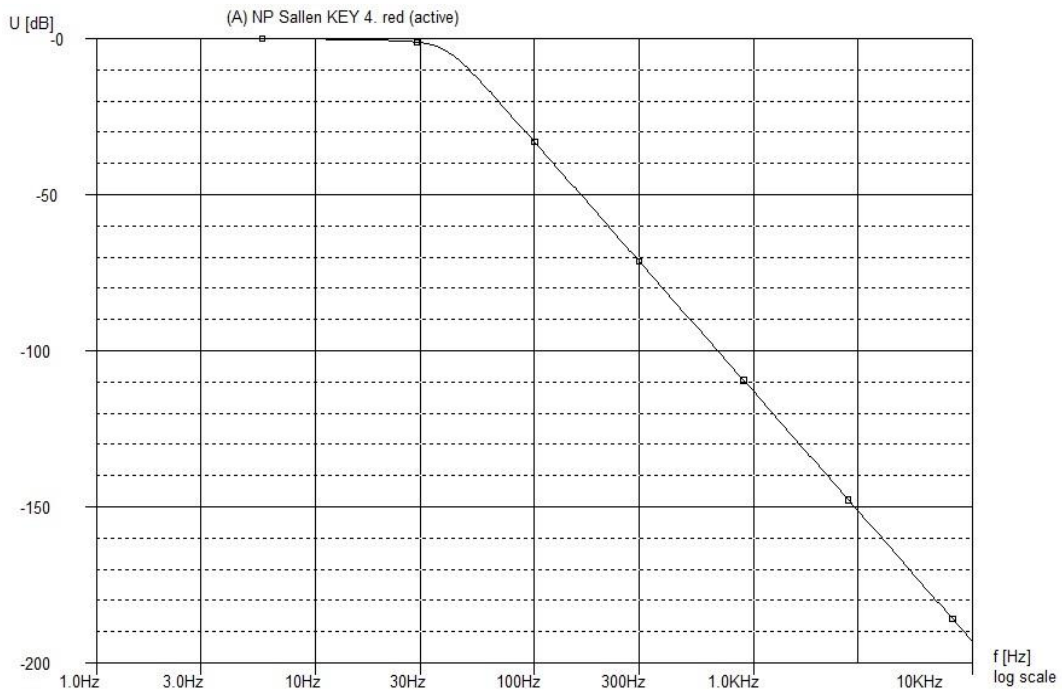
Proračun filtra može se izvesti po standardnim jednadžbama za Sallen-Key topologiju. Prijenosna funkcija kruga Sallen-Key topologije može se zapisati kao što je prikazano u jednadžbi 6.

$$A(s) = \frac{1}{1 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \quad (6)$$

Pojačanje filtra iznosi 1, a iznosi kapaciteta C_1 i C_2 odabiru se proizvoljno, dok se iznosi otpora R_1 i R_2 računaju prema formuli 7.

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (7)$$

Ovdje konkretno su korištene dvije ovakve bikvadratne sekcije. Vrijednosti za prvu bikvadratnu sekciju su: $C_5=270$ nF, $C_6=10$ nF (spojeni su paralelno pa je ukupna vrijednost paralele 280 nF), $C_7=270$ nF, $R_9=R_{10}=15,4$ k Ω . Druga bikvadratna sekcija koristi iste vrijednosti otpora $R_{11}=R_{12}=15,4$ k Ω , a kondenzatori su iznosa $C_8=100$ nF i $C_9=680$ nF. Spajanjem ovih dviju sekcija u kaskadu dobiva se strmija karakteristika filtra, odnosno filter četvrtog reda gornje granične frekvencije 37,2 Hz, pojačanja 1. Tako je ostvareno gušenje od 9 dB na frekvenciji 50 Hz. Amplitudno-frekvencijska prikazana je na slici 18.

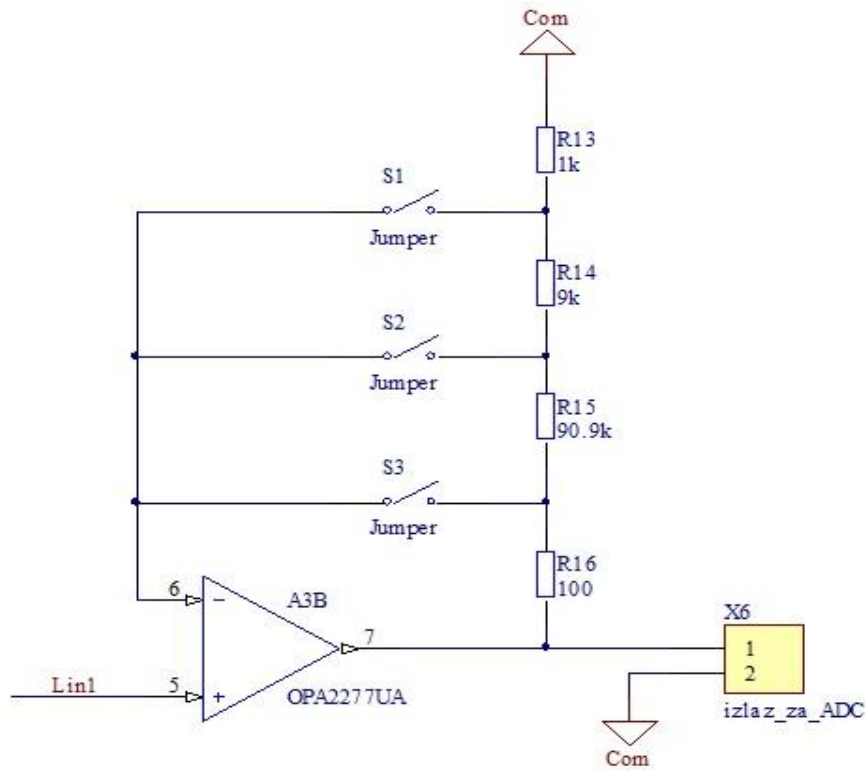


Slika 18: Amplitudno frekvencijska karakteristika Butterworthovog filtra 4. reda

4.6 Programabilno pojačalo

Zadnja komponenta u lancu na modulu EEG pojačala je programabilno pojačalo. Ovo pojačalo je realizirano kao pojačalo s promjenjivim pojačanjem kako bi se signal mogao prilagoditi različitim dinamičkim opsezima A/D pretvornika. Pojačanja izvedena ovim programabilnim pojačalom su 1,001 (**1**), 10,01 (**10**) i 101 (**100**). Pojačalo je izvedeno prospojnicima (engl. *jumpers*) zato što brzina prebacivanja sklopki nije kritičan faktor. Izabrana je topologija u kojoj svojstva sklopki ne utječu na pojačanje, a otpornici ne opterećuju stalno izlaz pojačala. Odabrani su otpornici iznosa $R_{13}=1\text{ k}\Omega$, $R_{14}=9,09\text{ k}\Omega$, $R_{15}=90,9\text{ k}\Omega$, $R_{16}=100\text{ }\Omega$, uz tolerancije 0,1 % osim otpornika R_{15} s tolerancijom od 1 %. Programabilno pojačalo realizirano je jednim od operacijskih pojačala unutar OPA2277UA, koja su ranije opisana. Električna shema spoja programabilnog pojačala prikazana je na slici 19. Pojačanje se može mijenjati programabilnim pojačalom ovisno o potrebi. Jednadžba koja opisuje pojačanje programabilnog pojačala dana je formulom 8.

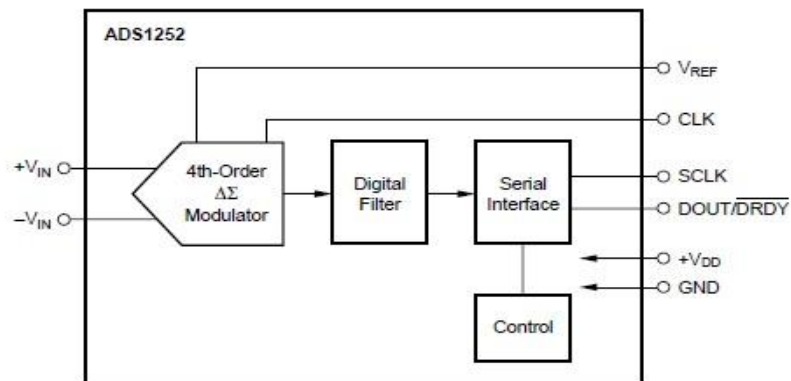
$$G = 1 + \frac{\sum_{i=r+1}^n R_i}{\sum_{i=13}^r R_i} \quad (8)$$



Slika 19: Programabilno pojačalo

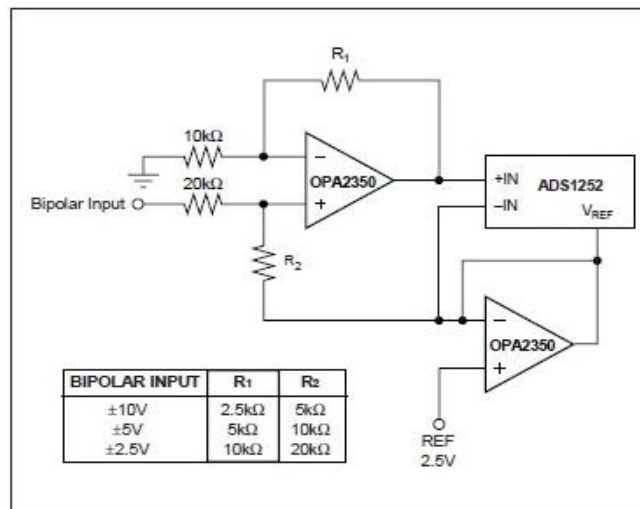
5. Spoj A/D pretvornika sa sklopovljem za prilagodbu signala

Kao A/D pretvornik odabran je ADS1252U proizvođača Texas Instruments. Izveden je na posebnoj tiskanoj pločici, zbog zasebnog izvora napajanja. Slika 20. prikazuje blok shemu A/D pretvornika.



Slika 20: Blok shema A/D pretvornika ADS1252 [17]

Spoj A/D pretvornika je izveden tako da je ulaz A/D pretvornika prilagođen bipolarnom ulazu (bipolarnim ulaznim signalima) kakav dolazi s EEG pojačala, što prikazuje slika 21.



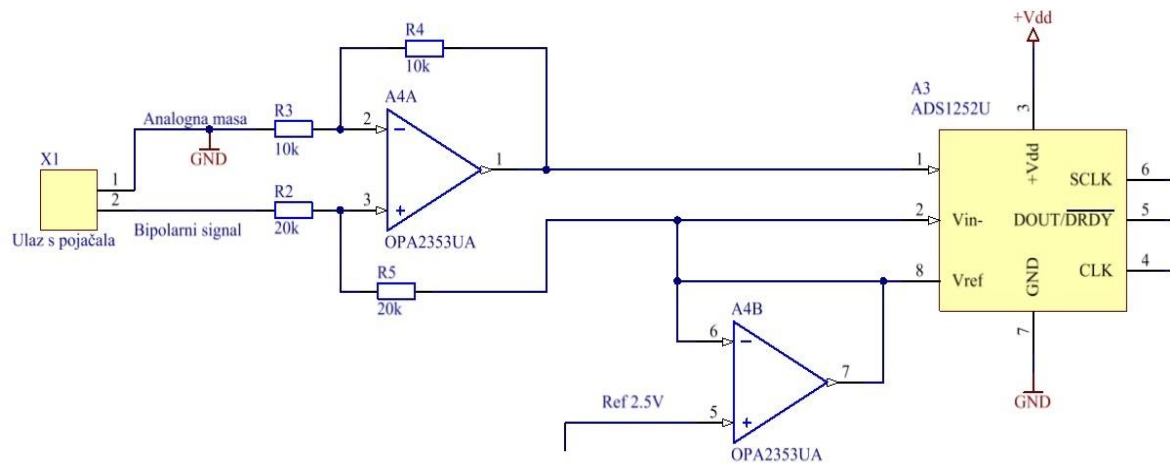
Slika 21: Prilagođenje razine za bipolarni ulazni signal u A/D pretvornik [17]

Diferencijalni ulazi ADS1252 pretvornika su dizajnirani tako da mogu prihvatiti diferencijalne signale kao primjerice s otporničkog mosta. Svaki analogni ulaz mora ostati između $-0,3\text{ V}$ i V_{dd} (napon napajanja A/D pretvornika, tipično $+5\text{ V}$). S izvorom referentnog napona manjim od $V_{dd}/2$, jedan analogni ulaz može biti vezan na naponsku referencu, a drugi ulaz može imati raspon vrijednosti od 0 do $2 \cdot V_{ref}$ (ako je $V_{ref}=2,5\text{ V}$ onda je $2 \cdot V_{ref}=5\text{ V}$). Korištenjem spoja dva operacijska pojačala i četiri vanjska otpornika, ovaj A/D pretvornik može biti konfiguriran za pretvorbu bipolarnih ulaznih signala čija vrijednost se promatra u odnosu na neki potencijal mase (analogne mase) koji se dovodi iz analognog kruga i spaja na GND odnosno masu pločice na kojoj je A/D pretvornik. Konvencionalni ulazni opsezi bipolarnog signala, $\pm 2,5\text{ V}$, $\pm 5\text{ V}$, $\pm 10\text{ V}$, mogu biti postavljeni na ulaz ovog A/D pretvornika ako se koriste odgovarajuće vrijednosti otpornika R_1 i R_2 (prema tablici na slici 21).

Jednadžba 9 predstavlja izraz za razliku potencijala na ulazu A/D pretvornika, a izvedena je na temelju sheme sa slike 21 te primijenjena na shemu sa slike 22. Ovisno u kojem se rasponu nalazi bipolarni ulazni signal, napon na ulazu A/D pretvornika se može prilagoditi radnom rasponu A/D pretvornika korištenjem sklopovlja za prilagodbu te izborom otpornika R_1 i R_2 prema slici 21. U_{ul} predstavlja ulazni bipolarni signal koji dolazi s analognog pojačala (pin 2 na konektoru X1, slika 22).

$$U_{in+} - U_{in-} = \frac{U_{ul} + \frac{2,5 \cdot 20000}{R_2}}{\frac{20000}{R_2} + 1} \cdot \left(1 + \frac{R_1}{10000}\right) \quad (9)$$

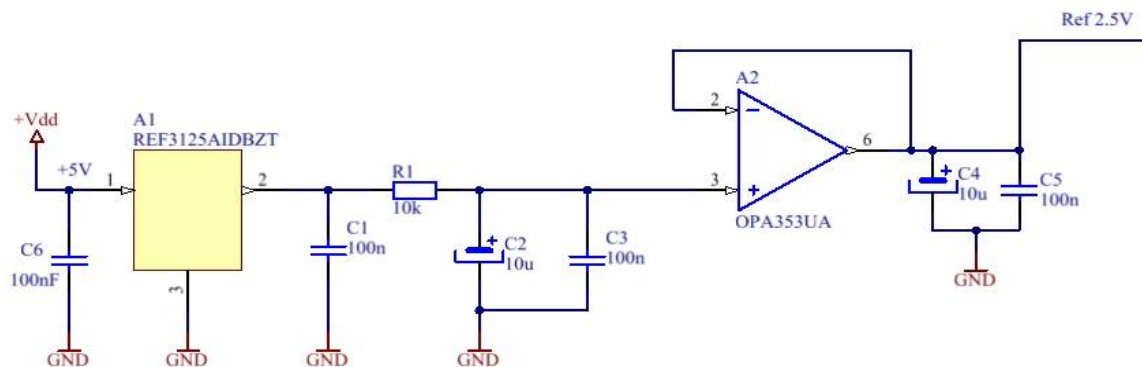
Prema slici 22 može se vidjeti kako je u ovom projektu realizirana prilagodba signala na analogni ulaz A/D pretvornika. Odabrani su otpornici $R_4=10\text{ k}\Omega$, $R_5=20\text{ k}\Omega$, za bipolarni ulazni signal $\pm 2,5\text{ V}$, tako da signal koji dolazi na analogne ulaze A/D pretvornika bude prilagođen na vrijednosti unutar radnog raspona A/D pretvornika $0 - 5\text{ V}$ (signalu je podignuta referentna razina za $2,5\text{ V}$).



Slika 22. Prilagođenje razine za bipolarni ulazni signal u A/D pretvornik

Kao izvor referentnog napona odabran je REF3125AIDBZT nominalnog napona 2,5 V. Ovaj izvor referentnog napona ima malu potrošnju (0,1 mA), a može dati struju maksimalno ± 10 mA. Točnost mu je maksimalno 0,2 %, a ima mali pomak napona od 20 ppm/°C na temperaturnom rasponu od -40 °C do $+125$ °C.

Način spajanja izvora referentnog napona je prikazan na slici 23. Dodani su blokadni kondenzatori na izlazu izvora referentnog napona, zatim RC filtar gornje granične frekvencije $f_g=1,57$ Hz, da priguši visoke frekvencije. Naponski signal se prosljeđuje dalje preko operacijskog pojačala, kako bi napon bio što stabilniji. Tako dobiveni referentni napon od 2,5 V se dovodi na plus stezaljku sljedećeg operacijskog pojačala A4B (prema električnoj shemi spoja A/D pretvornika, slika 22), a ono ga prosljeđuje na V_{ref} ulaz A/D pretvornika. Dodatno su na točki potencijala koja se spaja na V_{ref} postavljena još dva blokadna kondenzatora paralelno koji zajedno imaju kapacitet 10,1 μ F.



Slika 23. Prilagođenje izlaza izvora referentnog napona REF3125AIDBZT

Priključci A/D pretvornika CLK, SCLK i DOUT/DRDY su povezani na mikrokontroler te se izvodi serijska komunikacija s mikrokontrolerom. Napajanje za tiskanu pločicu na kojoj je A/D pretvornik dovodi se s razvojnog sustava na kojem se nalazi mikrokontroler.

6. Akvizicija podataka

Akvizicija podataka s A/D pretvornika provedena je pomoću razvojnog sustava LM3S6965 porodice Stellaris, tvrtke Texas Instruments te programskog paketa MATLAB na osobnom računalu. Ulazno/izlazni pinovi A/D pretvornika ADS1252 prikazani su na slici 20 koja također ilustrira funkcije ADS1252: sigma-delta modulator četvrtog reda te digitalno filtriranje.

Funkcija sigma-delta modulatora je smanjivanje pogreške između ulaznog signala i prethodnog izlaza [18]. Takav modulator četvrtog reda provodi naduzorkovanje signala za faktor 64 [17].

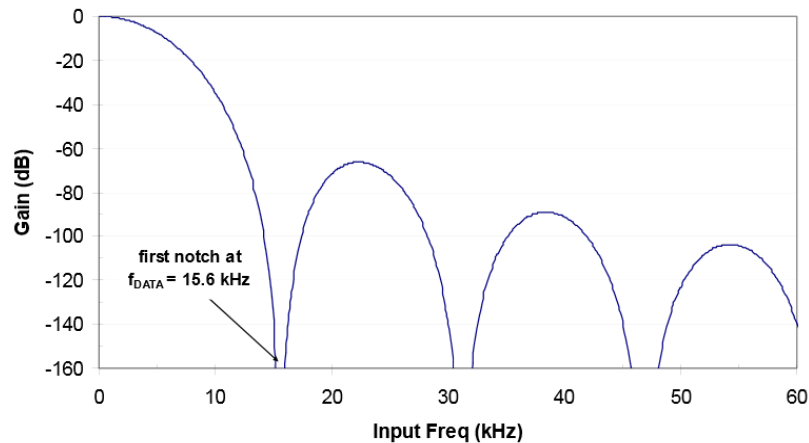
Digitalni filtar u ADS1252 A/D pretvorniku implementiran je kao sinc^5 filtar. Sinc^2 filtar izračunava trenutnu vrijednost signala usrednjavajući prethodne dvije vrijednosti; a filtar sinc^3 prethodne tri vrijednosti. Analogno, sinc^5 filtar izračunava trenutnu vrijednost signala usrednjavajući prethodnih pet vrijednosti. Frekvencijska karakteristika digitalnog filtra ovisna je o odabranoj frekvenciji uzorkovanja signala. Frekvenciju uzorkovanja odabiremo različitim vrijednostima ulaznog takta CLK (slika 24).

CLK (MHz)	DATA OUTPUT RATE (Hz)
16.000 ⁽¹⁾	41 667
15.360 ⁽¹⁾	40 000
15.000 ⁽¹⁾	30 063
14.745600 ⁽¹⁾	38 400
14.318180 ⁽¹⁾	37 287
12.288000 ⁽¹⁾	32 000
12.000000 ⁽¹⁾	31 250
11.059220 ⁽¹⁾	28 800
10.000000 ⁽¹⁾	26 042
9.600000	25 000
7.372800 ⁽¹⁾	19 200
6.144000 ⁽¹⁾	16 000
6.000000 ⁽¹⁾	15 625
4.915200 ⁽¹⁾	12 800
3.686400 ⁽¹⁾	9 600
3.072000 ⁽¹⁾	8 000
2.457600 ⁽¹⁾	6 400
1.843200 ⁽¹⁾	4 800
0.921600	2 400
0.460800	1 200
0.384000	1 000
0.192000	500
0.038400	100
0.023040	60
0.019200	50
0.011520	30
0.009600	25
0.007680	20
0.006400	16.67
0.005760	15
0.004800	12.50
0.003840	10

NOTE: (1) Standard Clock Oscillator.

Slika 24: Ovisnost frekvencije uzorkovanja o ulaznom taktu CLK [17]

U odabiru frekvencije uzorkovanja važna je činjenica da je granična frekvencija filtra (odnosno gušenje od 3 dB) na frekvenciji $0,216 \cdot f_{\text{uzorkovanja}}$ [17]. Odabrana frekvencija uzorkovanja također određuje nule digitalnog filtra koje se nalaze upravo na frekvenciji uzorkovanja i njezinim višim harmonicima. Na slici 25 prikazana je frekvencijska karakteristika digitalnog filtra za frekvenciju ulaznog takta CLK=6 MHz, odnosno $f_{\text{uzorkovanja}}=15,625$ kHz.



Slika 25: Digitalni filter ADS1252 za CLK=6 MHz [19]

Prijenosna funkcija digitalnog filtra dana je formulom 10.

$$H(z) = \left(\frac{1 - z^{-64}}{64 * (1 - z^{-1})} \right)^5 \quad (10)$$

Prednost digitalnog filtra A/D pretvornika je bolje gušenje alias komponenti signala.

Vrijeme smirivanja digitalnog filtra zahtjeva 6 ciklusa pretvorbe [17]. Samo vrijeme ciklusa pretvorbe ovisi o frekvenciji ulaznog takta CLK, odnosno o vremenu uzorkovanja. Jednadžba za izračun vremena smirivanja digitalnog filtra dana je formulom 11.

$$t_{\text{vrijeme smirivanja}} = 6 \cdot 64 \cdot 6 \cdot CLKtime = 2304 \cdot CLKtime \quad (11)$$

Za ovaj rad odabrana je frekvencija uzorkovanja ulaznog signala 200 Hz. Frekvencija takta CLK tada iznosi 76,8 kHz, a granična frekvencija digitalnog filtra 43,2 Hz.

6.1 Stellaris LM3S6965

Priključci razvojnog sustava potrebni za prijenos podataka s ADS1252 A/D pretvornika dani su tablicom 4.

Tablica 4: Korišteni priključci razvojnog sustava Stellaris LM3S6965

Priključak	Funkcija	Komentar
GPIOB	Izlazni takt CLK	f=76,8 kHz
GPIOA	Prekid od A/D pretvornika	Početak prijensa podataka
UART	Prijenos podataka na računalo	
SSI	Sinkroni serijski komunikacijski protokol	
TIMER A0	Kašnjenje	Kod resetiranja A/D pretvornika i prijensa podataka

A/D pretvornik ADS1252 na svom izlazu daje podatke kao seriju bitova što omogućuje korištenje manjeg broja pinova te posljedično manju veličinu uređaja. Implementirano digitalno sučelje na razvojnom sustavu može kontrolirati sljedeće funkcije uređaja ADS1252:

- Isključivanje uređaja
- Uključivanje uređaja
- Sinkronizacija uređaja s razvojnim sustavom
- Potvrđivanje spremnosti prijensa novih podataka

- Prijenos podataka putem sinkrone serijske komunikacije (engl. *synchronous serial interface, SSI*)

Mikrokontroler Stellaris LM3S6965, za sinkronizaciju prijenaosa s ADS1252, koristi pinove DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ i SCLK (slika 22). Navedeni pinovi imaju sljedeće funkcije:

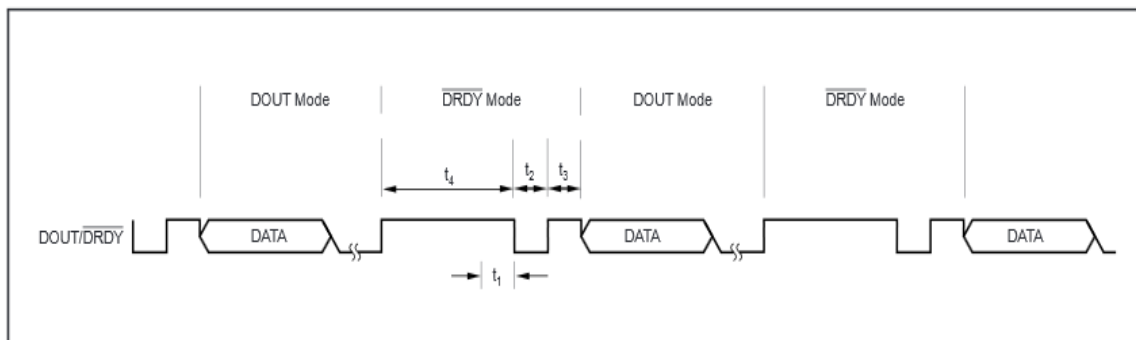
- DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ - izlazni pin: daje informaciju kad su podatci spremni za prijenos te same podatke
- SCLK - ulazni pin: kontrola funkcija uređaja (ovisno o logičkom stanju) te sinkronizacija uređaja s razvojnim sustavom za prijenos podataka putem sinkrone serijske komunikacije

6.2 Prijenos podataka

Za uspješan prijenos podataka potrebno je učiniti sljedeće korake:

1. Inicijalizacija sustava
2. Resetiranje A/D pretvornika
3. Razvojni sustav mora prepoznati da li se izlazni pin DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ nalazi u DOUT (prijenos podataka) ili $\overline{\text{DRDY}}$ (pripremanje podataka za prijenos) načinu rada te obaviti prijenos podataka

Izlaz pina DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ dan je slikom 26.



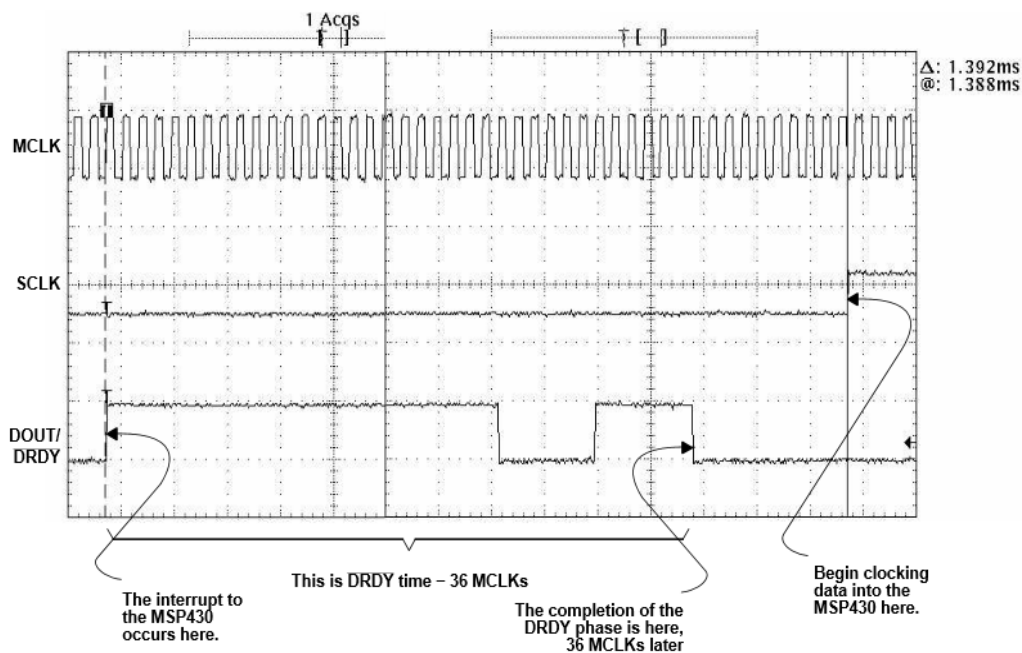
Slika 26: Izlaz pina DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ [17]

Ciklus konverzije (DOUT način rada + $\overline{\text{DRDY}}$ način rad) iznosi $384 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$, odnosno $384 \cdot 13 \mu\text{s} = 5 \text{ ms}$ za frekvenciju otipkavanja 200 Hz.

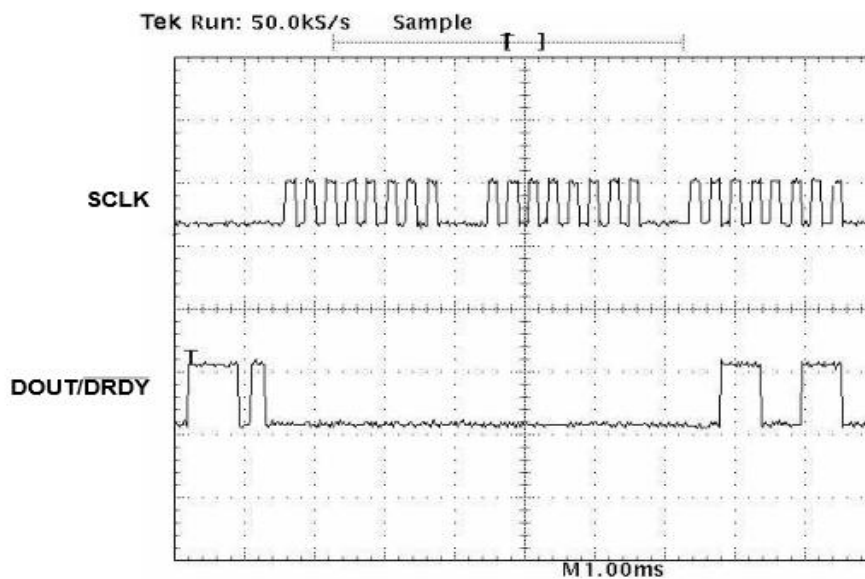
$\overline{\text{DRDY}}$ način rada ukupno traje $36 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$, odnosno 0,465 ms. Prva visoka razina t_4 traje $24 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$, dok t_2 i t_3 traju po $6 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$. Na slici 27 prikazan je vremenski dijagram $\overline{\text{DRDY}}$ načina rada. To znači da ostaje $348 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$ vremena za prijenos podataka putem sinkrone serijske komunikacije s mikrokontrolerom (DOUT način rada), odnosno 4,53125 ms. Nakon prijenosa podataka razina na pinu je niska. Prijenos 24-bitnog podatka u tri čitanja po 8 bita prikazan je slikom 28.

Resetiranje ADS1252 izvodi se dovođenjem visoke razine na pin SCLK u trajanju od 4 do 20 ciklusa konverzije, odnosno $4 \cdot 384 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$ do $20 \cdot 384 \cdot \text{CLK}_{\text{time}}$ (20 - 100 ms). Ukoliko visoka razina pina SCLK traje duže od 20 ciklusa konverzije, uređaj će se isključiti.

Podatci s ADS1252 zapisani su u 24-bitnom binarnom dvojnokomplementarnom modu (slika 29), a kod prijenosa prvo se prenosi najznačajniji bit (engl. *most significant bit*, MSB).



Slika 27: $\overline{\text{DRDY}}$ način rada [18]



Slika 28: Prijenos 24-bita [18]

DIFFERENTIAL VOLTAGE INPUT	DIGITAL OUTPUT (HEX)
+Full-Scale	7FFFFFF _H
Zero	000000 _H
-Full-Scale	800000 _H

Slika 29: Zapis podataka s ADS1252 [17]

Podatci koje šalje mikrokontroler na računalo obrađuju se u programskom paketu MATLAB. To je programski alat koji služi za izradu aplikacija, matematičkih proračuna i simulacija stvarnih sustava. On omogućava i obradu podataka u stvarnom vremenu (engl. *real-time*).

Podatci s razvojnog sustava šalju se na računalo putem UART komunikacije (*Virtual COM port* razvojnog sustava). MATLAB u određenim vremenskim razmacima učitava podatke dobivene na USB portu. Nad primljenim podacima provodi se konverzija zapisa iz binarnog dvojnog komplementa u decimalni zapis ovisno o rasponu pune skale. U ovom slučaju raspon skale kreće se od - 2,5 V do + 2,5 V, pa su i sami primljeni podatci unutar tog raspona.

6.3. Pseudokod programa

U nastavku je dan pseudokod za razvojni sustav LM3S6965 kojim se ostvaruje prijenos podataka s A/D pretvornika na razvojni sustav i na računalo.

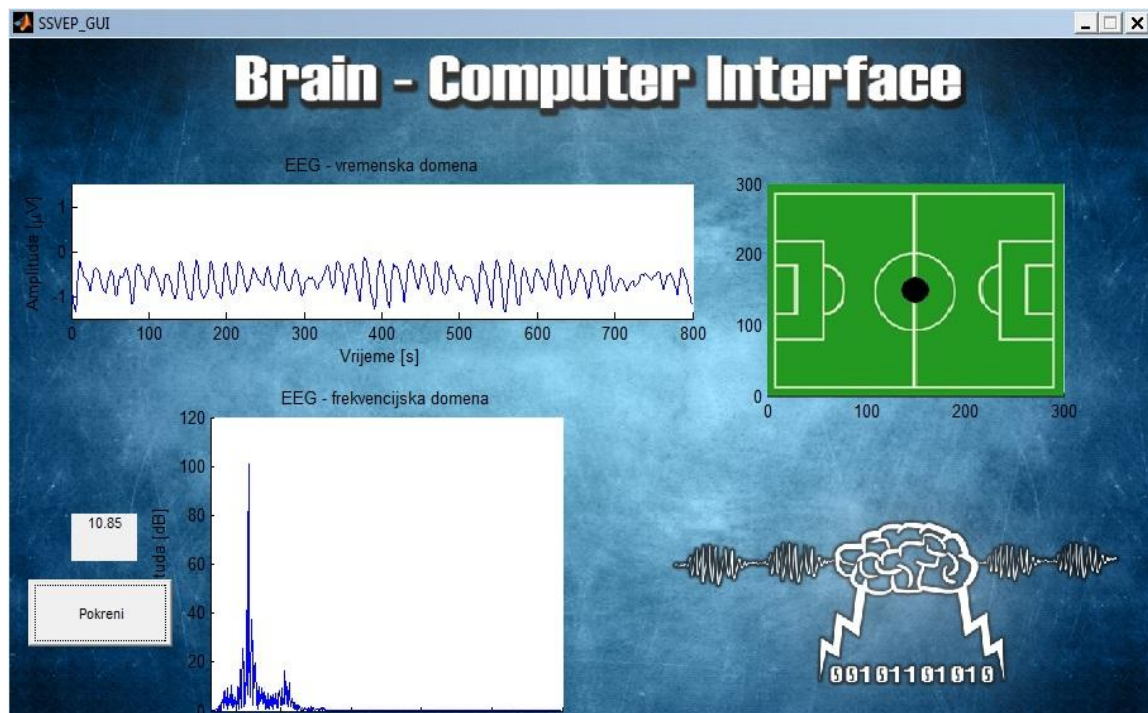
PSEUDOKOD:

1. Postavljanje takta na CLK:
 - a. Inicijaliziraj Timer A0
 - b. Na izlazni pin razvojnog sustava (GPIOB port) šalji takt frekvencije 76,8 kHz
2. Resetiranje A/D pretvornika:
 - a. Na izlazni pin GPIOA_PA2 (SCLK) postavi visoku razinu (logička jedinica)
 - b. Zadrži visoku razinu u vremenu od 5 ciklusa konverzije (*delay* 25 ms)
3. Inicijaliziraj UART komunikaciju s računalom
 - a. Pinovi GPIOA_A0 (UART0Rx) i GPIOA_A1 (UART0Tx)
4. Inicijaliziraj sinkronu serijsku komunikaciju s A/D pretvornikom
 - a. Pinovi:
 - i. SSI0CLK - GPIOA_PA2 (SCLK pin ADS1252)
 - ii. SSI0Fss - GPIOA_PA3
 - iii. SSI0Rx - GPIOA_PA4 (DOUT/ $\overline{\text{DRDY}}$ pin ADS1252)
 - iv. SSITx - GPIOA_PA5
 - b. Omogući vanjski prekid na rastući brid od A/D pretvornika na pinu SSI0Rx
5. While(1) { čekanje vanjskog prekida; na prekid uđi u ISR}
6. ISR:
 - a. Čekanje da prođe $\overline{\text{DRDY}}$ način rada (0,465 ms)
 - b. Učitaj podatke preko SSI (24 bita podatka)
 - c. Šalji podatak na računalo putem UART0
 - d. Return

7. Izvedba sučelja mozga i računala

7.1 Početno testiranje sustava

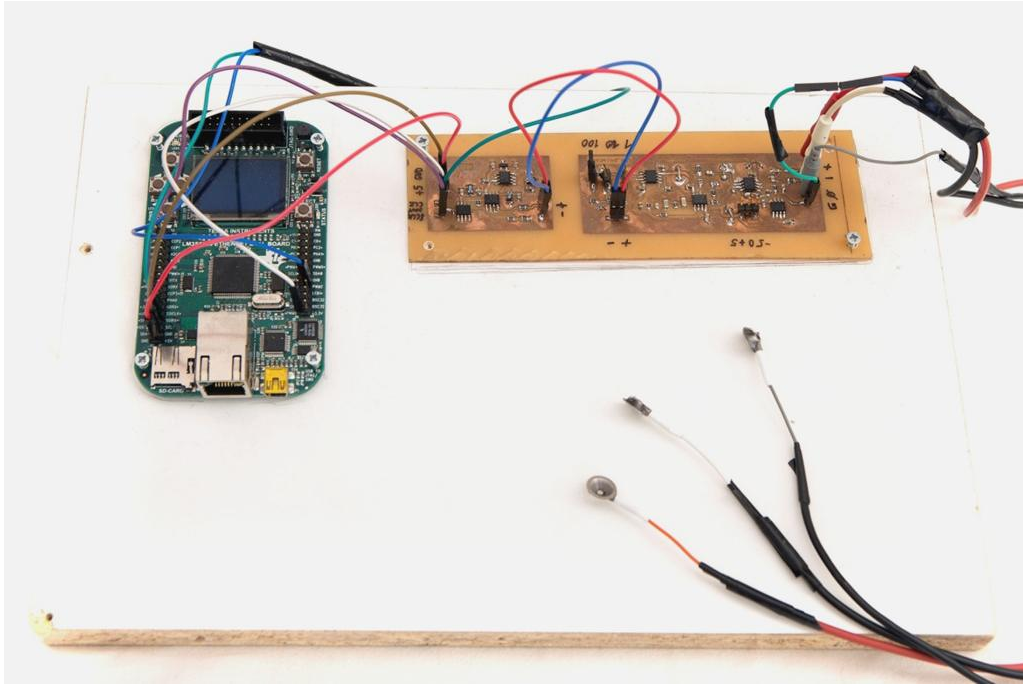
Prilikom testiranja sučelja mozga i računala nužno je provjeriti ispravnost snimljenih signala u vremenskoj i u frekvencijskoj domeni. U svrhu testiranja ostvareno je grafičko sučelje s prikazom snimljenih EEG signala u stvarnom vremenu. Signal je prikazan u vremenskoj te u frekvencijskoj domeni (slika 30).



Slika 30: Grafičko sučelje BCI sustava

Kako bi se provjerila ispravnost prikazanih signala, ispitanika se zatražilo da zatvori oči i opusti se. U tom trenutku na vremenskom prikazu signala jasno je istaknut karakterističan oblik alfa ritma moždane aktivnosti, a u frekvencijskoj domeni je izražen vrh na frekvenciji alfa ritmova (8 – 13 Hz).

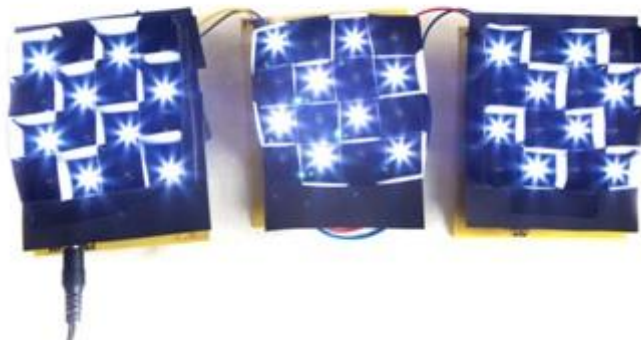
Ostvareno grafičko sučelje može poslužiti kao biološka povratna veza (engl. *biofeedback*) prilikom testiranja, odnosno kao informacija (npr. vizualna ili zvučna) korisniku o uspješnosti njegove koncentracije na određeni podražaj. Slika 31 prikazuje razvijeni sustav sučelja mozga i računala.



Slika 31: Sustav sučelja mozga i računala (razvojni sustav Stellaris LMS3S6965, pločica s A/D pretvornikom i pojačalom za EEG signale te korištene Ag/Cl elektrode)

7.2 Podražaj

Za što bolju detekciju SSVEP-a potrebno je osigurati intenzivne vizualne podražaje velikog kontrasta. Uz to treba imati stabilnu frekvenciju treptanja podražaja kako bi se izbjegla podrhtavanja detektirane frekvencije SSVEP-a (engl. *jitter*). U tu svrhu su razvijene i izrađene tiskane pločice sa svjetlećim (engl. *light emitting diode*, LED) diodama (slika 32).



Slika 32: Šahovnice sa svjetlećim diodama

Svjetleće diode nalaze se na crnoj podlozi i pri tom trepte naizmjenično parna i neparna polja poput šahovnice koja mijenja fazu (izmjena crnih i bijelih polja). Svjetleće diode dodatno su ograđene crnim pregradama kako bi se izbjegla miješanja svjetlosti između susjednih polja.

Tvornički predviđena struja kroz svaku svjetleću diodu iznosi 20 mA. Radi smanjenja intenziteta koriste se odgovarajući otpornici od 1 k Ω pomoću kojih je struja kroz diode smanjena na 2,3 mA, uz pad napona od 2,7 V. Intenzitet svjetlosti svjetleće diode je prilagođen tako da ispitaniku bude ugodan osjećaj gledanja u mračnoj prostoriji ili pri danjem svjetlu.

7.3 Obrada signala

EEG signal koji se obrađuje snimljen je s okcipitalne regije mozga bipolarnim načinom snimanja. Osim filtriranja u pojačalu i prilikom A/D pretvorbe, kako je opisano u prethodnim poglavljima, signal je dodatno obrađen i analiziran u programskom paketu MATLAB.

Obradu EEG signala možemo razlučiti na tri stupnja: predobradu, analizu u stvarnom vremenu te klasifikaciju.

7.3.1 Predobrada signala

Tijekom snimanja u stvarnom vremenu, novi podatci konstantno pristižu u računalo. Stoga je potrebno odvojiti dio signala koji želimo obraditi i poslati na daljnju analizu. Vremenski blok od posljednje 4 s snimljenog signala uzet je u daljnju obradu. Korak obrade je 0,5 s te je time određeno preklapanje signala. Izdvojeni signal trajanja 4 s dodatno je filtriran digitalnim pojasnopropusnim Butterworth filtrom 4. reda graničnih frekvencija $f_{donja}=4 \text{ Hz}$ i $f_{gornja}=30 \text{ Hz}$ te mu je uklonjena istosmjerna komponenta.

7.3.2 Analiza u stvarnom vremenu

Zbog svoje robusnosti u frekvencijskoj domeni, za detekciju SSVEP-a koriste se razne metode vremenskih ili frekvencijskih analiza. U tablici 5 dan je popis tri ispitane metode te njihovo vrijeme izvođenja pri analizi EEG signala trajanja 10 s.

Tablica 5: Metode analize EEG signala

Metoda:	Vrijeme izvođenja [s]:
Fourierova transformacija	0,000737013
Short-Time Fourier Transform (STFT) na vremenskom prozoru od 2 s	0,665952600
Kontinuirana valićna transformacija (engl. <i>continuous wavelet transform</i> , CWT)	0,332139000

Kako sučelje mozga i računala zahtjeva rad u stvarnom vremenu, potrebno je što više minimizirati vrijeme izvođenja programskog koda. Zbog vrlo kratkog vremena izvođenja kao metoda analize uzeta je Fourierova transformacija.

Prije Fourierove transformacije, nad prethodno filtriranim blokom signala provodi se autokorelacija. Autokorelacija nad signalom $f(t)$ dana je formulom 12.

$$R_{ff}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T f(t)f(t - \tau)dt \quad (12)$$

Autokorelacija periodičkog signala je periodička funkcija jednake frekvencije kao sam signal, dok autokorelacija aperiodičkog signala teži k nuli za velike pomake [20]. Time se postiglo smanjenje utjecaja spontane moždane aktivnosti na spektar EEG signala, a povećao se utjecaj periodične prirode evociranog potencijala stabilnog stanja.

Signal nad kojim je provedena autokorelacija prosljeđen je Fourierovoj transformaciji, kojom je izračunat amplitudni spektar. Izraz za Fourierovu transformaciju dan je formulom 13, a konačan izraz amplitudnog spektra formulom 14, u kojima $F(\omega)$ predstavlja Fourierovu transformaciju signala $f(t)$, a R_{ff} autokorelaciju.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (13)$$

$$|F(\omega)| = \left| \int_{-\infty}^{\infty} R_{ff}(\tau) \cdot e^{-j\omega t} dt \right| \quad (14)$$

U programskom paketu MATLAB autokorelacija i Fourierova transformacija realizirane su funkcijama $xcorr()$ i $fft()$, respektivno.

Funkcija $fft()$ izračunava brzu diskretnu Fourierovu transformaciju signala (engl. *fast fourier transform*, FFT) u N zadanih točaka. Kako bi se osigurala rezolucija frekvencije $\Delta f = 0,25$ Hz, zadano je $N=800$, po formuli 15, pri čemu je $f_s=200$ Hz.

$$\Delta f = \frac{f_s}{N} \quad (15)$$

7.3.3 Klasifikacija

Nakon frekvencijske analize signala, iz amplitudnog spektra potrebno je prepoznati, odnosno klasificirati, frekvenciju SSVEP-a. Osim izraženog vrha na osnovnoj frekvenciji (frekvenciji treptanja šahovnice) kod ispitivanja šahovnicama sa svjetlećim diodama javljaju se izraženi vrhovi harmonika iste te frekvencije.

U ovom radu korištene su tri šahovnice sa svjetlećim diodama za generiranje tri podražaja različitih frekvencija. Da bi se prepoznalo na koju od šahovnica ispitanik ima usmjeren pogled, promatrane su amplitude na osnovnim frekvencijama treptanja podražaja te njihovim harmonicima. Klasifikator F izračunat je po

formuli 16, gdje f_1, f_2 i f_3 predstavljaju osnovne frekvencije kojima trepte šahovnice, a $X(f)$ amplitudu frekvencijskog spektra na frekvenciji f .

$$F(f_1, f_2, f_3) = \max_{f=f_1, f_2, f_3} \{X(f) + X(f \cdot 2) + X(f \cdot 3)\} \quad (16)$$

Za klasifikator F postavlja se prag čiji je iznos zadan formulom 17.

$$Prag = 3 \cdot mean(X(f_{donja}: f_{gornja})) \quad (17)$$

gdje funkcija *mean* označava aritmetičku srednju vrijednost vrijednosti amplitudnog spektra od frekvencije f_{donja} do frekvencije f_{gornja} .

Kada je F veći od zadanog praga, SSVEP se klasificira u jednu od kategorija (1, 2 ili 3), ovisno je li maksimalna amplituda spektra bila na frekvenciji f_1 , f_2 ili f_3 .

8. Eksperiment

Za potrebe ovog rada ispitana su dvojica ispitanika, prosječne dobi 23,5 godina, u rasponu od 23 - 24 godine. Oba ispitanika nemaju narušeno senzorno ili motoričko zdravlje, kao ni kognitivne sposobnosti. U trenutku ispitivanja osjećali su se odmorno i opušteno. Kod ispitanika nije zabilježena upotreba lijekova ni opijata unutar zadnja 24 h.

Eksperiment se odvijao u prostoriji Laboratorija za posebne namjene na Zavodu za elektroničke sustave i obradu informacija. Prostorija je bila zamračena, a ispitanici su bili smješteni u naslonjač 60 cm udaljen od šahovnice sa svjetlećim diodama. Šahovnice su smještene na radnu površinu međusobno udaljene 10 cm uz koje je bilo računalo na kojem se odvijala obrada signala. Osnovne frekvencije treptanja svjetlećih dioda bile su, redom, 6 Hz, 7 Hz i 8 Hz. Slika 33 prikazuje ispitanika prilikom eksperimenta.



Slika 33: Eksperiment – ispitanik s postavljenim elektrodama gleda u treptave šahovnice

Tijek eksperimenta naveden je u sljedećim koracima:

- Na ispitanika su postavljene elektrode na odgovarajuća mjesta (O2, PO2 i Fpz)
- Ispitanik je zamoljen da se prvu minutu snimanja opusti, i to prvih 30 s otvorenih očiju pogleda usmjerenog u ekran računala, a preostalih 30 s zatvorenih očiju
- Ispitanik je zatim naizmjenično usmjeravao pogled prema LED šahovnicama, u svaku šahovnicu po 10 s, s pauzom od 5 s između svake šahovnice. Intervali su označavani zvučnim signalima.
- Na ekranu računala bilježena je uspješnost detekcije SSVEP-a te je zvučnim i vizualnim signalom dana biološka povratna veza ispitaniku kako bi znao je li njegova koncentracija na podražaj bila uspješna.

Ispitanik je gledao u svaku od šahovnica 10 puta, što čini ukupno prosječno trajanje snimanja 8,5 minuta. Priprema ispitanika (informativni razgovor o eksperimentu i postavljanje elektroda) trajala je prosječno 15 minuta, pa je prosječno trajanje cijelog eksperimenta iznosilo oko 25 minuta.

9. Rezultati

Za evaluaciju razvijenog sustava sučelja između mozga i računala korišteni su sljedeći parametri:

1. Istinito pozitivan (IP): sustav je ispravno detektirao SSVEP
2. Lažno pozitivan (LP): sustav je neispravno detektirao SSVEP

U tablici 6 dani su rezultati pojedinog parametra za svakog ispitanika.

Tablica 6: Rezultati eksperimenta za dvojicu ispitanika

	Ispitanik 1		Ispitanik 2	
Šahovnica 1 (6 Hz)	IP	8/10	IP	4/10
	LP	4	LP	1
Šahovnica 2 (7 Hz)	IP	9/10	IP	5/10
	LP	2	LP	3
Šahovnica 3 (8 Hz)	IP	4/10	IP	9/10
	LP	0	LP	6

Da bi sustav dao dobre rezultate, broj istinito pozitivnih detekcija mora biti što veći, a broj lažno pozitivnih detekcija što manji. Lažne pozitivne detekcije mogu prouzročiti neželjene događaje u sustavu. Sustav je pokazao dobra svojstva detekcije za ispitanike s ukupnom točnošću istinito pozitivnih detekcija od 65 %. Kod ispitanika 1 primijećena je manja osjetljivost na frekvenciju podražaja 8 Hz, a kod ispitanika 2 na frekvencije 6 i 7 Hz. S druge strane, frekvencije SSVEP-a s najboljom mogućnosti detekcije dale su i najviše lažno istinitih detekcija, što može upućivati na bliskost tih frekvencija s frekvencijom normalnog rada moždane aktivnosti ispitanika.

10. Primjena

Ostvareni BCI sustav moguće je s lakoćom prilagoditi i implementirati u razne sustave za pomoć osobama s invaliditetom, vježbe koncentracije ili zabavu. U ovom slučaju napravljena je igra u kojoj je na nogometnom igralištu potrebno loptu (crnu točku) postaviti u gol. Ovisno u koju šahovnicu je osoba usmjerila pogled lopta će se gibati lijevo, desno ili gore (ako lopta ide gore otići će izvan igrališta). Navedena igra je dio grafičkog sučelja prikazanog na slici 30.

U nastavku je predloženo nekoliko računalnih igara u kojima je cilj zadržati pažnju na jednu ili više opisanih šahovnica sa svjetlećim diodama.

1. Povlačenje konopa u troje:

Igra za tri igrača ili manje. Svaki od igrača koncentrira se na jednu šahovsku ploču sa svjetlećim diodama kako bi izazvao SSVEP. Cilj igre je pobijediti ostale igrače u povlačenju konopa. Potezanje će biti jače ako se detektira veći broj SSVEP-ova.

2. Monocikl - održavanje balansa:

Igra za jednog igrača. Na ekranu se nalazi monocikl koji polagano gubi ravnotežu padajući lijevo ili desno. Igrač mora što duže održavati monocikl u ravnoteži pogledom na lijevo i desno postavljene šahovske ploče sa svjetlećim diodama.

3. Upravljanje virtualnim autićem

Kroz virtualni prostor upravlja se autićem uz pomoć tri šahovnice sa svjetlećim diodama naredbama naprijed, lijevo ili desno.

4. Kviz

Igra za jednog igrača. Na postavljena pitanja iz raznih kategorija igrač odgovara uz pomoć SSVEP-a (odgovori A, B ili C).

Osim navedenih sustava namijenjenih zabavi, sustav je moguće ugraditi u pametne kuće kao pomoć ljudima s invaliditetom ili namijeniti za upravljanje robotskim uređajima.

11. Zaključak

Izvedeni rad predstavlja sučelje mozga i računala temeljeno na pojačalu za pojačanje EEG signala, mikrokontroleru Stellaris te osobnom računalu. Posebna pažnja je posvećena projektiranju pojačala mjernih signala zbog njihove niske amplitude. Cijeli sustav radi tako da osoba promatra svjetlosne podražaje u obliku šahovskih ploča koje trepte različitim frekvencijama. Preko mjernog kanala EEG signali stižu u digitalnom obliku na računalo gdje se obrađuju i analiziraju. Ovisno na koji od podražaja se osoba koncentrirala, u amplitudnom spektru signala se detektira porast amplitude na frekvenciji treptanja šahovnice. Nakon provjere ispravnosti mjernog sustava, izvedena su testiranja na dva ispitanika. Kod oba ispitanika uspješno je detektiran SSVEP. Za pojedinog ispitanika primijećena je manja uspješnost detekcije SSVEP-a pri određenim frekvencijama. Daljnjim ispitivanjima moguće je utvrditi optimalne frekvencije podražaja za svakog ispitanika. Tijekom testiranja ispitanici su se uvjerali u funkcionalnost osmišljene igre u grafičkom sučelju na osobnom računalu. Sučelje izvedeno u ovom radu omogućava komunikaciju mozga s računalom neinvazivnom metodom mjerenja signala te malim i lako prijenosnim sustavom. Ovakav sustav otvara vrata za brojna daljnja istraživanja.

Zahvale

Zahvaljujemo prof. dr. sc. Mariu Cifreku na savjetima i ukazanom povjerenju. Veliko hvala Ani Branki Jerbić na pruženoj pomoći prilikom izrade ovog rada.

Posebne zahvale Toniju Martinoviću i Ivanu Babiću koji su svojim savjetima, podrškom i dobrim duhom pomogli da se u najtežim trenutcima izrade ovog rada ipak nasmijemo i krenemo dalje.

Hvala našim roditeljima bez čije podrške ne bismo mogli završiti ovaj rad.

Popis literature

- [1] Sanei S., Chambers J.A. „EEG Signal Processing“, John Wiley & Sons Ltd., Sveučilište Cardiff, 2007.
- [2] Slika 1. http://www.degruyter.com/view/j/revneuro.2013.24.issue-5/revneuro-2013-0032/graphic/revneuro-2013-0032_fig1.jpg, travanj 2015.
- [3] Friganović K. „Primjena valične dekompozicije za izlučivanje karakteristika evociranog signala“, Završni rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2013.
- [4] Šantić A. „Biomedicinska elektronika“, Školska knjiga, Zagreb, 1995.
- [5] Slika 3. <https://artshangkala.files.wordpress.com/2010/09/brainwave1.gif>, travanj 2015
- [6] Witt T. „A Modular, Wireless EEG Platform Design“, Diplomski rad, Sveučilište Cincinnati, 2014.
- [7] Šefer A.B. „Obrada elektroencefalografskog signala u svrhu ostvarivanja sučelja mozak-računalo“, Kvalifikacijski doktorski ispit, Sveučilište u Zagrebu, 2011.
- [8] Y., Wongsawat Y., „Minimal-Assisted SSVEP-based Brain-Computer Interface Device“, Signal & Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA ASC), 2012., str. 1-4.
- [9] Whitchurch A. K., Abraham J. K., Lonkar M.A., Varadan V. K., „Design of a compact amplifier and signal conditioning module for wireless EEG monitoring“, IEEE Region 5 Tehnical Conference, 2007., str. 153-156.
- [10] Krois I., „Mjerni sustav za intraoperacijski nadzor neurofizioloških funkcija. Doktorski rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2001.
- [11] Zhang L., Guo X., Wu X, Zhou B. „Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain computer interface system“, IEEE BMEI 6th International Conference, 2013., str. 245-250.

- [12] Leow R. S., Ibrahim F., Moghavvemi M., „Development of a Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP)-based Brain Computer Interface (BCI) System“, ICIAS 2007., str. 321-324.
- [13] Tan Y. Q., Ibrahim F., Moghavvemi, „Two Electrodes Low Voltage Input EEG Amplifier for Brain-Computer-Interface“, ICIAS 2007, str. 315-320.
- [14] Blurr-Brown, „Precision, Low Power Instrumentation Amplifier INA118“ , <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>, travanj 2015.
- [15] Herak K. „Prijenosni elektromiograf“,Diplomski rad, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2006.
- [16] Blurr-Brown, „High Precision Operational Amplifiers, OPA2277“, <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa2277.pdf>, travanj 2015.
- [17] Blurr-Brown, „24-Bit, 40kHz Analog-To-Digital Converter, ADS1252“, <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1252.pdf>, travanj 2015.
- [18] Texas Instruments, "Interfacing the ADS1251/52 to the MSP430F499: Application Report", svibanj 1999.
- [19] Texas Instruments, „A Spreadsheet for Calculating the Frequency Response of the ADS1250-54: Application Report“, rujan 2003.
- [20] Lončarić, S., „Slučajni procesi u sustavima – predavanja“, Fakultet elektrotehnike i računarstva, Zagreb, 2008.

Sažetak

Marko Medved, Krešimir Friganović: *Sučelje mozga i računala temeljeno na evociranim potencijalima stabilnog stanja*

Prikupljanje i obrada signala mozga u stvarnom vremenu omogućava realizaciju sučelja između mozga i računala. Značaj takvih sustava je neupitan u specifičnim primjenama, posebno kod pomoći osobama s invaliditetom ili osobama s poremećajem koncentracije. Ovaj rad predstavlja realizaciju sučelja mozga i računala. Istražena je električna aktivnost mozga te načini njenog snimanja od kojih je izabran elektroencefalogram (EEG) kao neinvazivan način snimanja. Analizirane su metode izvedbe mjernog uređaja, a posebna pažnja je posvećena projektiranju EEG pojačala te načinima uklanjanja vanjskih smetnji koje utječu na mjereni signal. Prema analizama realiziran je jedan mjerni kanal koji se sastoji od analognog EEG pojačala, analogno digitalnog pretvornika, mikrokontrolera te osobnog računala. U programskom paketu MATLAB je, na osobnom računalu, izvedeno grafičko sučelje koje omogućava prikaz snimljenog signala i frekvencijsku analizu u stvarnom vremenu. Implementirani su vizualni stimulatori u obliku šahovskih ploča od bijelih svjetlećih dioda, koje trepte različitim frekvencijama. Sučelje mozga i računala izvedeno je tako da osoba promatra treptanje šahovske ploče određene frekvencije. Za to vrijeme se u signalu, na temelju frekvencijske analize, detektira frekvencija treptanja šahovske ploče u vidu evociranog potencijala stabilnog stanja (SSVEP). Ovisno u koju šahovsku ploču osoba koncentrirano gleda, na grafičkom sučelju pomiče se lopta po nogometnom igralištu u odgovarajućem smjeru. Završni rezultati testiranja sustava pokazuju dobru detekciju evociranih potencijala za odabrane frekvencije podražaja kod pojedinih ispitanika.

Ključne riječi: evocirani potencijali stabilnog stanja, sučelje mozga i računala, elektroencefalografija (EEG), EEG pojačalo

Summary

Marko Medved, Krešimir Friganović: *Brain-computer interface based on steady - state visual evoked potentials*

Acquisition and processing of brain signals in real time allows realization of interface between brain and computer. The importance of such systems is unquestionable in specific applications, particularly in support of people with disabilities or people with attention deficit disorder. This paper presents the realization of a brain-computer interface (BCI). Electrical activity of the brain and its recording methods are investigated. From those methods the electroencephalogram (EEG) was selected, as a non-invasive way of recording. Methods for constructing the measuring device were analyzed with special attention to the design of the EEG amplifier and ways of removing external disturbances that affect the measured signal. According to the analysis, one measuring channel was realized. It consists of an analog EEG amplifier, an analog to digital converter, a microcontroller, and a personal computer. Graphical interface was implemented in the MATLAB software package and it allows viewing the recorded signal and the frequency analysis in real time. Stimulators for the visual system of the brain are implemented as chessboards of white LEDs, which flash at different frequencies. BCI is arranged so that a person watches chessboard flickering at specific frequencies. At the same time the signal of the brain is analyzed in the frequency domain. From derived signal spectrum, the oscillating chessboard frequency is evaluated (steady-state visual evoked potentials, SSVEP). Depending on which chessboard a person is concentrated, the ball on the football field moves on the graphical interface in the appropriate direction. Final results of the system test showed good detection of evoked potentials for selected frequencies.

Key words: steady-state visual evoked potentials (SSVEP), brain-computer interface (BCI), electroencephalography (EEG), EEG amplifier