

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKO

Luka Loboda

**Razvoj vmesnika možgani računalnik
na osnovi premikanja oči**

DIPLOMSKO DELO

VISOKOŠOLSKI STROKOVNI ŠTUDIJSKI PROGRAM
PRVE STOPNJE
RAČUNALNIŠTVO IN INFORMATIKA

MENTOR: prof. dr. Franc Jager

Ljubljana, 2017

COPYRIGHT. Rezultati diplomske naloge so intelektualna lastnina avtorja in Fakultete za računalništvo in informatiko Univerze v Ljubljani. Za objavo in koriščenje rezultatov diplomske naloge je potrebno pisno privoljenje avtorja, Fakultete za računalništvo in informatiko ter mentorja.

Besedilo je oblikovano z urejevalnikom besedil L^AT_EX.

Fakulteta za računalništvo in informatiko izdaja naslednjo nalogo:

Tematika naloge:

V sklopu diplomske naloge razvijte vmesnik možgani računalnik, ki omogoča premikanje kazalca na zaslonu v realnem času in temelji na premikanju oči uporabnika. Za zajemaje signalov elektroencefalograma uporabite naglavni sistem Emotiv EPOC. V sklopu naloge razvijete tudi aplikacijo, ki omogoča zajemanje osnovnih signalov elektroencefalograma in vizualizacijo signalov ter njihovih spektrov v realnem času. Preverite tehnike zavednega vplivanja na karakteristike signalov in njihovih spektrov kot so: odprte in zaprte oči, svetlobna stimulacija, zamišljanje motoričnih aktivnosti ter premikanje oči. Definirajte protokol premikanja kazalca na zaslonu v horizontalni smeri. Testirajte zmogljivost razvitega vmesnika v smislu uspešnosti štirih uporabnikov za nalogo premikanja kazalca v izbrani smeri in v danem času.

Zahvaljujem se svojemu mentorju prof. dr. Francu Jagru za pomoč, vodenje in nasvete pri izdelavi diplomske naloge. Rad bi se zahvalil tudi svojim staršem, ki so me podpirali tekom mojega celotnega šolanja. Zahvaljujem se tudi vsem, ki so sodelovali pri testiranju končnega izdelka.

Kazalo

Povzetek

Abstract

1	Uvod	1
1.1	Namen naloge	1
2	Metode	3
2.1	Človekov živčni sistem	3
2.1.1	Nevron	3
2.1.2	Možganska skorja	4
2.2	Elektroencefalografija	5
2.2.1	Vpliv možganske aktivnosti	6
2.2.2	Možganski ritmi	6
2.3	Vmesnik med možgani in računalnikom	8
2.3.1	Sestavni deli	9
2.3.2	Aplikacije	9
2.4	Frekvenčna analiza signalov	11
2.4.1	Hitra Fourierjeva transformacija	12
2.4.2	Amplitudni in močnostni spekter	12
2.5	Naprava za zajem elektroencefalogramov	13
2.5.1	Emotiv programska oprema	14
2.6	Razvoj vmesnika možgani računalnik	18
2.6.1	Uporabljena programska orodja	18

2.6.2	Zajemanje in obdelava meritev	20
2.6.3	Prikaz meritev	21
2.6.4	Snemanje meritev	23
2.6.5	Tehnike zavestnega spreminjanja lastnosti EEG signalov	24
2.6.6	Protokol premikanja kazalca	32
3	Rezultati	37
3.1	Analiza signalov	37
3.2	Snemanje in predvajanje	39
3.3	Vmesnik možgani računalnik	40
3.3.1	Ocena delovanja	41
3.3.2	Primeri uporabe	44
4	Diskusija in nadaljnje delo	47
4.1	Splošno o rezultatih	47
4.2	Nadaljnje delo	48
	Literatura	51

Seznam uporabljenih kratic

kratica	angleško	slovensko
BCI	brain-computer interface	vmesnik možgani računalnik
EEG	electroencephalogram	elektroencefalogram
SDK	software development kit	paket razvojnih programskih orodij
DTFT	discrete-time Fourier transform	diskretna časovna Fouriereva transformacija
DFT	discrete Fourier transform	diskretna Fouriereva transformacija
FFT	fast Fourier transform	hitra Fouriereva transformacija

Povzetek

Naslov: Razvoj vmesnika možgani računalnik na osnovi premikanja oči

Avtor: Luka Loboda

Diplomska naloga predstavlja proces razvoja vmesnika med možgani in računalnikom (angl. brain-computer interface - BCI), ki temelji na osnovi premikanja oči. BCI sistemi zajemajo in analizirajo možgansko aktivnost ter jo pretvorijo v ustrezne ukaze. Cilj diplomske naloge je bil razviti vmesnik, ki omogoča premikanje kazalca na zaslonu. Za merjenje možganske aktivnosti smo uporabili naglavni sistem Emotiv EPOC, ki je predstavnik cenovno zelo ugodnih sistemov, ki omogočajo zajemanje elektroencefalograma (EEG). V sklopu naloge smo izdelali tudi aplikacijo za zajemanje in vizualizacijo EEG signalov ter spektrov signalov v realnem času. Aplikacijo smo uporabili za oceno različnih tehnik zavednega vplivanja na EEG signale, od katerih se je za najbolj ustrezno izkazala tehnika s premikanjem oči levo in desno. Na osnovi te tehnike smo oblikovali protokol, ki s pomočjo začetne kalibracije uporabniku omogoča premikanje kazalca na zaslonu v horizontalni smeri. Delovanje vmesnika smo preizkusili s pomočjo testiranja, v katerem so testni subjekti izvajali premike kazalca, kakor je to zahteval testni program. Testnim subjektom je v 85,5% poizkusov uspelo izvesti zahtevan premik kazalca v roku dveh sekund.

Ključne besede: Vmesnik možgani-računalnik, Premikanje oči, Elektroencefalogram, Zajemanje in analiza v realnem času, Zavestno vplivanje na aktivnost možganov.

Abstract

Title: Development of an eyes-moving based brain-computer interface

Author: Luka Loboda

This diploma thesis represents a process of development of a Brain–Computer Interface (BCI) based on eyes movement. The BCI systems acquire and analyse the brain activity and convert it to suitable commands. The goal of this diploma thesis was to develop an interface that enables a user to move the cursor on the screen. For measuring the brain activities, we used the Emotiv EPOC headset, which is a representative of very affordable systems that enable acquisition of the electroencephalogram (EEG). In the scope of this thesis, we also developed an application for acquiring and visualizing the EEG signals and their spectra in real time. We used the application to assess a various of techniques of conscious influence on the EEG signals, of which the most suitable appeared to be the technique of moving the eyes to the left and right. On the basis of this technique, we defined a protocol, which using initial calibration, allows a user moving of the cursor on the screen in the horizontal direction. We tested the functionality of the interface using a test by which the test subjects performed movements of the cursor, as required by the testing program. In 85.5% of the attempts, the test subjects managed to perform the requested cursor movement within two seconds.

Keywords: Brain–computer interface, Eyes–movement, Electroencephalogram, Realtime acquiring and analysing, Conscious influence on brain activity.

Poglavje 1

Uvod

Ljudje z hudimi oblikami gibalne oviranosti, kot je paraliza, potrebujejo drugačne načine za komunikacijo, ki ne potrebujejo nadzora nad mišicami za upravljanje. Za možno rešitev se je izkazala uporaba možganskih signalov zajetih s površine glave ali pa s površine možganov za nadzor računalniških sistemov. S tem se je začel razvoj na področju vmesnikov med možgani in računalnikom (angl. brain-computer interface - BCI). Ti sistemi zaznavajo določene značilnosti možganske aktivnosti in jih pretvarjajo v ustrezne akcije v realnem času [1]. BCI sisteme lahko uporabljamo pri rehabilitaciji gibalno oviranih ali paraliziranih ljudi, tako jim omogočamo komunikacijo ali pa nadzor nad zunanjim svetom. Poleg tega lahko zajeto možgansko aktivnost uporabimo za proženje električnih stimulacij mišic ali živcev. S tem bi lahko obšli poti električnih stimulacij, ki so poškodovane zaradi bolezni ali poškodb, in uporabniku omogočili uporabo zdravih delov telesa. Poleg biomedicinskih aplikacij bi bili zanesljivi in učinkoviti BCI sistemi uporabni tudi na mnogih drugih področjih [2].

1.1 Namen naloge

Namen diplomskega dela je izdelati vmesnik med možgani in računalnikom, ki bo omogočal premikanje kazalca na zaslonu na osnovi premikanja oči. Raz-

viti vmesnik naj bi omogočal premikanje kazalca v eni dimenziji. Vmesnik bo temeljil na spremembah v elektroencefalogramu (EEG), ki ga bomo zajemali s pomočjo naglavnega sistema Emotiv EPOC. Spremembe v EEG signalih je mogoče zavestno povzročiti na več načinov, zato jih bomo preizkusili več. Za izbiro ustrezne tehnike vplivanja na EEG signale, bo potrebno najprej razviti aplikacijo, ki bo omogočala analizo in vizualizacijo zajetih signalov v realnem času. Analiza v realnem času naj bi omogočala spremljanje osnovnih signalov in analizo njihovih amplitudnih in močnostnih spektrov. Poleg iskanja ustrezne tehnike spreminjanja EEG signalov, bomo definirali protokol, ki bo določal interakcijo uporabnika z uporabniškim vmesnikom, na osnovi premikanja oči. Izdelan vmesnik bomo nato preizkusili in ovrednotili ter preučili možne praktične uporabe.

Poglavje 2

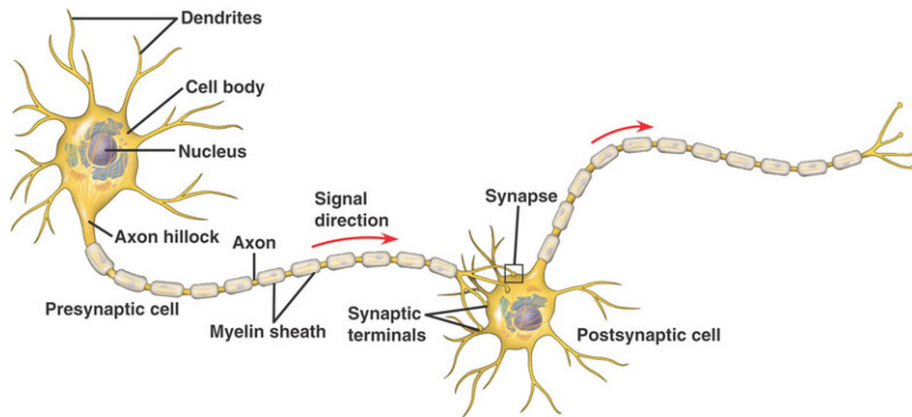
Metode

2.1 Človekov živčni sistem

Človekov živčni sistem zbira, prenaša in obdeluje informacije iz različnih delov telesa in zagotavlja hiter in ustrezen odziv tako na notranje kot zunanje spremembe. Pogosto ga delimo na dva dela, centralni živčni sistem in periferni živčni sistem. Centralni živčni sistem sestavljajo možgani in hrbtenjača, periferni pa povezuje možgane in hrbtenjačo s telesnimi organi in čutili. Živčni sistem lahko delimo tudi po njegovi funkcionalnosti in sicer na somatsko in avtonomno živčevje. Somatsko živčevje vključuje tisto živčevje, ki proži mišice kot odziv na zavestne ukaze. Avtonomno živčevje pa nadzoruje aktivnosti v telesu, na katere ni mogoče zavestno vplivati, na primer bitje srca in mišična aktivnost notranjih organov [3].

2.1.1 Nevron

Osnovna funkcionalna enota živčnega sistema je nevron (slika 2.1). Vse živčne celice skupno imenujemo nevroni, čeprav se po velikosti, obliki in funkcionalnosti zelo razlikujejo med seboj. Glede na funkcijo, ki jo opravljajo delimo nevrone na senzorične, ki so povezani z senzoričnimi receptorji, motorične, povezane na mišičje, in internevrone, ki prenašajo informacije med nevroni. Nevron je sestavljen iz celičnega telesa ali some in dveh tipov



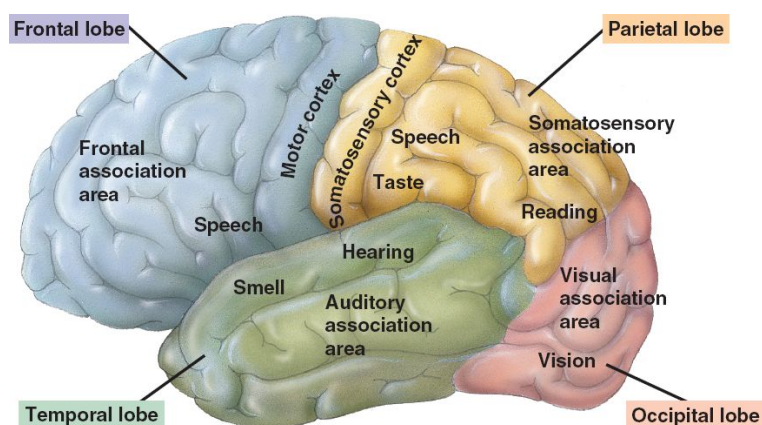
Slika 2.1: Zgradba nevrona [4].

izrastkov. Prvi tip izrastka so dendriti, ki so drevesasto razvejani in jih je lahko tudi več tisoč, vsak od njih pa sprejema signal od drugega nevrona. Drugi tip izrastka je akson, ki je navadno en sam in se na koncu razveji v živčni končič. Akson je lahko dolg od 1 mm do več kot 1 m, med tem ko dendriti ne presegajo dolžine 2 mm. Prenos informacije iz enega nevrona na drugega se zgodi v sinapsi, točki v kateri se stikata akson in drug nevron. Signal, ki izvira iz some, potuje preko aksona v obliki električnega signala imenovanega akcijski potencial. Električni signal se nato pretvori v kemičen signal, ki se preko neurotransmiterja prenese preko sinaptične špranje v drug nevron, kjer se spet pretvori nazaj v električni signal [3].

2.1.2 Možganska skorja

Možganska skorja je zunanji del možganov, debel od 2 do 5 mm, močno naguban, tako da je njena skupna površina od 1600 do 4000 cm². Možganska skorja lahko vsebuje do 10¹⁰ nevronov, od katerih lahko nekateri tvorijo tudi od 10⁴ do 10⁵ povezav z drugimi nevroni. Možganska skorja naj bi tudi tvorila večino električnega potenciala, ki ga zaznamo na površini glave. Sestavljena je iz sive substance, ki jo tvorijo celična telesa nevronov, in bele substance, ki vsebuje aksone [5]. Razdeljena je na skorajda simetrični polo-

bli, vsaka od njih pa na štiri režnje: čelni, senčni, temenski in zatilni reženj. Različna področja možganske skorje so odgovorna za procesiranje različnih funkcij, kot so učenje, premikanje, govor in razumevanje. Zavedno gibanje je večinoma nadzorovano iz področja senčnega režnja, vizualne informacije pa se obdelujejo v zadnjem delu zatilnega režnja [3] Razdelitev možganske skorje in funkcije posameznih predelov so prikazane na sliki 2.2.



Slika 2.2: Prikaz režnjev in področij odgovornih za posamezne funkcije [6].

2.2 Elektroencefalografija

Elektroencefalografija je metoda merjenja možganske električne aktivnosti. Merjenje je popolnoma neinvazivno, saj se izvaja s pomočjo elektrod in prevodnega medija položenih na površino glave. Električno polje večinoma ustvarjajo tokovi, ki so posledica proženja akcijskih potencialov v nevronih. Električne aktivnosti posameznega nevrona ni mogoče izmeriti na površini glave, saj signal zaradi debeline tkiva, ki se nahaja med nevronom in elektrodo, oslabi. Električno polje, ki ga proizvede množica nevronov, pa je dovolj močno, da ga elektrode lahko zaznajo. Električni signal se nato zelo ojača, da je primeren za obdelavo. Električna aktivnost možganske skorje je zaradi svoje oscilacije in ponavljajočega vzorca pogosto imenovana ritem [3, 7].

2.2.1 Vpliv možganske aktivnosti

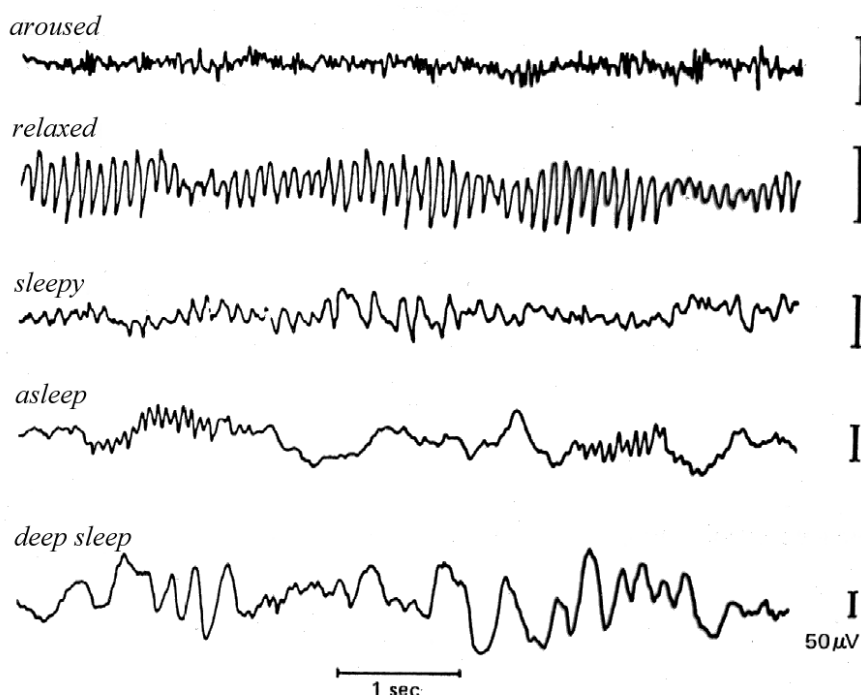
Amplituda EEG signala je odvisna od sočasnosti proženja akcijskih potencialov v nevronih. Signali različnih nevronov se ob sočasnem proženju seštejejo, kar se odraža v visoki amplitudi zajetega signala na površini glave, v nasprotnem primeru, ko se nevroni ne prožijo sočasno, je amplituda EEG signala nižja. EEG signali z visoko frekvenco in nizko amplitudo odražajo aktivne možgane, ki so zbrani ali pa spijo s sanjami, signali z nizko frekvenco in visoko amplitudo pa odražajo nezbrane možgane oziroma globok spanec brez sanj. Primeri EEG signalov v različnih stanjih možganov so prikazani na sliki 2.3. Te povezave so posledica dejstva, da so nevroni v možganski skorji v času aktivnega procesiranja informacij zelo aktivni, a hkrati neuskklajeni, saj je vsak nevron v skupini nevronov, ki obdelujejo neko informacijo, udeležen na svoj način. V času, ko možgani ne procesirajo informacij aktivno, je večina nevronov vzbujena s strani ritmičnega vhoda, ki ga ustvarja talamus. Talamus je predel možganov v katerem so nevroni sposobni sami proizvajati ritmičen vzorec proženja nevronov. V času neaktivnosti se torej nevroni prožijo zelo sinhronizirano in je amplituda zajetih EEG signalov visoka [3].

2.2.2 Možganski ritmi

EEG signali zajeti na površini glave imajo v večini primerov sinusno obliko, amplitudo med 0,5 in 100 μV in vsebujejo frekvence od 0,5 do 40 Hz. Možganska aktivnost je največkrat po frekvenčnih območjih razdeljena v naslednjih šest možganskih ritmov.

Delta ritem, <4 Hz. Delta ritem je pogost, kadar so možgani v stanju globokega spanca. Pri budnih in zdravih odraslih se ne pojavi in je navadno prisoten v manj kot 1% meritev. Pri mlajših in starejših ljudeh se pojavlja bolj pogosto. Abnormalno pojavljanje delta ritma je lahko znak možganske bolezni.

Theta ritem, 4–7 Hz. Theta ritem okrepi utrujenost in spanec. Na theta ritem vplivajo tudi čustva, koncentracija in reševanje miselnih nalog.



Slika 2.3: Razlike v EEG meritvah v različnih stanjih možganske aktivnosti [8].

Mi ritem, 8–13 Hz. Mi ritem izhaja iz senzorično–motoričnega predela možganske skorje. Najmočnejši je v času, ko je telo sproščeno, v času fizične aktivnosti pa je ritem zadušeno. Poleg same fizične aktivnosti, pa na mi ritem vpliva že samo zamišljanje fizične aktivnosti.

Alfa ritem, 8–13 Hz. Alfa ritem je najmočnejši ob zaprtih očeh in sproščenosti, ob odprtju oči ali pa aktivnem razmišljanju pa njegova amplituda pade. Amplituda alfa ritma je največja v zatilnem režnju in pri več kot 90% zdravih ljudi, ne pade pod $15 \mu\text{V}$. Točen izvor alfa ritma še ni znan.

Beta ritem, 14–30 Hz. Beta ritem je hiter ritem z nizko amplitudo, ki je manjša od $20 \mu\text{V}$. Aktivnost beta ritma je povezana z aktivnim razmišljanjem, pozornostjo in reševanjem problemov. Beta ritem je najlažje opazovan na čelnem in temenskem režnju.

Gama ritem, >30 Hz. Gama ritem je povezan s stanjem aktivnega razmišljanja in reševanja problemov.

Trajanje zgoraj naštetih ritmov je lahko zelo različno, od nekaj minut pa do samo nekaj sekund pri gama ritmu [3].

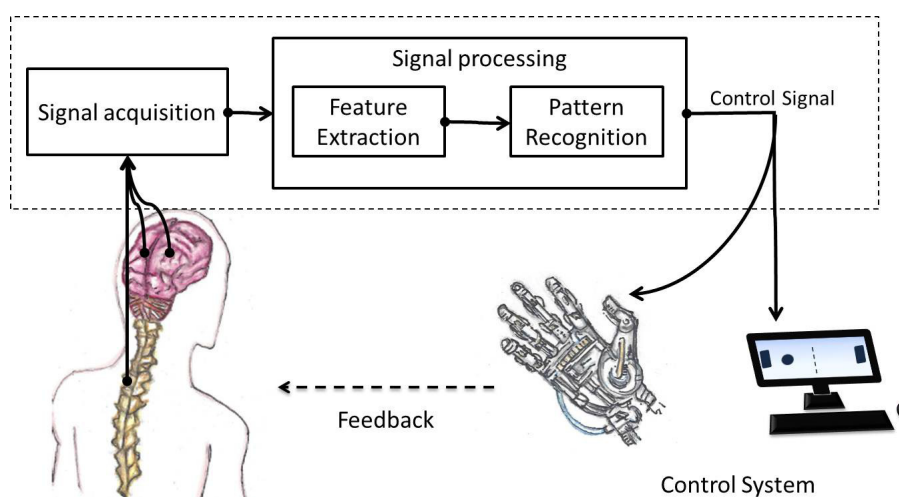
2.3 Vmesnik med možgani in računalnikom

Vmesnik med možgani in računalnikom je računalniški sistem, ki zajema možganske signale, jih analizira in pretvori v ustrezne ukaze za izvedbo izhodnih akcij. BCI sistemi so po svoji definiciji omejeni na zajemanje in analiziranje možganskih signalov in ne običajnih izhodnih poti možganov, kot so mišičje. Za nadzor BCI sistema bi se lahko uporabljali katerikoli možganski signali, vendar je na začetku razvoja večina sistemov temeljila na zajemu signalov s pomočjo EEG. Prednosti tega načina zajema signalov so v neinvazivnosti, preprostosti, varnosti in cenovni ugodnosti. Največja slabost tovrstnega zajema je, kakor smo že omenili, oslabitev signalov na poti od nevronov v možganski skorji do elektrod na površini glave. Z namenom boljše kakovosti zajetih signalov so se nato začeli uporabljati sistemi, ki so signale zajemali s pomočjo kirurško vstavljenih elektrod. V zadnjem času se pojavljajo tudi BCI sistemi, ki temeljijo na magnetni resonanci, vendar so ti načini zajemanja signalov s trenutno tehnologijo zelo dragi in zahtevni za uporabo [9].

BCI sisteme lahko ločimo tudi glede na tip signalov, ki jih uporabljajo kot vhod. Prvi tip vhodnih signalov nadzoruje endogena elektrofiziološka aktivnost, kot je amplituda posameznih EEG ritmov. Drugi tip vhodnih signalov pa nadzoruje eksogena elektrofiziološka aktivnost, vzbujena s pomočjo stimulacije. Endogeni BCI sistemi zagotavljajo večji nadzor nad okoljem, saj ima uporabnik popoln nadzor nad akcijami, vendar je navadno za to potrebno obsežno treniranje. Eksogeni sistemi pa ob manj zahtevnem učenju uporabe omogočajo manj nadzora nad akcijami [10].

2.3.1 Sestavni deli

Vsak BCI sistem sestavljajo štiri glavne komponente (slika 2.4). Prva komponenta je zajem možganskih signalov z izbrano tehnologijo. Signali so nato ojačani, da so primerni za nadaljnjo obdelavo in filtrirani ter digitalizirani. Zajeti signali nato preidejo v stopnjo izločanja značilk. Ta stopnja vsebuje analizo signalov, ki pretvori vhodni signal v bolj koncentrirane in pomembne podatke, ki nosijo največ informacije. Rezultat te stopnje so lahko tudi amplitudni ali močnostni spekter. Izločene značilke se nato predajo algoritmu za translacijo značilk v ustrezne ukaze, ki na podlagi pravil in značilk signala določa ali so izpolnjeni pogoji za proženje določenega ukaza. Rezultati sproženih ukazov so nato vidni v zadnji stopnji BCI sistema, kjer uporabnik vidi izbiro črke, premik kazalca ali pa premik robotske roke [9].



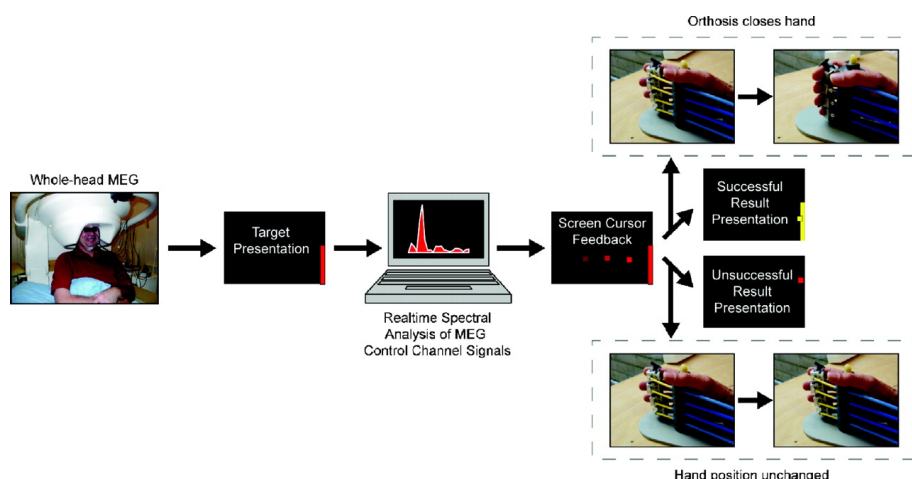
Slika 2.4: Shema komponent, ki sestavljajo BCI sistem [11].

2.3.2 Aplikacije

BCI sistemi so se na začetku razvijali v smeri biomedicinskih aplikacij. Aplikacije so omogočale ponovno gibanje fizično prizadetim in nadomeščale motorično funkcionalnost. Kljub temu pa se je kmalu področje raziskav upo-

rabnosti BCI sistemov razširilo tudi izven medicine, na področja kot so oglaševanje, pametna okolja, izobraževanje, igre in identifikacija [12]. V nadaljevanju bomo na kratko predstavili dva primera BCI aplikacije.

V članku [13] je predstavljen BCI sistem, ki omogoča premikanje dlani uporabnikom, ki zaradi kapi nimajo več nadzora nad njo. Sistem temelji na spreminjanju mi ritma s pomočjo zamišljanja motoričnih akcij. Uporabnik je lahko sprožil premik dlani tako, da je kazalec, ki se je premikal proti desni strani ekrana naravnal na ustrezno višino, ki je odražala trenutno amplitudo mi ritma. Na desnem robu je bila prikazana tarča v velikosti, ki je ustrezala sprejemljivi amplitudi za izvedbo akcije. Ob stiku kazalca in tarče je dlan s pomočjo ortoze spremenila položaj. Slika 2.5 prikazuje delovanje sistema. Mediana uspešnosti uporabnikov se je iz začetnih 52,84% dvignila na 72,48% tekom zadnjih poizkusov.



Slika 2.5: Prikaz delovanja BCI sistema za premikanje dlani [13].

Drugi sistem, predstavljen v članku [14], s pomočjo neinvazivnega BCI sistema omogoča dvodimenzionalno premikanje kazalca. Premikanje kazalca je bilo določeno na podlagi sprememb amplitude v mi (8-12 Hz) in beta (18-26 Hz) ritmu. Signale so zajemali s pomočjo dveh elektrod na lokacijah C3 in C4. Poleg tega so uporabili še adaptivni algoritem, ki je vsak poizkus prilagajal uteži v enačbi, ki je določala premike kazalca. Naloga uporabnikov

je bila premakniti kazalec iz središča zaslona do prikazanega kvadrata na eni izmed osmih naključnih lokacij na obrobju ekrana. Rezultati uporabnikov so se z večanjem števila poizkus izboljševali, saj so uporabniki postopoma pridobivali večji nadzor nad amplitudami ritmov. Izkazalo se je, da ta sistem uporabnikom omogoča dober nadzor nad premikanjem kazalca, saj so štirje uporabniki v testu dosegli tarčo v dovoljenih 10 sekundah v 89%, 70%, 78% in 92% poizkusov.

2.4 Frekvenčna analiza signalov

Diskretna časovna Fourierova transformacija (angl. discrete-time Fourier transform - DTFT) je matematično orodje, s katerim signal razstavimo na njegove frekvenčne komponente. Izračun DTFT diskretnega signala prikazuje formula 2.1.

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} ; -\pi < \omega < \pi \quad (2.1)$$

S takšno dekompozicijo pretvorimo signal iz predstavitve v časovni domeni v predstavitev v frekvenčni domeni. Z računanjem vsote frekvenčnih komponent pa dobimo nazaj začetni signal. Frekvenčni vsebini posameznega signala rečemo frekvenčni spekter. Frekvenčni spekter, ki ga dobimo z DTFT je zvezen, kar pomeni, da ni primeren za računalniško obdelavo. V ta namen se je razvila diskretna Fourierova transformacija (angl. discrete Fourier transform - DFT), ki izračuna diskretne vzorce DTFT, s čimer dobimo diskretni frekvenčni spekter [15]. DFT izračunamo po formuli 2.2.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\omega_k n} ; k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2.2)$$
$$\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$$

Diskretni frekvenčni spekter, ki ga izračunamo z DFT nad N diskretnimi vzorci signala, bo imel N vzorcev frekvenčnega spektra, interval med vzorci pa izračunamo po formuli 2.3.

$$\Delta f = \frac{f_s}{N} \quad (2.3)$$

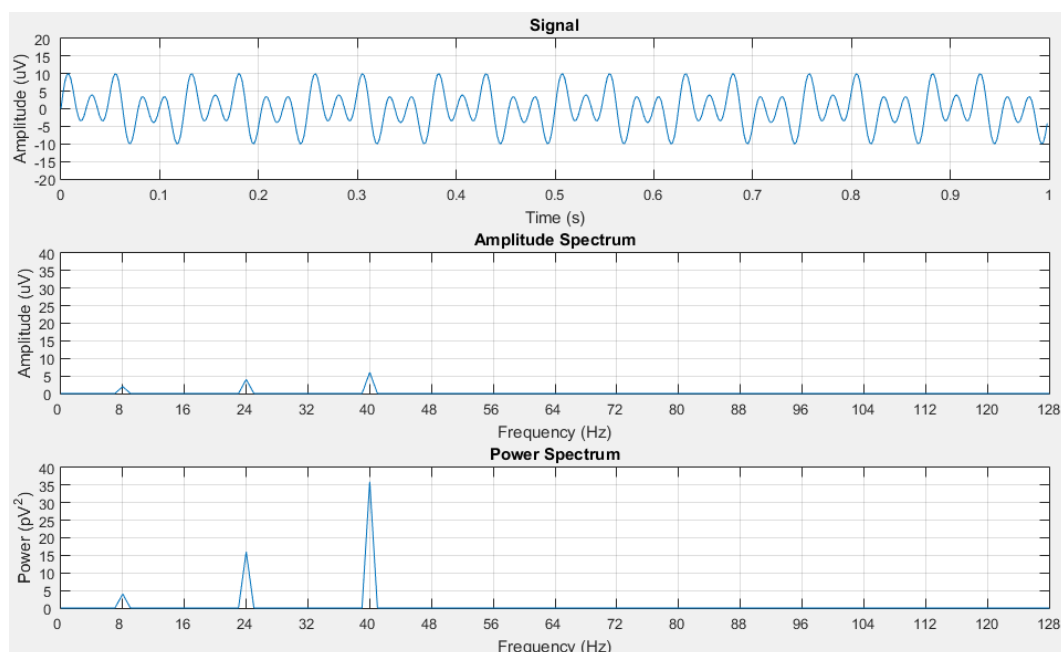
kjer je f_s frekvenca vzorčenja in N število vzorcev nad katerimi računamo spekter.

2.4.1 Hitra Fourierova transformacija

Pomemben razlog, zakaj je DFT tako uporaben, je tudi dejstvo, da obstajajo algoritmi za zelo hiter in učinkovit izračun DFT. Obstajata dve skupini algoritmov, prva deluje po principu deli in vladaj, kjer se izračuna manjše DFT in iz njih nato glavna DFT. Skupino algoritmov, ki uporabljajo ta princip imenujemo s skupnim imenom hitra Fourierova transformacija (angl. fast Fourier transform - FFT). Algoritmi, ki sledijo drugemu principu, preoblikujejo operacijo DFT v linearno filtriranje podatkov [15].

2.4.2 Amplitudni in močnostni spekter

Pri analizi signalov je zelo močno orodje analiza spektrov. Poleg frekvenčnega spektra, ki smo ga že spoznali, poznamo še amplitudni, močnostni in fazni spekter. Amplitudni spekter prikazuje amplitudo posameznih frekvenčnih komponent, ki se pojavljajo v signalu. Izračunamo ga tako, da vzamemo vrednosti frekvenčnega spektra, ki ga sestavljajo kompleksna števila, in izračunamo njihovo absolutno vrednost. Amplitudni spekter se ponavlja s periodo dolžine N , pri čemer je N število vzorcev signala, nad katerim smo izračunali amplitudni spekter. Močnostni spekter prikazuje količino energije, ki jo prenaša posamezna frekvenčna komponenta. Izračunamo ga tako, da kvadriramo vrednosti amplitudnega spektra. Fazni spekter prikazuje fazni zamik posamezne frekvenčne komponente v signalu.



Slika 2.6: Signal in njegov amplitudni in močnostni spekter.

Slika 2.6 prikazuje signal, ki smo ga sestavili iz vsote treh frekvenčnih komponent. Prvi signal ima frekvenco 8 Hz in amplitudo $2 \mu\text{V}$, drugi ima frekvenco 24 Hz in amplitudo $4 \mu\text{V}$ in zadnji ima frekvenco 40 Hz in amplitudo $6 \mu\text{V}$. Amplitudni spekter nam prikazuje vse tri frekvenčne komponente in njihove amplitude. Enak rezultat vidimo tudi pri močnostnem spektru, kjer pa so razlike v vrednosti posameznih komponent večje zaradi kvadriranja.

2.5 Naprava za zajem elektroencefalogramov

V tem diplomskem delu smo za zajem EEG meritev uporabili sistem Emotiv EPOC (slika 2.7). Emotiv EPOC je naglavni sistem, ki je sicer oglaševan kot pripomoček za igranje računalniških iger, a se uporablja tudi za raziskave na področju nevroznanosti in naprednih BCI sistemov. Sistem je s svojo ceno okoli 800\$ veliko cenejši od medicinskih naprav za zajemanje EEG meritev.

Za zajem meritev se uporablja 14 elektrod razporejenih po mednarodnem sistemu 10-20 (slika 2.8). Naprava poleg tega vsebuje še giroskop, ki zaznava premikanje sistema.

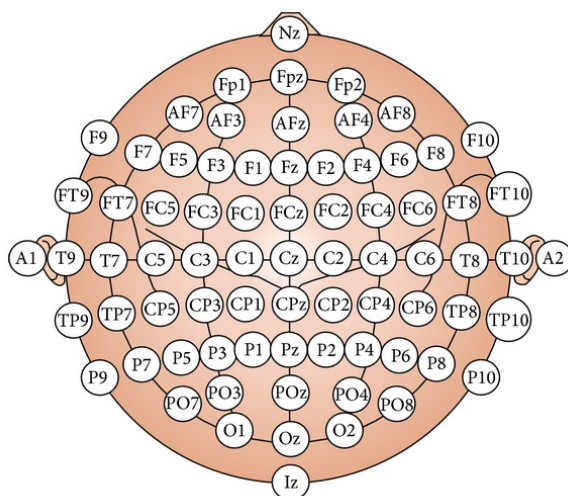


Slika 2.7: Naglavni sistem Emotiv EPOC [16].

Zajeti signali se znotraj naprave filtrirajo z visokoprepustnim filtrom z mejno frekvenco 0,16 Hz, ojačajo, filtrirajo z nizkoprepustnim filtrom z mejno frekvenco 83 Hz in nato digitalizirajo s frekvenco 2048 Hz. Digitaliziranemu signalu se nato zniža frekvenca vzorčenja na 128 Hz in vzorci so nato poslani na računalnik preko Bluetooth povezave, kar omogoča večjo mobilnost in enostavno namestitev naprave na glavo. Sistem za delovanje ne potrebuje posebnih gelov, saj je potrebno elektrode pred uporabo zgolj navlažiti s tekočino za čiščenje leč [17].

2.5.1 Emotiv programska oprema

Emotiv poleg tega zagotavlja program, ki teče na računalniku, s katerim je povezan Emotiv EPOC, imenovan EmoEngine, ki poskrbi za komunikacijo z naglavnim sistemom, spreminjanje nastavitev in pretvorbo zajetih vzorcev v strukture, ki jih lahko uporabljajo druge aplikacije. Za razvoj aplikacij, ki uporabljajo funkcije programa EmoEngine, je na voljo Emotiv SDK. Poleg vmesnikov za komunikacijo z EmoEngine vsebuje Emotiv SDK tudi nekaj demonstracijskih programov s katerimi lahko preizkusimo delovanje Emotiv

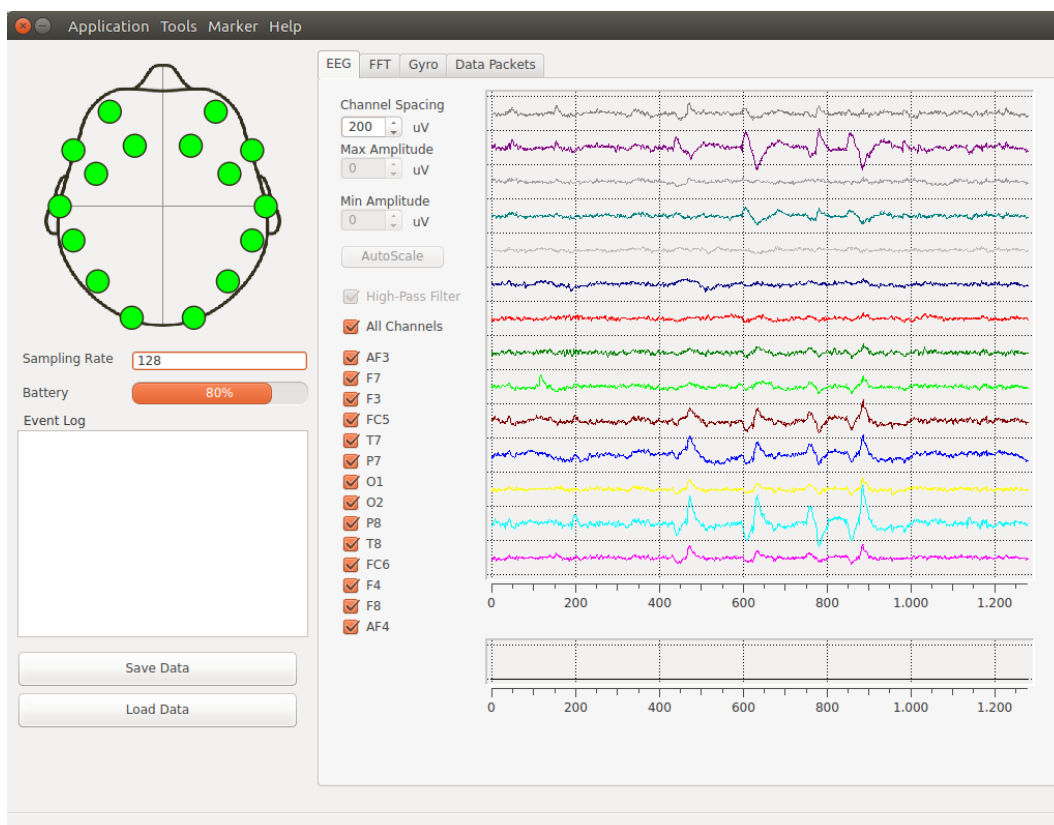


Slika 2.8: Razporeditev elektrod 10-20 [18].

EPOC in primere programov z izvornimi kodami, ki uporabljajo EmoEngine [19].

Demonstracijski programi so enostavno dostopni preko Emotiv Control Panel, ki prikazuje kvaliteto signala, ki ga oddaja naglavni sistem in stanje baterije. Emotiv Control Panel omogoča hkratno povezavo do dveh naglavni sistemov, vendar se prikazuje le stanje izbranega sistema. Med podatki, ki so vedno prikazani, je tudi prikaz kakovosti povezave na posamezni elektrodi in prikaz zajetih meritev. Poleg podatkov, ki so vedno prikazani imamo na izbiro še štiri različne prikaze oziroma funkcionalnosti aplikacije. Prva imenovana Headset Setup služi večjemu prikazu kakovosti zajetih meritev na posamezni elektrodi in navodilom za namestitev naglavnega sistema. V oknu Expressive Suite je prikazana podoba robota, ki posnema obrazno mimiko uporabnika, ki ima nameščen naglavni sistem. Možno je tudi spreminjanje občutljivosti sistema na posamezne premike obraza in kalibracija sistema preko treninga v katerem si sistem zapomni meritve med izvajanjem specifičnih premikov obraza. Tretje okno imenovano Affective Suite prikazuje spremembe uporabnikovih čustev, kot so dolgočasje, meditacija in jeza. V

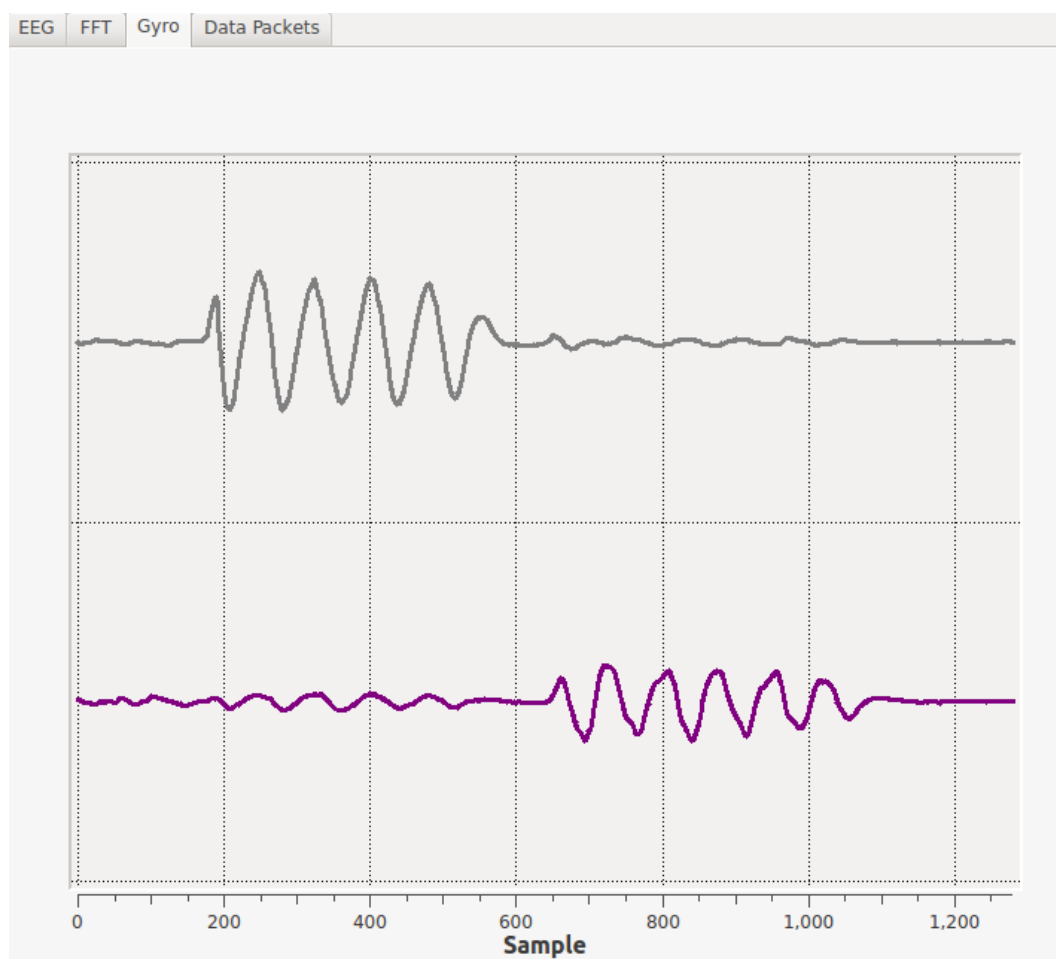
zadnjem oknu Cognitiv Suite ima uporabnik možnost premikanja navidezne kocke s pomočjo možganske aktivnosti. Uporabnik mora pred tem opraviti kalibracijo, tekom katere si sistem zapomni aktivnost ob določeni želeni akciji uporabnika [20].



Slika 2.9: Orodje TestBench med zajemanjem EEG meritev. Levo zgoraj vidimo prikaz kakovosti povezav elektrod, desno pa izris posameznih kanalov.

Emotiv EPOC je na voljo v dveh različicah, osnovni in različici za raziskovalce. V različici za raziskovalce je poleg vseh funkcionalnosti osnovne na voljo tudi orodje TestBench in omogočen dostop do surovih zajetih meritev EEG. Orodje TestBench omogoča prikaz kakovosti povezav posameznih elektrod in prikaz zajetih signalov na posameznem kanalu v realnem času. Z orodjem je možno tudi zajemanje meritev v datoteko, ki jo lahko kasneje tudi

predvajamo. Poleg pregleda signalov orodje vsebuje tudi pregled amplitudnih spektrov posameznih kanalov in moč signala v posameznih frekvenčnih pasovih. Orodje omogoča tudi pregled rotacijskih pospeškov okoli navpične in horizontalne osi (slika 2.10), ter prikaz števila prejetih in izgubljenih paketov [21].



Slika 2.10: Prikaz pospeškov okoli horizontalne (sivo) in navpične (vijolično) osi v orodju TestBench.

2.6 Razvoj vmesnika možgani računalnik

2.6.1 Uporabljena programska orodja

Pri razvoju vmesnika smo uporabili tudi orodja drugih razvijalcev. Uporabljena programska orodja, ki jih nismo razvili sami so predstavljena v nadaljevanju.

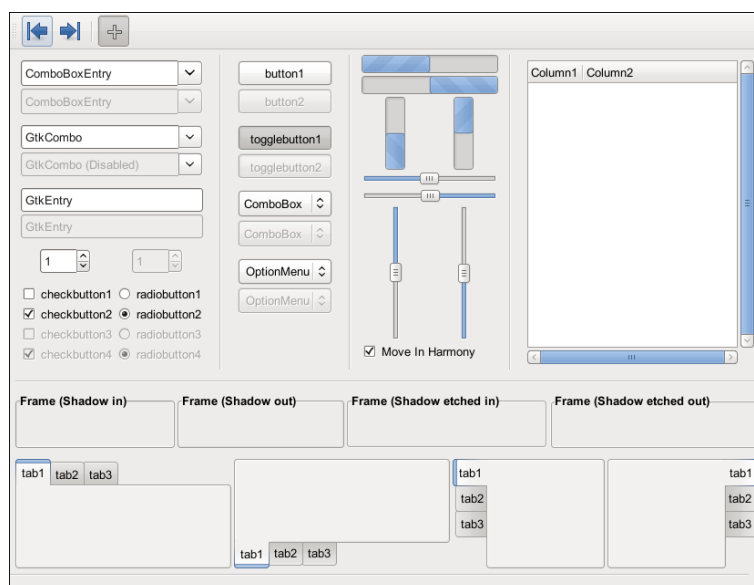
Emotiv API

Povezavo našega vmesnika z naglavnim sistemom Emotiv EPOC omogoča Emotiv API, ki je programski vmesnik namenjen komunikaciji z EmoEngine. Vmesnik omogoča vzpostavljanje in podiranje povezave z EmoEngine, ki je potrebna za komunikacijo. Po vzpostavljeni povezavi, lahko enostavno dostopamo do trenutnega stanja EmoEngine preko klicev funkcij. Vmesnik omogoča tudi nadzor nad uporabniki, določanje velikosti pomnilnika za hranjenje meritev in pridobivanje meritev zajetih z naglavnim sistemom [20].

GTK+

Grafični vmesnik našega vmesnika je izdelan s pomočjo grafične knjižnice za izdelavo uporabniških vmesnikov GTK+. GTK+ je prosto dostopno orodje in ne potrebuje licence za razvoj in uporabo. Poleg tega je podprto na večini široko uporabljenih operacijskih sistemov. Knjižnica vsebuje velik nabor elementov grafičnega vmesnik, ki so prikazani na sliki 2.11. Primeri elementov so: okno, oznaka, slika, gumb, vnosno polje, orodna vrstica in meni [22]. V povezavi z GTK+ se pogosto uporablja tudi grafično orodje za načrtovanje uporabniških vmesnikov Glade. Orodje shrani načrtovani vmesnik v obliki XML datoteke iz katere lahko nato s pomočjo GTK+ ustvarimo vmesnik znotraj aplikacije [23]. Zaradi povezave z drugimi orodji in boljšega poznavanja programskega jezika C++, smo se odločili za uporabo uradnega programskega vmesnika za GTK+, imenovanega Gtkmm. Prednost uporabe vmesnika Gtkmm je, da lahko uporabljamo tehnike kot so dedovanje in po-

limorfizem, kar naredi programsko kodo bolj pregledno in zmanjša možnosti napak v primerjavi z uporabo knjižnice GTK+ neposredno s programskim jezikom C [24].



Slika 2.11: Prikaz grafičnih gradnikov uporabniškega vmesnika vključenih v knjižnico GTK+ [22].

Aquila

Pri analizi signalov in izračunu spektrov smo si pomagali s knjižnico Aquila. Knjižnica je prosto dostopna in napisana v programskem jeziku C++. Omogoča večino pomembnejših operacij, ki spadajo k digitalnemu procesiranju signalov. Nad signali lahko izvajamo operacije kot so izračun transformacij, filtriranje, izračun spektrogramov, pridobivanje značilnosti signalov in ustvarjanje signalov. Operacije so možne nad signali, ki jih lahko podamo v različnih oblikah, bodisi v obliki tekstovne datoteke, tabele ali pa vektorja [25]. Za uporabo te knjižnice smo se odločili, ker omogoča vse operacije nad signali, ki so potrebne za delovanje našega vmesnika, poleg tega pa je dovolj preprosta za uporabo in dobro podprta z dokumentacijo in primeri uporabe.

2.6.2 Zajemanje in obdelava meritev

Naša aplikacija omogoča vizualizacijo in analizo EEG signalov v realnem času, za kar pa je najprej potrebno pridobiti meritve zajete z naglavnim sistemom. Zajemanje in obdelava meritev poteka v ločeni niti, tako da ne preobremenjujemo glavne niti, ki skrbi za prikaz podatkov.

Za pridobivanje meritev je najprej potrebno vzpostaviti povezavo z EmoEngine, nato pa omogočiti zajemanje meritev. Zajete meritve hrani EmoEngine v svojem pomnilniku, torej deluje kot nekakšen posrednik med naglavnim sistemom in našo aplikacijo. Pri prenosu meritev iz EmoEngine v našo aplikacijo moramo podati kanal katerega meritve želimo pridobiti in število vzorcev, ki bi jih želeli prebrati. Število novih zajetih meritev od zadnjega branja lahko pridobimo od EmoEngine. Kanali, ki so na voljo, so definirani v ustreznih datotekah, naša aplikacija pa uporablja samo 14 kanalov, ki so namenjeni zajemanju EEG meritev. Poleg teh kanalov so na voljo še podatki iz giroskopov, števec vzorcev, časovne označbe in označbe v signalu. Odločili smo se, da bo naša aplikacija hranila 1024 zadnjih meritev, kar ob frekvenci zajemanja 128 Hz pomeni, da v vsakem trenutku hranimo in prikazujemo EEG signale zadnjih 8 sekund. Podatki, ki jih prejmemo iz naglavnega sistema, so v surovi obliki, kar pomeni, da prejmemo realno število v razponu od 0 do 8400. Ena enota v tem razponu predstavlja $1 \mu\text{V}$, nivo napetosti enake nič pa predstavlja vrednost okoli 4200, torej je dejanski razpon meritev, ki jih zajema naglavni sistem od -4200 do $4200 \mu\text{V}$. Vendar pa ne moremo privzeti konstantne vrednosti 4200 kot ničto napetost, saj je ta odvisna od posameznika in njegove sposobnosti generiranja napetosti. Na ta problem smo naleteli tudi mi, rešitev pa smo našli v filtriranju s tekočim povprečjem. Filter smo uporabili tako, da od vsake meritve v surovi obliki odštejemo povprečje prejšnjih meritev, kakor prikazuje formula 2.4.

$$y(n) = y(n) - \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M y(n-m) ; n=0,1,\dots,M-1 \quad (2.4)$$

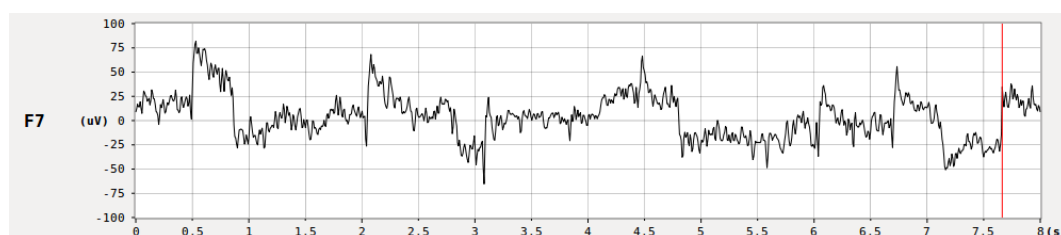
Po vsakem uspešnem zajemu novih podatkov posodobimo tudi spektro-

grame in ostale značilke, ki jih računa naša aplikacija. Med te značilke spadajo grafi, ki prikazujejo maksimalno in povprečno vrednost amplitudnega in močnostnega spektra alfa in beta ritma skozi čas. Za izračun spektrograma uporabljamo 256 zadnjih meritev EEG, sam izračun pa izvedemo s pomočjo že omenjene knjižnice Aquila. Kot rezultat prejmemo 128 kompleksnih števil, ki predstavljajo trenutni frekvenčni spekter. Obseg spektra je od 0 do 64 Hz, resolucija spektrograma, izračunana po formuli 2.3, pa je enaka 0.5 Hz.

Naša aplikacija ne uporablja frekvenčnega spektra neposredno, temveč iz njega izračuna amplitudni in močnostni spekter. Ta dva spektra nam nato služita za izračun prej omenjenih značilk, saj za vsak spekter izračunamo trenutno maksimalno vrednost alfa in beta ritma, ter povprečno vrednost ritmov. Aplikacija hrani 80 vrednosti za vsako značilko, kar nam omogoča analizo značilk tekom zadnjih desetih sekund, saj se spektri in značilke izračunajo vsakič, ko preberemo nove meritve, kar se zgodi osemkrat na sekundo.

2.6.3 Prikaz meritev

Prikaz zajetih meritev in značilk signalov smo v celoti izdelali sami. Uporabili smo le površino za risanje, na katero izrišemo podatke. Aplikacije vsebuje tri različne prikaze podatkov: prikaz EEG meritev, prikaz spektrov in prikaz značilk.

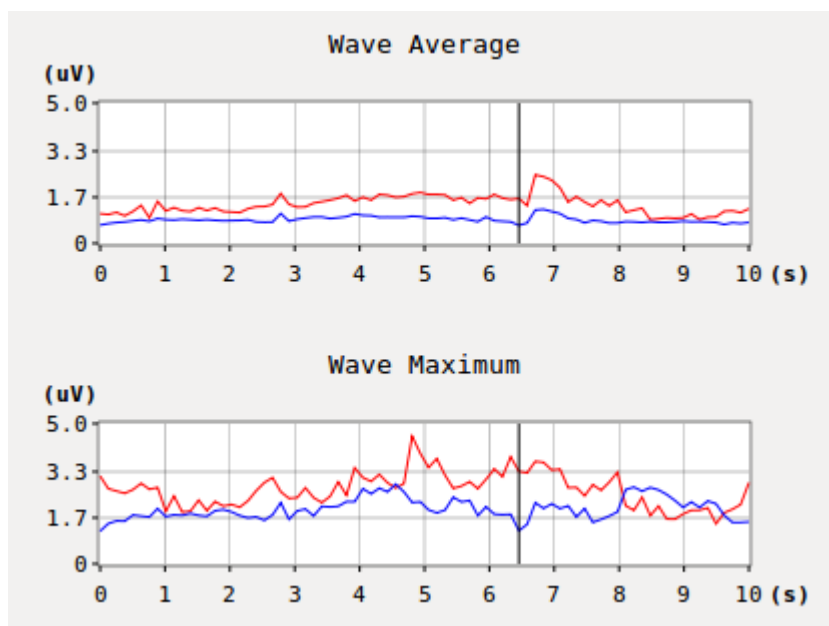


Slika 2.12: Prikaz zajetih EEG meritev na posamezni lokaciji.

Prikaz EEG meritev (slika 2.12), ki prikazuje zajete meritve z naglavnega sistem, je realiziran zelo enostavno. Vsaka vrednost EEG meritve od 1024, kolikor jih hranimo za posamezen kanal, predstavlja svojo točko na grafu, ki

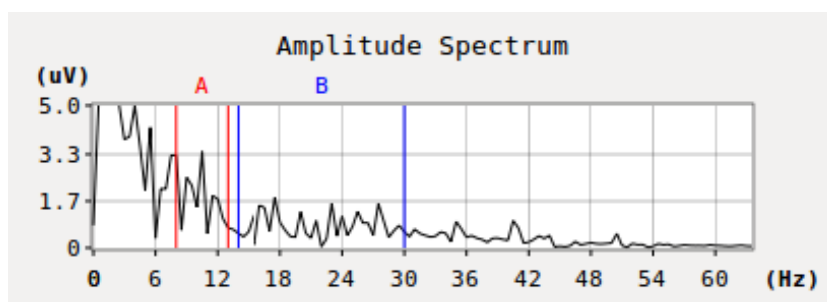
jo s črto povežemo s predhodno. Odločili smo se za izris s prepisovanjem, kar pomeni, da se točke posamezne meritve ne premikajo, temveč se premika črta, na kateri izrisujemo nove meritve, s tem pa prepisemo najstarejše. Črta, ki ločuje najnovejšo in najstarejšo meritev, je rdeče barve in se premika proti desni. Poleg izrisa podatkov prikaz vsebuje tudi označene osi in mrežo, ki omogoča lažje odčitavanje vrednosti. Izris oznak na oseh in mreže je dinamičen, kar pomeni, da se število oznak in gostota mreže prilagajata prostoru, ki je na voljo, in se spreminja z velikostjo okna aplikacije. Dinamičen izris omogoča podrobnejšo analizo signalov, saj je izris bolj natančen in lažje odčitamo tudi manjše spremembe v signalih.

Podoben način prikaza smo uporabili tudi za prikaz sprememb značilk signalov skozi čas (slika 2.13), le da za prikaz uporabljamo 80 vrednosti značilk, torej povprečij in maksimumov alfa in beta ritmov. Razlika je le ta, da izrisujemo dve črti, rdeča predstavlja vrednosti alfa ritma, modra pa vrednosti beta ritma.



Slika 2.13: Prikaz vrednosti značilk amplitudnega spektra za alfa in beta ritem skozi čas.

Prikaz spektrov vsebuje 128 vrednosti amplitudnega ali močnostnega spektra. Na prikazu smo z rdečo barvo označili območje alfa ritma, z modro pa območje beta ritma, kar omogoča enostavnejše spremljanje dogajanja v teh dveh ritmih. Tudi ta prikaz je povsem dinamičen in se prilagaja velikosti okna v katerem je prikazan. Na sliki 2.14 je prikazan izgled prikaza za amplitudni spekter.



Slika 2.14: Prikaz amplitudnega spektra z označenim območjem alfa in beta ritma.

2.6.4 Snemanje meritev

Aplikacija omogoča tudi snemanje zajetih meritev in ponovno predvajanje. Snemanje je izvedeno tako, da se zajete meritve zapisuje v tekstovno datoteko. Format zapisa je zelo preprost, saj vsaka vrstica v datoteki predstavlja eno meritev, v vrstici pa imamo nato 14 realnih števil, ki predstavljajo surove EEG meritve posameznih kanalov. Vrednosti so ločene z znakom ";", kar poenostavi razčlenjevanje vrstic pri branju posnetka, poleg tega pa je posnetke enostavno uporabiti v drugih programih, ki omogočajo analizo signalov. Primer datoteke s posnetkom meritev je na sliki 2.15.

Zajete posnetke meritev lahko nato tudi predvajamo. Predvajanje je izvedeno tako, da aplikacija deluje povsem enako, kot če bi meritve zajemali z naglavnim sistemom. Frekvenca branja meritev iz datoteke je enaka frekvenci prejemanja meritev z naglavnega sistema, zato je tudi trajanje posnetkov enako kot pri zajemu.

```

4190.26;4196.92;4190.77;4196.92;4201.03;4199.49;4198.46;4201.54;4200.51;4201.03;4186.15;4195.38;4190.26;4187.18
4189.23;4191.79;4191.79;4191.79;4201.54;4199.49;4198.97;4198.46;4201.03;4200.51;4184.62;4190.26;4183.59;4184.1
4189.23;4190.26;4189.74;4190.26;4200;4195.9;4198.46;4196.92;4202.05;4200.51;4184.62;4185.64;4179.49;4180
4194.36;4192.31;4187.69;4193.85;4202.56;4198.97;4204.1;4202.05;4201.03;4201.03;4180.51;4182.56;4177.95;4181.54
4190.77;4190.77;4186.15;4191.79;4198.97;4197.44;4198.46;4201.03;4200;4200.51;4176.41;4178.97;4176.92;4181.54
4195.9;4195.38;4191.28;4193.85;4198.46;4199.49;4197.44;4199.49;4201.54;4200;4184.1;4184.1;4181.03;4186.67
4204.1;4197.95;4198.97;4197.44;4201.03;4198.97;4200.51;4199.49;4202.56;4200.51;4193.33;4194.36;4190.26;4194.87
4200.51;4196.41;4200;4197.95;4197.95;4194.87;4197.44;4198.46;4202.05;4201.03;4196.41;4196.92;4195.38;4195.9
4202.56;4203.59;4203.08;4201.03;4198.97;4203.59;4200.51;4200.51;4202.05;4201.03;4198.97;4198.46;4193.85;4200
4203.08;4209.74;4206.67;4201.03;4201.03;4202.05;4200.51;4197.95;4202.05;4200.51;4200;4205.13;4199.49;4203.08
4209.23;4209.23;4211.28;4205.13;4204.1;4195.9;4199.49;4196.41;4202.05;4200.51;4200.51;4212.82;4207.18;4206.15
4210.77;4206.15;4212.31;4208.21;4201.54;4197.44;4196.41;4200.51;4202.05;4200.51;4201.03;4212.31;4208.21;4207.18
4199.49;4205.13;4203.59;4201.54;4196.92;4198.97;4192.31;4202.05;4202.05;4200.51;4193.85;4206.67;4203.59;4199.49
4201.03;4202.56;4196.41;4198.97;4201.54;4201.54;4201.54;4202.56;4202.05;4200.51;4185.64;4203.59;4195.38;4195.9
4197.95;4194.36;4194.36;4198.97;4198.46;4198.46;4201.03;4200.51;4202.05;4200.51;4184.1;4196.41;4187.18;4190.77

```

Slika 2.15: Primer datoteke, ki vsebuje posnetek EEG meritev.

2.6.5 Tehnike zavestnega spreminjanja lastnosti EEG signalov

Pred samim načrtovanjem vmesnika možgani računalnik je bilo potrebno poiskati ustrezno tehniko spreminjanja EEG signalov, s pomočjo katerega bi nato nadzorovali delovanje našega vmesnika.

Pri izbiri najbolj ustrezne tehnike smo se osredotočili na tri kriterije: zanesljivost detekcije sprememb, ponovljivost sprememb in število različnih stanj, ki jih tehnika omogoča. Stopnja zanesljivosti detekcije je pomembna, ker želimo, da naš vmesnik proži akcije samo kadar uporabnik to želi. Poleg tega želimo, da tehnika spreminja značilke čim bolj drastično, saj je s tem detekcija lažja in tudi bolj odporna na motnje in napačne detekcije. Ponovljivost je pomembna, ker je namen vmesnika uporabniku omogočiti proženje iste akcije večkrat, želimo pa se izogniti temu, da mora uporabnik večkrat ponoviti vplivanje na EEG signale, da vmesnik to zazna. V idealnem primeru bi želeli, da se vsako uporabnikovo vplivanje na signale odraža v proženju ustrezne akcije. Število različnih stanj, ki jih omogoča posamezna tehnika, posledično določa število različnih akcij, ki jih lahko uporabnik proži, od česar je odvisna uporabnost celotnega vmesnika. S tehniko, ki ima le eno stanje, lahko realiziramo le vmesnik z eno funkcijo, saj se v stanju mirovanja akcija ne proži v času zaznane spremembe pa vmesnik sproži akcijo, ki je na voljo.

Tekom razvoja našega vmesnika smo preizkusili in na podlagi naštetih kriterijev ocenili štiri različne tehnike vplivanja na EEG signale. Posamezne tehnike so bolj podrobno predstavljene v nadaljevanju. Kot se je izkazalo je najbolj primerna tehnika vplivanja na EEG signale s pomočjo premikanja oči, saj jo je enostavno zaznati, poleg tega je zelo ponovljiva in omogoča dve različni stanji poleg nevtralnega, kar zadošča potrebam našega vmesnika.

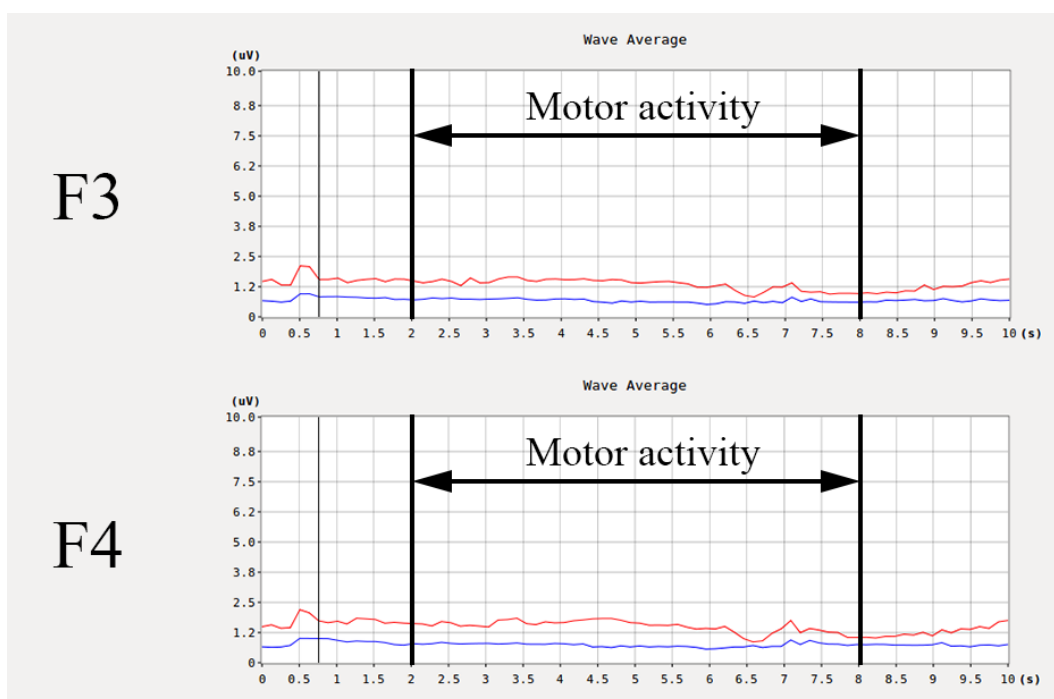
Motorična aktivnost

Cilj te tehnike je vplivati na signale s pomočjo zamišljanja ali dejanskega izvajanja motoričnih aktivnosti. Z motorično aktivnostjo je najbolj povezan mi ritem, ki ga lahko zaznamo kadar človek miruje, v času aktivnosti pa se njegova amplituda zniža.

Pri tej tehniki je potrebno zajemati dogajanje v delu možganske skorje, ki je odgovoren za motorično aktivnost. Ta del možganov se nahaja na temenskem režnju, kar pa za nas ni bilo najbolj ustrezno, saj Emotiv EPOC na tem področju nima razporejenih elektrod. Razvijalci naglavnega sistema Emotiv EPOC so se temu področju namenoma izognili. Razlog za to naj bi bil, da so uporabniki zdravi ljudje, ki se med tem premikajo, kar bi povzročilo veliko sprememb v signalih na tem področju, kar pa ne ustreza glavnemu namenu sistema, ki je bolj usmerjen na čustva in obrazno mimiko. Da bi se tej pomanjkljivosti sistema Emotiv EPOC izognili, smo ga uporabljali na nekoliko drugačen način. Naglavni sistem smo nekoliko nagnili nazaj, tako da so štiri elektrode, ki so sicer na čelnem režnju, sedaj pokrivalo področje nad temenskim režnjem. Pri tem smo predvsem uporabljali elektrodi, ki sta drugače na lokacijah F3 in F4.

Spremembe v EEG signalih smo poizkusili doseči tako z zamišljanjem motoričnih aktivnosti kot z dejanskim izvajanjem le teh. Na osnovi vizuelnega spremljanja osnovnih signalov in spektrov signalov v realnem času ob zamišljanju in izvajanju motoričnih aktivnosti, nismo opazili izrazitih razlik v lastnostih signalov (slika 2.16). Razlog za to vidimo v samem sistemu, ki ni bil namenjen tovrstni uporabi, kar dokazuje že razporeditev elektrod, poleg

tega pa je sistem verjetno premalo občutljiv za tovrstne spremembe, oziroma se le te izgubijo v šumu. Menimo tudi, da bi bili rezultati boljši, če bi se analize lotili bolj statistično, z večjim številom meritev iz katerih bi izločili značilke, ki bi morda pokazale učinek te tehnike na signale. Tega pristopa v tem diplomskem delu nismo uporabili.

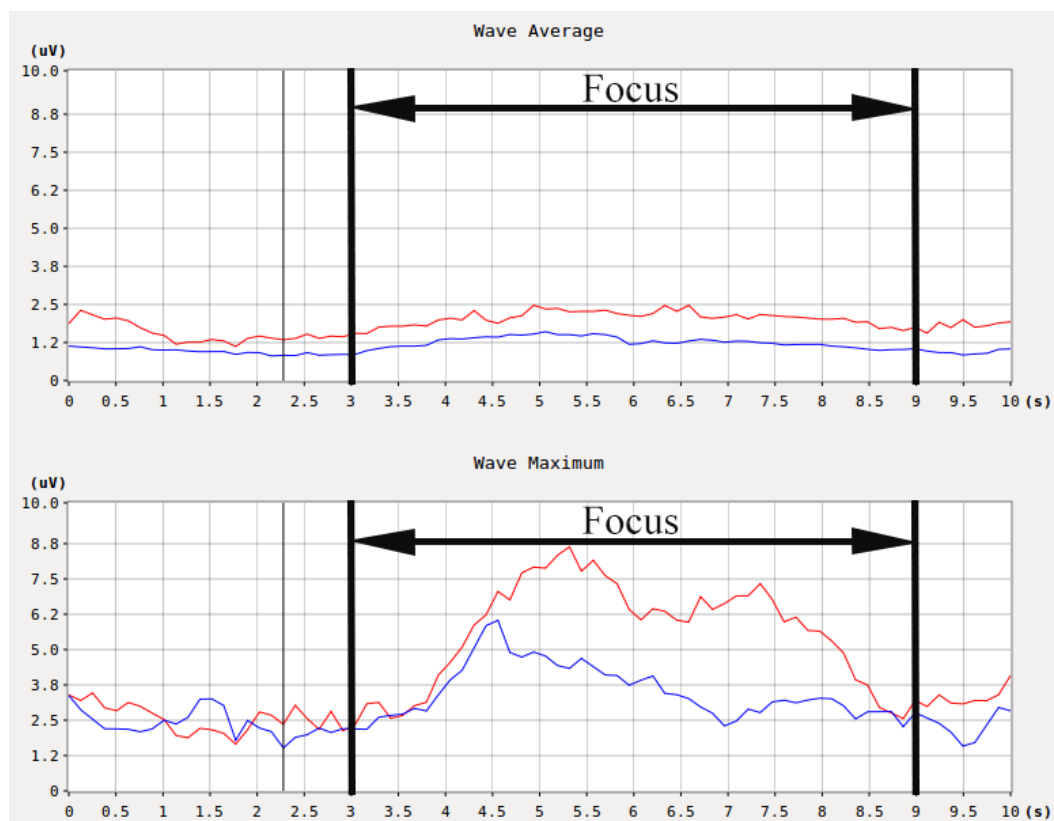


Slika 2.16: Prikaz povprečij amplitudnih spektrov na področju temenskega režnja na katerem ni opaznih vizuelnih sprememb v času motorične aktivnosti. Za zajem sta uporabljeni elektrodi, ki sta sicer na lokacijah F3 in F4.

Vizualna stimulacija

Hitro ponavljajoče stimulacije z določeno frekvenco v obliki utripajočih luči ali površin na zaslonu lahko povzročijo odziv v ustreznih frekvenčnih pasovih znotraj EEG meritev, ki jih zajamemo nad področjem možganske skorje, odgovornim za obdelavo vidnih informacij. Veliko BCI sistemov izkorišča ta

fenomen na primer tako, da uporabniku ponudi na izbiro več možnosti, vsaka izmed njih utripa z različno frekvenco, uporabnik pa se osredotoči le na eno. Frekvenca izbire naj bi se nato odražala v EEG meritvah in tako sistem ve na katero izbiro je uporabnik osredotočen [26].



Slika 2.17: Prikaz spremembe povprečja in maksimuma amplitudnega spektra alfa ritma (rdeče) ob osredotočenosti uporabnika na utripajoče polje.

V našem primeru smo uporabili vizualno stimulacijo s pomočjo utripajočega polja na zaslonu. Iskali smo razlike med amplitudnim spektrom, ko je uporabnik sproščen in spektrom, ko je uporabnik osredotočen na polje, ki utripa z določeno frekvenco. Po več ponovitvah stimulacij smo opazili spremembe v amplitudnem spektru, ki smo jih lahko povezali z uporabnikovo aktivnostjo. V času, ko je uporabnik osredotočen na utripajoče polje,

je povprečna amplituda alfa ritma nekoliko povišana, višje pa so tudi maksimalne vrednosti alfa ritma. Spremembe amplitudnega spektra so prikazane na sliki 2.17, alfa ritem prikazuje rdeča, beta ritem pa modra črta. Z našim vmesnikom nam ni uspelo izločiti frekvence, s katero utripa polje na katero je osredotočen uporabnik, čeprav smo preizkusili več različnih frekvenc.

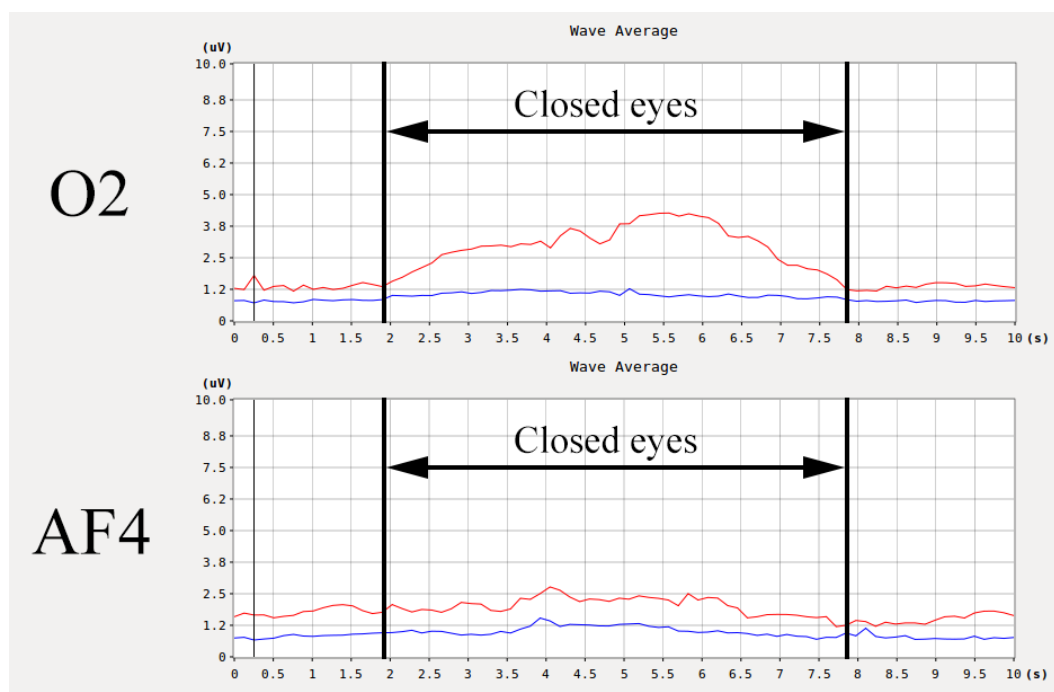
Izkazalo se je, da ta tehnika spreminjanja EEG signalov po naših kriterijih ni najboljša. Spremembe v amplitudnem spektru so zelo majhne in se jih težko loči od šuma. Največja slabost pa je težavna ponovljivost, saj vplivanje na EEG signale ni vedno uspelo, poleg tega pa je za uporabnika zelo naporno vzdrževanje koncentracije na polje, ki utripa z veliko frekvenco. Uporabnost te tehnike je majhna, saj omogoča le eno stanje poleg nevtralnega, to je v stanju visoke koncentracije, ko je povišan amplitudni spekter alfa ritma.

Zaprte oči

Alfa ritem ima največjo amplitudo, ko je uporabnik buden, sproščen in ima zaprte oči. Amplituda se spreminja kot odziv na odpiranje in zapiranje oči in utrujenost oziroma spanec. Povečana aktivnost alfa ritma je tudi povezana z zmanjšano aktivnostjo možganske skorje na tem področju. Alfa ritem je prisoten samo pri budnem človeku, zato se uporablja tudi kot znak prvih stopenj spanca [27].

Na alfa ritem smo vplivali z zapiranjem in odpiranjem oči. Pri tem smo spremembe iskali v amplitudnem spektru predvsem tistih EEG signalov, ki jih zajemamo iz zatilnega režnja možganske skorje, kjer je središče za procesiranje vizualnih informacij. Tehnika vplivanja je bila uspešna, saj so spremembe v spektru zelo opazne.

Povprečna vrednost amplitudnega spektra alfa ritma se ob zaprtih očeh uporabnika poveča. Poleg tega so v času zaprtih oči tudi maksimalne vrednosti alfa ritma veliko višje, kot v času odprtih oči. Da gre zares za zavedno spreminjanje alfa ritma in ne le motnje v signalu potrjuje beta ritem, ki ostaja nespremenjen. Zanimiva je tudi vzporedna primerjava spektrov različnih elektrod. Spremembe so največje v signalih zajetih z elektrodama O1 in O2, ki



Slika 2.18: Primerjava spremembe povprečne vrednosti amplitudnega spektra alfa ritma (rdeče) ob zaprtih očeh na različnih področjih možganske skorje.

sta položeni na zatilni režnj, medtem ko so spremembe v signalih zajetih na čelnem režnju komajda opazne. Spremembe v signalih prikazuje slika 2.18, kjer se jasno vidi povišana amplituda alfa ritma (rdeče) v času zaprtih oči, med tem ko amplituda beta ritma (modra) ostaja enaka. Opazna je tudi razlika med spremembami na področju elektrod O2 in AF4, saj sprememb na čelnem režnju, kjer je nameščena elektroda AF4 ni opaziti.

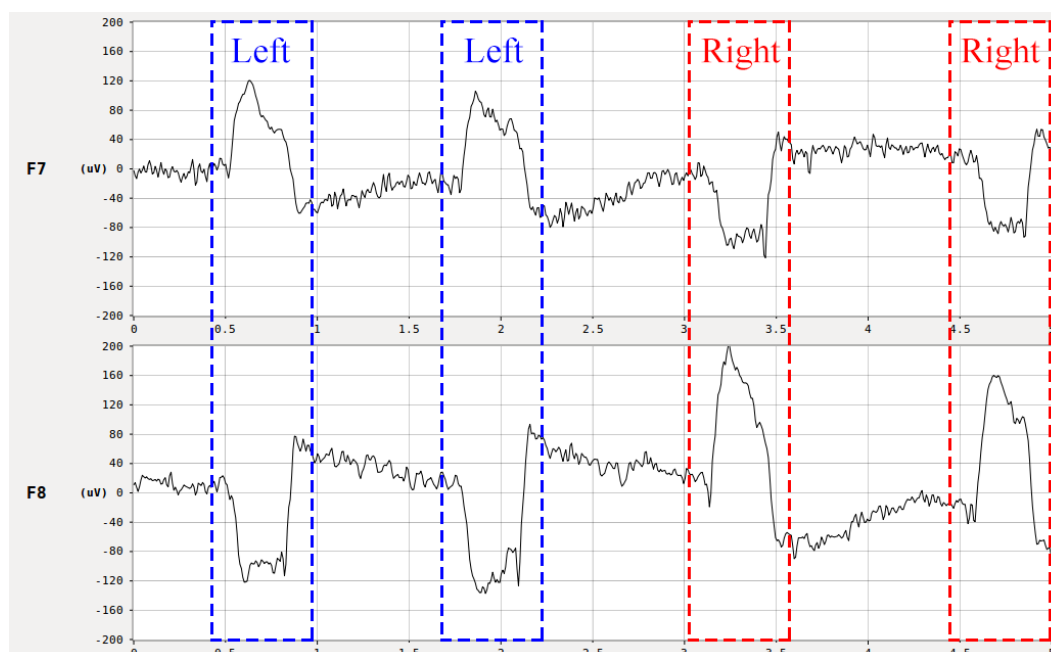
Tehnika vplivanja na EEG signale z zapiranjem oči se po naših kriterijih izkaže za uporabno tehniko, saj je detekcija enostavna, potrebno je le spremljati amplitudni spekter ustreznih kanalov. Tudi ponovljivost je zelo dobra, saj mora uporabnik zgolj zapreti oči in spremembe so opazne takoj. Slaba stran te tehnike je, da imamo zgolj eno stanje poleg nevtralnega, to je stanje zaprtih oči, ko so amplitude povišane. Tovrsten način vplivanja na EEG signale je poleg tega tudi nekoliko neustrezen za uporabo v BCI sistemih,

saj mora uporabnik zapreti oči, med tem pa ne more spremljati zaslona in prejemati vizualnih povratnih informacij.

Premikanje oči

Premikanje oči proizvede električno aktivnost, ki je tako močna, da je enostavno opazna v EEG signalu. Električna aktivnost odraža spremembo razlike napetostnih potencialov med roženico in mrežnico ob premiku očesa. Sprememba je skorajda proporcionalna s kotom premika pogleda. Moč zaznane aktivnosti je predvsem odvisna od oddaljenosti elektrode od oči. Električna aktivnost, ki je posledica premikanja oči, pogosto predstavlja motnjo v signalu, saj prekrije dejansko aktivnost možganov, zato se je razvilo kar nekaj načinov, kako to aktivnost odstraniti [3].

V našem primeru pa te aktivnosti nismo vzeli kot motnjo, ampak kot pokazatelj uporabnikovega vpliva na EEG signale. Zelo hitro smo opazili ponavljajoče se vzorce ob premikanju oči levo in desno, saj so spremembe v samem EEG signalu zelo velike po amplitudi. Spremembe smo zaznali na vseh osmih elektrodah, ki so nameščene na sprednjem delu glave, torej so blizu očem. Te spremembe so v obliki skokov in padcev napetosti, ki lahko presežejo tudi $150 \mu V$. Opazili smo tudi, da je velikost sprememb povezana s tem, kako močno spremenimo smer pogleda. Spremembe v signalu so odvisne tudi od hitrosti spremembe smeri pogleda, saj hitrejši in bolj sunkoviti premiki oči ustvarijo večje skoke in padce napetosti. Poleg tega so spremembe zelo konstantne, če so spremembe smeri pogleda podobne. Izkazalo se je tudi, da je iz sprememb v signalu možno določiti, v katero smer so se premaknile uporabnikove oči. Ugotovili smo, da ob premiku oči levo zaznamo na elektrodah nameščenih na levi strani glave skok napetosti, na elektrodah nameščenih na desni strani glave pa padec napetosti. Pri premiku oči desno pa se zgodi ravno obratno. Spremembe signalov na elektrodah F7 in F8, ki smo ju izbrali, ker sta najbližje očem in so zato spremembe največje, ob premikanju oči so prikazane na sliki 2.19.



Slika 2.19: Izsek iz prikaza EEG meritev kjer so prikazane spremembe signala na elektrodah F7 in F8 ob premikanju oči. Z modro barvo so označeni premiki oči v levo, z rdečo pa premiki v desno.

Dejstvo, da so spremembe ob premikanju oči nasprotno druga drugi, torej na eni lokaciji napetost pade na drugi pa naraste, omogoča tudi večjo zanesljivost detekcije sprememb in večjo odpornost na motnje.

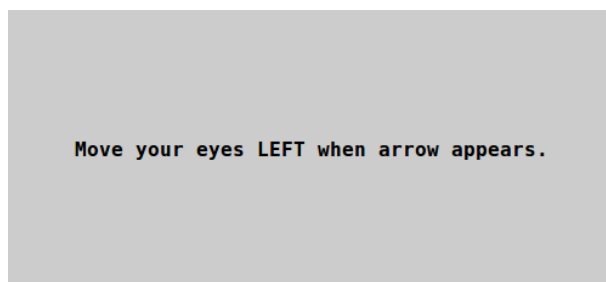
Spreminjanje EEG signalov s pomočjo premikanja oči se po naših kriterijih izkaže za dobro tehniko. Spremembe zelo izstopajo v signalih, poleg tega je zaradi svoje oblike veliko bolj odporna na motnje kot ostale tehnike, zaradi česar je njena detekcija enostavna. Ponovljivost je zelo visoka, saj se vsak premik oči uporabnika odraža v spremembi signala, poleg tega pa je moč sprememb možno nadzirati s tem za koliko spremenimo smer pogleda. Kot smo že omenili, je iz samih signalov tudi možno določiti smer spremembe pogleda, kar omogoča tej tehniki, da ima dve stanji poleg nevtralnega, torej pogled levo in pogled desno.

2.6.6 Protokol premikanja kazalca

Vmesnik možgani računalnik, ki smo ga razvili, omogoča horizontalno premikanje kazalca levo in desno, zato je tudi sam protokol njegovega nadzora oblikovan tako, da omogoča izvajanje dveh akcij, premik levo in premik desno. Protokol smo osnovali na tehniki spreminjanja EEG signalov s pomočjo premikanja oči levo in desno. Protokol za svoje delovanje uporablja le signale zajete z elektrod na lokacijah F7 in F8, ki sta najbližje očem in so spremembe povzročene s premikanjem oči zato tam najbolj izrazite. Protokol lahko razdelimo na tri sestavne dele, ki jih bomo v nadaljevanju bolj natančno predstavili: kalibracija, detekcija in klasifikacija sprememb v signalu ter odziv na uporabnikovo spreminjanje signalov.

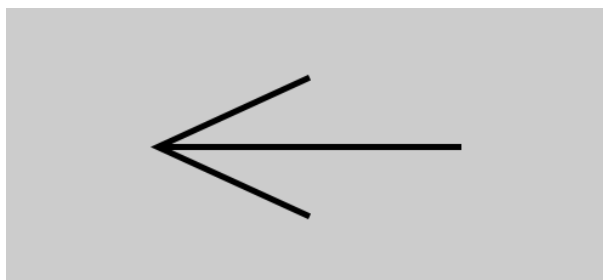
Kalibracija

Prvi del protokola s katerim se sreča uporabnik je kalibracija vmesnika. Namen tega dela je pridobiti vrednosti značilk, na podlagi katerih bomo kasneje iskali ustrezne spremembe v signalih. Kot smo že omenili, naš protokol izkorišča tehniko s premikanjem oči, rezultat katere so skoki in padci napetosti v signalu. Te skoke in padce lahko enostavno označimo kot lokalne maksimume in minimume v EEG signalih, na kar se osredotoča tudi naša kalibracija.



Slika 2.20: Prikaz napisa pred začetkom kalibracije za premik kazalca v levo.

Tekom kalibracije uporabnik, ko vmesnik prikaže ustrezen znak, izvede ustrezno akcijo. V času ko je prikazan znak za pogled levo (slika 2.21), mora uporabnik pogledati levo in nato nazaj na zaslon. Vmesnik izloči iz signala na lokaciji F7 lokalni maksimum, ki je bil zajet v tem času, iz signala na lokaciji F8 pa lokalni minimum. Podobno se zgodi ob znaku za pogled desno, le da vmesnik sedaj izloči lokalni minimum signala na lokaciji F7 in lokalni maksimum iz signala na lokaciji F8. Kalibracija poteka v dveh fazah, prva faza je namenjena kalibraciji za premik kazalca v levo, druga faza pa za premik kazalca v desno. Posamezna faza se začne s prikazom napisa (slika 2.20), ki uporabniku pove ali gre za kalibracijo premika kazalca v levo ali desno smer. Fazi sta ločeni s premorom, ki traja pet sekund. V vsaki fazi vmesnik prikaže pet znakov za premik oči v ustrezno smer, s čimer pridobimo pet vrednosti značilk, ki smo jih izločali. Znak za premik oči je prikazan eno sekundo, tako da se vrednosti značilk izračunamo iz zadnjih 128 vzorcev EEG meritev. Značilke iz petih ponovitev premikanja oči združimo tako, da izračunamo njihovo povprečje, s čimer dobimo po dve ciljni značilki za vsako smer premika oči. Med posameznimi znaki za premik oči je premor, ki traja dve sekundi.



Slika 2.21: Znak za pogled v levo, ki se prikazuje znotraj kalibracije.

Detekcija in klasifikacija

V tem delu protokola preverjamo ali je uporabnik izvedel premik oči, ter določamo smer premika. Vmesnik preveri štirikrat na sekundo ali se v si-

gnalih zajetih na lokacijah F7 in F8 pojavijo ustrezne spremembe. Pri tem analizira 64 zadnjih vzorcev, s čimer zagotovimo, da se 32 starejših vzorcev prekriva z vzorci iz predhodne analize. Pri analizi najprej določimo trenutne vrednosti značilnk na podlagi katerih zaznavamo iskane spremembe v signalu, torej določimo minimum in maksimum zadnjih 64 vzorcev zajetih na lokacijah F7 in F8. S tem pridobimo trenutne značilke, ki jih je v naslednjem koraku potrebno primerjati s ciljnim vrednostmi značilnk pridobljenimi v kalibraciji, da ugotovimo ali je uporabnik izvedel premik oči in določimo v katero smer jih je premaknil.

Primerjavo značilnk izvedemo tako, da izračunamo absolutno razliko med trenutno vrednostjo značilke in ciljno vrednostjo te značilke. Pri preverjanju premika oči v levo izračunamo absolutno razliko med trenutnim maksimumom v signalu zajetem na lokaciji F7 in ciljno vrednostjo na tej lokaciji za pogled levo, ter absolutno razliko med trenutno minimalno vrednostjo signala na lokaciji F8 in ciljno vrednostjo na tej lokaciji za pogled levo. Če so izračunana odstopanja trenutnih značilnk od značilnk, ki ustrezajo spremembi signala ob pogledu levo, manjša od 20% vrednosti ciljnih značilnk, potem izvedemo ustrezno akcijo. Zaznavanje premika oči in klic ustrezne akcije prikazuje psevdo koda 2.1.

```
1 if (abs(maxF7-maxCalLeftF7) <= abs(maxCalLeftF7*0.20) &&
2     abs(minF8-minCalLeftF8) <= abs(minCalLeftF8*0.20)) {
3     move_cursor_left();
4 }
5 if (abs(minF7-minCalRightF7) <= abs(minCalRightF7*0.20) &&
6     abs(maxF8-maxCalRightF8) <= abs(maxCalRightF8*0.20)) {
7     move_cursor_right();
8 }
```

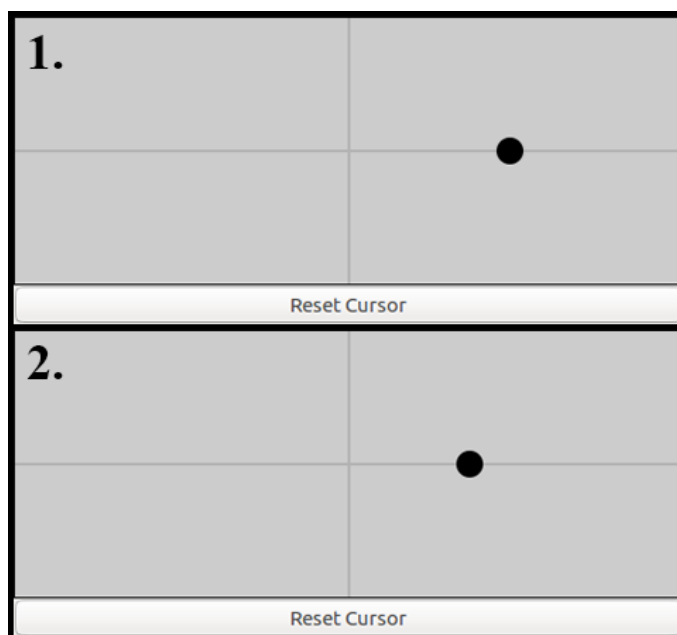
Psevdo koda 2.1: Detekcija sprememb v signalu ob premiku oči in proženje ustrezne akcije.

Podobni izračuni se izvedejo tudi za detekcijo pogleda v desno, le da se uporabljajo druge značilke. Za odstopanje trenutnih vrednosti od ciljnih v obliki 20% ciljne vrednosti smo se odločili, ker bi bilo iskanje popolnega

ujemanje značilk neuporabno, pri tem odstopanju pa je detekcija iskanih sprememb v signalu še vedno zelo dobra, dobra pa je tudi odpornost na šum.

Odziv

Zadnji del protokola predstavlja odziv vmesnika na uporabnikovo premikanje oči. V našem vmesniku dobi uporabnik povratno informacijo v obliki premika kazalca na zaslonu. Smer premika določa uporabnik s smerjo spremembe pogleda. Kadar uporabnik spremeni smer pogleda v levo, se kazalec premakne v levo, kadar pa spremeni smer pogleda v desno pa se kazalec premakne desno. Po premiku kazalca vmesnik naslednjih 750 milisekund ne preverja ali je uporabnik izvedel premik oči. S tem se izognemo ponovnemu premiku kazalca, ko uporabnik takoj po željeni spremembi smeri pogleda vrne pozornost na zaslon. Prikaz vmesnika ob izvedbi premika kazalca prikazuje slika 2.22.



Slika 2.22: Prikaz kazalca pred izvedbo premika v levo (1) in prikaz po izvedbi premika (2).

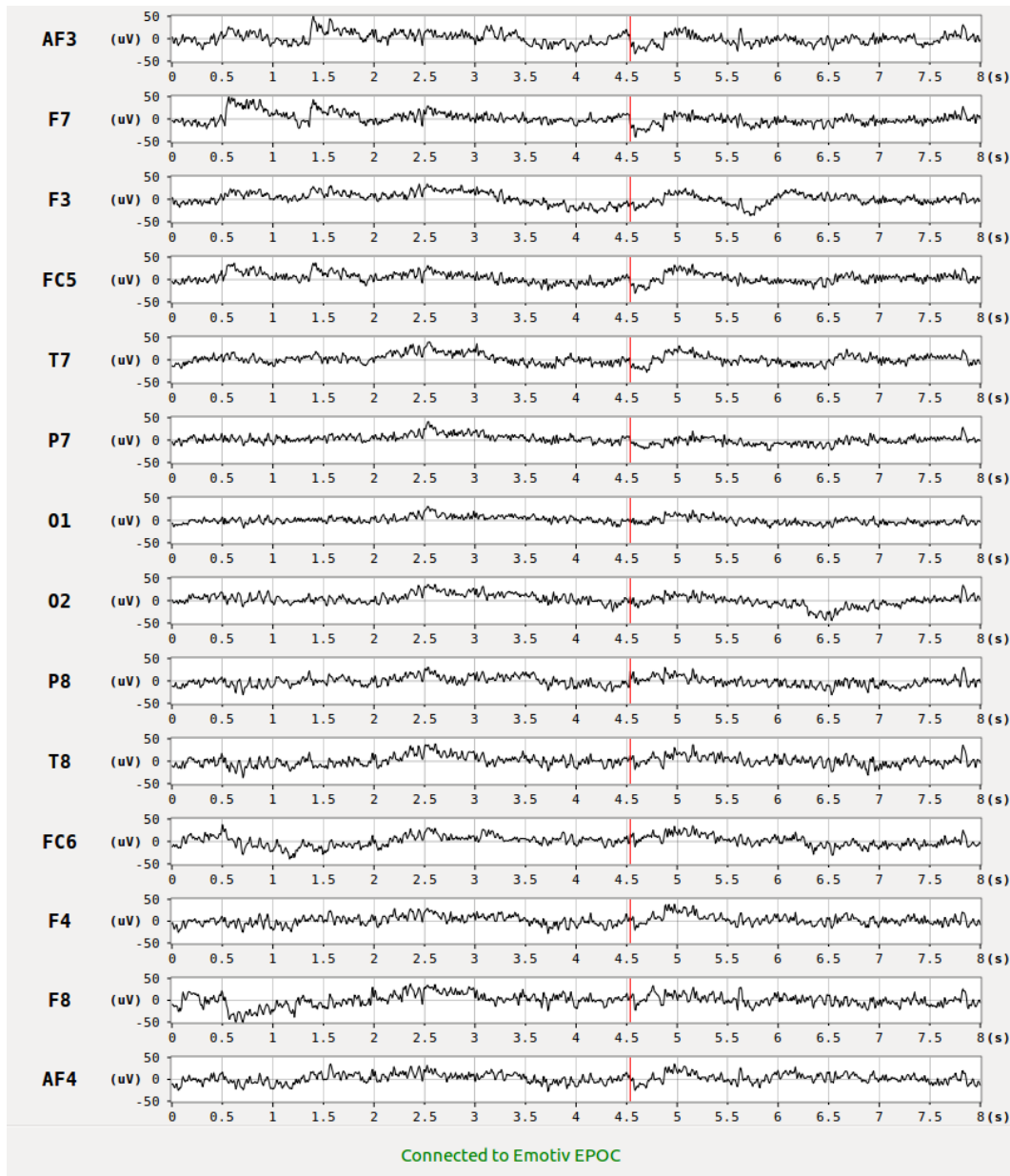
Poglavje 3

Rezultati

Rezultat tega diplomskega dela je razvit vmesnik možgani računalnik, ki omogoča zajemanje EEG signalov s pomočjo naglavnega sistema Emotiv EPOC in horizontalno premikanje kazalca na osnovi premikanja oči. Poleg tega smo razvili tudi aplikacijo, ki omogoča vizualizacijo in analizo EEG signalov v realnem času. V nadaljevanju bomo bolj natančno predstavili vse funkcionalnosti razvite aplikacije in vmesnika.

3.1 Analiza signalov

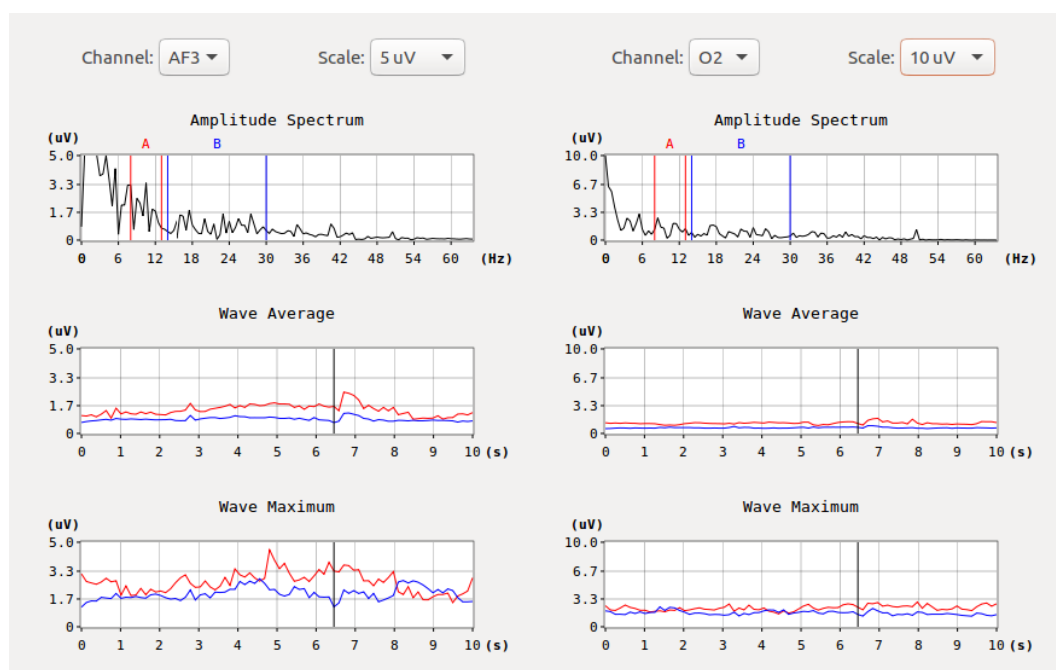
Večina funkcij, ki jih omogoča aplikacija, je namenjena prikazu zajetih EEG signalov in analizi le teh. V glavnem oknu aplikacije (slika 3.1), se nam v realnem času prikazujejo trenutne EEG meritve. Prikazane so meritve zadnjih osmih sekund. V spodnjem delu okna se nam prikazuje stanje povezave z naglavnim sistemom, bodisi je povezava vzpostavljena ali pa ne. Za prikaz podatkov mora biti povezava vzpostavljena ali pa moramo predvajati posnetek meritev, kar je bolj podrobno razloženo v poglavju 3.2. Uporabnik lahko sam določa kateri kanali signalov so prikazani, z izbiro le teh v vrstičnem meniju. Poleg tega lahko uporabnik določa tudi razpon amplitude na prikazih signalov, kar omogoča lažjo analizo tako signalov z majhno amplitudo kot z večjo.



Slika 3.1: Glavno okno aplikacije, ki prikazuje trenutne EEG meritve v realnem času.

Poleg glavnega okna sta na voljo še dve sekundarni okni, ki sta namenjeni analizi amplitudnega (slika 3.2) in močnostnega spektra. Po izgledu

sta enaka, le da prikazujeta drugačne podatke. Obe okni sta oblikovani tako, da omogočata vzporedno primerjavo dveh kanalov EEG signalov. Kanala izbere uporabnik, poleg tega pa lahko določi tudi razpon amplitude oziroma moči. Okno prikazuje ustrezen spekter izbranih kanalov v realnem času, na njem pa sta za lažjo analizo označeni tudi območji alfa in beta ritma. Poleg tega je za vsak kanal prikazan še graf spreminjanja povprečja in maksimuma alfa in beta ritma skozi čas.



Slika 3.2: Prikaz amplitudnih spektrov ter povprečij in maksimumov alfa in beta ritma znotraj aplikacije.

3.2 Snemanje in predvajanje

Zelo pomembna in uporabna funkcija naše aplikacije je tudi snemanje in ponovno predvajanje zajetih meritev. Ta funkcija omogoča uporabo aplikacije tudi brez povezave z naglavnim sistemom, saj meritve za prikaz pridobiva iz

ustrezne datoteke. Trenutno aplikacija podpira le datoteke v našem formatu, ki smo ga predstavili v poglavju 2.6.4. Predvajanje posnetkov meritev se izkaže za uporabno predvsem pri analizi signalov, saj lahko posnetek večkrat analiziramo, poleg tega pa prihranimo čas, ki je potreben za nameščanje naglavnega sistema in ponovni zajem meritev. Med predvajanjem posnetka ima uporabnik možnost, da predvajanje ustavi, kar omogoča bolj natančno analizo signalov v tistem trenutku. Ob ustavljenem predvajanju se poleg prikaza signalov ne spreminjajo tudi spektrogrami in prikazi značilk. Posnetek lahko v vsakem trenutku tudi prenehamo predvajati ali pa začnemo predvajati od začetka. Snemanje meritev je zelo enostavno, saj le določimo ime datoteke v katero želimo posnetek shraniti. Snemanje je popolnoma nemoteče za uporabnika in ta lahko med tem spremlja signale povsem enako kot brez snemanja.

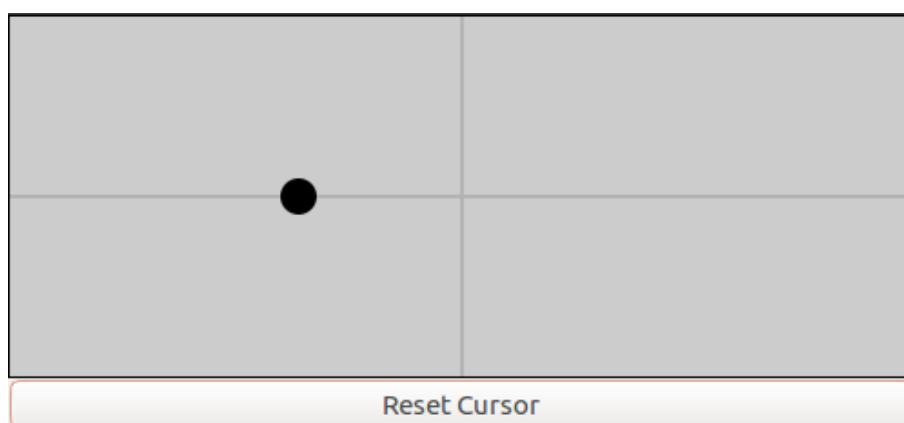
Funkcijo snemanja in predvajanja smo uporabljali tudi pri razvoju našega vmesnika možgani računalnik, za podrobno analizo sprememb v signalu ob posameznih tehnikah vplivanja na signale. S tem smo prihranili veliko časa, ki bi ga potrebovali za vsakokratno ponovno nameščanje sistema in zajemanje dobrih meritev.

3.3 Vmesnik možgani računalnik

Razvili smo tudi vmesnik možgani računalnik, ki uporabniku omogoča, da s pomočjo premikanja oči levo in desno premika kazalec na zaslonu v horizontalni smeri. Podoben sistem, ki omogoča nadzor petih ali šestih funkcij s pomočjo premikov oči, so predstavili v članku [28]. Signale so zajemali s pomočjo dveh elektrod postavljenih za ušesi. Izkazalo se je, da je sistem primeren tudi za igranje preproste dvodimenzionalne računalniške igre. Še en podoben sistem, ki omogoča premikanje kazalca v dveh dimenzijah so predstavili v članku [29]. Poleg tega so izdelali tudi napravo za zajemanje signalov v obliki očal, po katerih so razporejene potrebne elektrode.

Uporaba našega vmesnika je zelo preprosta, poleg ustrezne namestitve

naglavnega sistema Emotiv EPOC, kjer potrebujemo le elektrodi na lokacijah F7 in F8, mora uporabnik pred uporabo opraviti le še kalibracijo. Tekom kalibracije uporabnik dobi na zaslonu prikazane vse potrebne informacije, kot so znak za pogled levo (slika 2.21) ali desno ob ustreznem trenutku. Po opravljeni kalibraciji se prikaže polje, na katerem je prikazan kazalec v obliki črnega kroga. Uporabnik nato z premiki oči v levo in desno ustrezno premika kazalec. Kazalec lahko ponastavimo na sredino polja s pritiskom na ustrezni gumb pod poljem. Izgled vmesnika, v fazi kjer uporabnik nadzoruje kazalec, prikazuje slika 3.3.



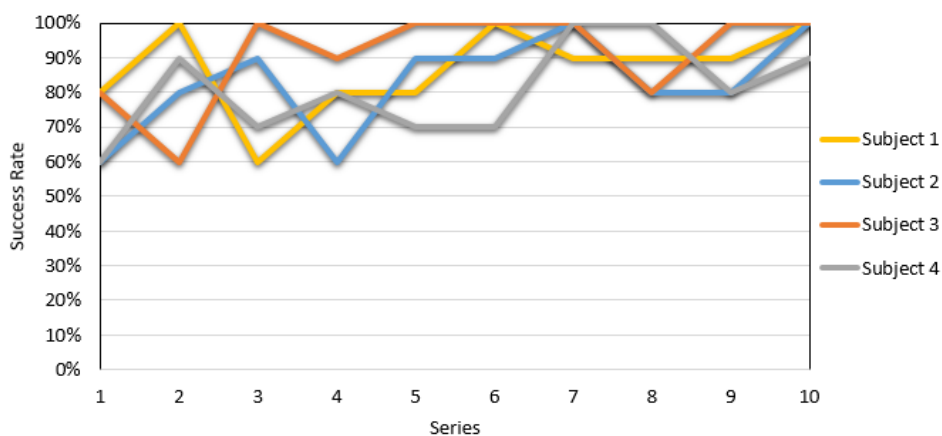
Slika 3.3: Prikaz vmesnika v fazi, ko ima uporabnik nadzor nad kazalcem.

3.3.1 Ocena delovanja

Delovanje vmesnika, ki smo ga razvili, lahko ocenimo na dva načina. Prvi način je priprava testa, s katerimi bomo preverili pravilno detekcijo in klasifikacijo uporabnikovih ukazov, drugi način pa je skozi opazovanje uporabe vmesnika za premikanje kazalca po zaslonu.

Test smo oblikovali tako, da je sestavljen iz več serij. Vsaka serija se začne s kalibracijo, ki je potrebna za uporabo vmesnika. Po opravljeni kalibraciji se na zaslonu začnejo prikazovati znaki, za premik kazalca levo ali desno. Znak je prikazan dve sekundi, v tem času pa mora testni subjekt izvesti premik

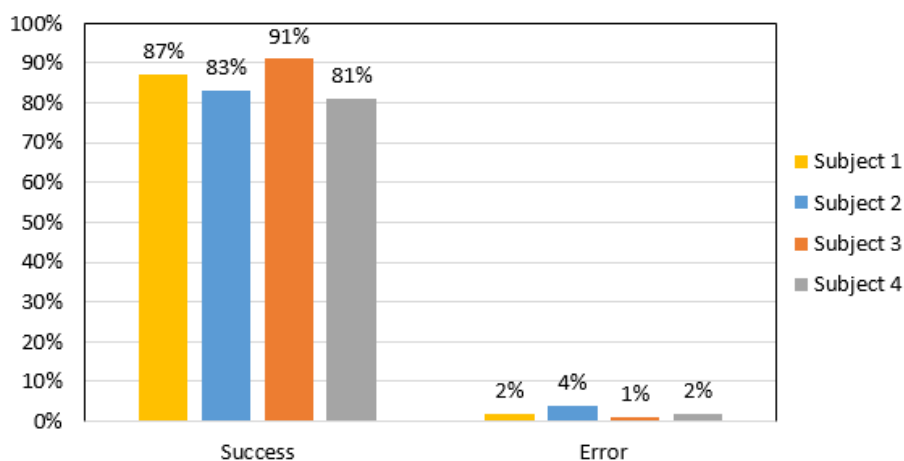
oči, ki bi izvedel ustrezen premik kazalca. Preden se prikaže znak za premik, je prikazano odštevanje, ki traja tri sekunde. V vsaki seriji se prikaže 10 naključnih znakov za premik kazalca. Vsak testni subjekt je opravil 10 serij testov, med katerimi sta bili vsaj dve minuti premora za počitek. S tem smo za vsakega testnega subjekta pridobili 100 vzorcev opravljenih premikov kazalca. Cilj testov je bilo ugotoviti v koliko primerih uporabniku v danem času uspe izvesti zahtevano akcijo oziroma jo vmesnik uspe zaznati. Ob prikazu znaka za premik kazalca lahko pride do treh situacij: uporabnik je izvedel ustrezno akcijo, uporabnik je izvedel napačno akcijo ali pa uporabnik ni izvedel akcije. Uporabnik dobi povratno informacijo, o tem do katere situacije je prišlo, v obliki napisa pred začetkom odštevanja do naslednjega znaka za ukaz. V testiranju so sodelovali štiri testni subjekti s povprečno starostjo 21 let. Med njimi je bila ena ženska. Vsem je bilo pred izvajanjem testov razloženo delovanje vmesnika in potek testiranja.



Slika 3.4: Prikaz uspešnosti testnih subjektov znotraj posameznih serij testov.

Testi so pokazali, da je testnim subjektom v povprečju v 85,5% uspelo izvesti zahtevan premik kazalca v roku dveh sekund. Pri najbolj uspešnem testnem subjektu je bila uspešnost kar 91%, pri najmanj uspešnem pa 81%.

Poleg tega lahko iz slike 3.4, ki prikazuje uspešnost posameznih testnih subjektov znotraj posameznih serij testov, razberemo, da je bila uspešnost v prvih nekaj serijah zelo spremenljiva, nato pa se počasi stabilizira. Izkazalo se je tudi, da so napačne detekcije vmesnika zelo redke, saj so testni subjekti le v 2,3% vseh poizkusov izvedli napačen premik kazalca. Napačni premiki so predvsem posledica dejstva, da vmesnik ne zazna želenega premika oči, temveč premik oči nazaj na zaslon, pri čemer sproži napačno akcijo. Nekoliko visok je delež poizkusov v katerih vmesnik ni zaznal uporabnikovega premika oči, saj je ta v povprečju 12,2%. Deleži uspešnih in neuspešnih premikov kazalca po posameznih testnih subjektih, prikazuje slika 3.5.



Slika 3.5: Prikaz deležev pravih in napačno izvedenih premikov kazalca s strani testnih subjektov.

Po pogovoru s testnimi subjekti smo izvedeli, da so tekom testiranja razvili svoje pristope s katerimi so dosegali boljše rezultate. Eden izmed testiranih je izkoristil očala, ki jih nosi, tako, da je pogled vedno usmerjal v levi ali desni rob okvirja očal. S tem je zagotavljal močno spremembo smeri pogleda, ki pa je bila vedno enaka, ne glede na premikanje glave. Ostali subjekti so si v ozadju izbrali dve točki levo in desno od zaslona, na kateri so usmerili pogled ob premikanju oči. S tem so vedno izvedli dokaj podoben premik

oči. Eden izmed tesnih subjektov, se je iz začetnega položaja zelo približal zaslonu. Posledica tega je bila, da je moral smer pogleda veliko bolj spremeniti, da ga je usmeril v izbrane točke v ozadju, s čimer so bile spremembe v signalu večje.

Izkazalo se je tudi, da je bilo boljše rezultate lažje doseči s hitrimi premiki oči v zeleni smeri in potem takoj nazaj v smeri zaslona. Razlog za to je, da s tem povzročimo veliko bolj izrazite skoke in padce napetosti v elektrodah okoli oči, ki jih vmesnik lažje in bolj zanesljivo zazna.

Testni subjekti so preizkusili tudi celoten vmesnik, v katerem so premikali kazalec po zaslonu levo in desno. Izkazalo se je, da se rezultati iz testiranja odražajo tudi v praktični uporabi vmesnika, saj so imeli uporabniki dober nadzor nad kazalcem in je vmesnik hitro postal zelo intuitiven. Nekateri od testnih subjektov so izrazili, da uporaba vmesnika postane nekoliko naporna ob dolgotrajnejši uporabi.

3.3.2 Primeri uporabe

Vmesnik, ki smo ga razvili, omogoča premikanje kazalca v horizontalni smeri, kar samo po sebi ni preveč uporabno, zato je potrebno razviti aplikacije, ki uporabljajo ta vmesnik in zagotavljajo uporabnost. Razvoj teh aplikacij ni del tega diplomskega dela, bomo pa predstavili primere možnih praktičnih uporab našega vmesnika.

Naš vmesnik bi zelo enostavno lahko uporabili za olajšanje komunikacije med paraliziranim bolnikom in ostalimi. Aplikacija bi v zelo osnovni različici omogočala le izbiro med več v naprej pripravljenimi odgovori. Uporabnik bi se med njimi pomikal levo in desno, ter izbral zeleno izbiro tako, da določen čas ostane pri isti izbiri. Izbiri bi lahko izvedli tudi tako, da uporabimo neko drugo tehniko vplivanja na EEG signale, na primer zapiranje oči, ki smo jo že omenili pri iskanju najboljše tehnike za naš vmesnik. Aplikacijo bi lahko razširili tako, da bi omogočala uporabniku pisanje poljubnih sporočil. Pri tem bi lahko uporabili podoben način, kot je predstavljen v članku [30], kjer se uporabnik postopoma z zaporednimi odločitvami spušča po odločitvenem

drevesu. Na začetku izbere eno od skupin, ki vsebuje zeleno črko. Izbrana skupina se nato razdeli na več manjših in uporabnik spet izbere ustrezno skupino. Z izbiranjem nadaljuje dokler niso na voljo le še izbire z eno črko. Odločitveno drevo, ki so ga uporabili v članku [30] omogoča izbiro črke v treh korakih.

Drugi primer uporabe bi lahko bil namenjen nadzoru ortoze, ki bi omogočala uporabniku, ki je izgubil nadzor nad roko, stiskanje pesti. Podobno aplikacijo so razvijali v članku [13]. Uporabnik bi lahko z zaporednimi premiki pogleda v desno vse bolj stiskal dlan, z zaporednimi pogledi v levo pa dlan odpiral. S tem bi uporabnik spet dobil možnost prijemanja stvari, ki jo je izgubil zaradi bolezni ali poškodbe.

Poleg medicinske uporabe pa bi bil naš vmesnik uporaben tudi v zabavni industriji. Aplikacija bi lahko omogočala preklapljanje med programi na televiziji, s pomočjo premikov pogleda levo in desno. Pogled levo bi preklopil na prejšnji program, pogled desno pa na naslednji. Neželenemu preklapljanju bi se lahko izognili tako, da bi bila potrebna dva ali trije zaporedni pogledi v levo ali desno v kratkem času, da se izvede akcija prestavljanja programa. Aplikacija bi bila tudi v tem primeru še posebej primerna za uporabnike, ki ne morejo uporabljati običajnega daljinskega upravljalnika.

Poglavje 4

Diskusija in nadaljnje delo

4.1 Splošno o rezultatih

Z rezultati našega dela smo lahko zadovoljni, saj nam je uspelo izdelati vmesnik, ki omogoča premikanje kazalca v horizontalni smeri. Tudi rezultati, ki smo jih dobili s pomočjo testiranja, so zelo obetavni, saj je testnim subjektom v več kot 85% poizkusov uspelo izvesti zahtevan premik kazalca v roku dveh sekund. Nekoliko nas je presenetilo dejstvo, da so testni subjekti že v prvih poizkusih dosegali dobre rezultate in niso potrebovali veliko časa za prilagajanje vmesniku, kar je zelo pomembna lastnost pri prehodu v praktično uporabo. Izkazalo se je tudi, da je vmesnik primeren za različne uporabnike in razlike v rezultatih med njimi niso velike, saj se vmesnik s kalibracijo prilagaja posamezniku. Vmesnik se je izkazal za dobrega tudi ob praktični uporabi, kjer so uporabniki premikali kazalec, saj se je še posebej pri testnem subjektu, ki je v testiranju dosegel 91% pravilnost izvajanja premikov, izkazalo, da ima uporabnik zelo dober nadzor in je hitrost prenosa informacij kar zadovoljiva, glede na to, da vmesnik omogoča le premike v horizontalni smeri.

Ta slabost vmesnika je posledica dejstva, da nismo uspeli najti načina, ki bi omogočal uporabniku izvajanje več kot dveh akcij, s pomočjo vplivanja na EEG signale. Na tem mestu nas je nekoliko presenetilo to, da nismo uspeli

zaznati in izkoristiti sprememb, ki bi bile posledica motoričnih aktivnosti, saj smo od te tehnike na začetku pričakovali največ. Na srečo nam je z našim vmesnikom uspelo zaznati in analizirati še tri druge tehnike vplivanja na EEG signale, kar potrjuje, da je vmesnik sposoben zaznavanja in analize različnih tipov možganske aktivnosti.

Poleg našega vmesnika ne smemo pozabiti na aplikacijo za zajemanje in analizo EEG signalov, ki smo jo razvili kot pripomoček za razvoj vmesnika. Aplikacija se je izkazala kot zelo dobra za spremljanje EEG signalov v realnem času in osnovno analizo le teh. Poleg tega nam je bila v veliko pomoč pri razvoju vmesnika. Dokazali smo tudi, da je s cenovno zelo ugodnimi sistemi za zajem EEG meritev, kot je Emotiv EPOC, možno razvijati napredne BCI sisteme in preučevati možgansko aktivnost.

4.2 Nadaljnje delo

V tem diplomskem delu smo razvili dobro delujoč vmesnik, ki pa ne omogoča veliko različnih akcij. Nadaljnje delo bi bilo dobro usmeriti na nadgradnjo vmesnika tako, da bi ta omogočal več različnih akcij, s čimer bi znatno povečali njegovo uporabnost. Prva stopnja bi bil prehod iz enodimenzionalnega premikanja kazalca v dvodimenzionalno. Za proženje več različnih akcij bi bilo potrebno poiskati novo tehniko vplivanja na EEG signale, ki omogoča več stanj oziroma bolj natančno preučiti katero od tehnik, ki smo jih že preverjali v tem diplomskem delu. Pri tem si največ pozornosti zaslužijo tehnike, ki temeljijo na zamišljanju ali dejanskem izvajanju motoričnih aktivnosti, saj bi možnost ločevanja aktivnosti na levi in desni strani možganske skorje znatno povečala število možnih akcij. Naš vmesnik bi bilo možno tudi vključiti v povsem praktično aplikacijo, ki bi bila lahko ena izmed prej omenjenih praktičnih uporab ali pa kakšen drug primer. S tem bi lahko še bolje preverili uporabnost vmesnika, ki smo ga razvili.

Možnosti za nadaljnje delo so tudi v nadaljnjem razvoju aplikacije za zajemanje in analizo EEG signalov, ki smo jo razvili za pomoč pri načrtovanju

vmesnika. Aplikacijo bi lahko nadgradili tako, da bi omogočala analizo posnetkov v več različnih formatih, saj sedaj omogoča le analizo posnetkov v našem formatu. S tem bi pridobili možnost dela z že obstoječimi bazami zajetih meritev, ki so zajete z bolj natančnimi napravami od sistema Emotiv EPOC, ki smo ga uporabljali v tem delu. Analizo signalov bi lahko razširili s spremljanjem dodatnih značilk signalov in možnostjo dodajanja označb v posnetke zajetih meritev, ki bi označevale aktivnost uporabnika v tistem času.

Literatura

- [1] G. Schalk *et al.*, “BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004.
- [2] D. D. R. Federico Carpi, “Non invasive brain-machine interfaces,” *ESA advanced concepts team publications*, 2006.
- [3] L. S. P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Science Publishing, 2005.
- [4] “Neurons, Nerve Tissues and The Nervous System.” Dosegljivo: <http://biomedicalengineering.yolasite.com/neurons.php>. [Dostopano 5. 8. 2017].
- [5] R. S. Paul L. Nunez, *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. Oxford University Press, 2006.
- [6] “Straight, No Chaser: Brain Health – How Your Brain Works.” Dosegljivo: <https://jeffreysterlingmd.com/tag/cerebral-cortex/>. [Dostopano 5. 8. 2017].
- [7] M. Teplan, “Fundamentals of EEG measurement,” *Measurement Science Review*, vol. 2, 2002.
- [8] “How to Survive Neuroscience at Brown.” Dosegljivo: <http://brownuniversityneurodug.webflow.io/neuroscience-survival-guide>. [Dostopano 5. 8. 2017].

-
- [9] D. J. K. i. J. R. W. Jerry J. Shih, “Brain-computer interfaces in medicine,” *Mayo Clinic Proceedings*, 2012.
- [10] J. R. Wolpaw *et al.*, “Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000.
- [11] “Brain Computer Interfaces for Cerebral Palsy.” Dosegljivo: <https://www.intechopen.com/books/cerebral-palsy-challenges-for-the-future/brain-computer-interfaces-for-cerebral-palsy>. [Dostopano 5. 8. 2017].
- [12] M.-S. M. M. Sarah N. Abdulkader, Ayman Atia, “Brain computer interfacing: Applications and challenges,” *Egyptian Informatics Journal*, 2015.
- [13] E. Buch *et al.*, “Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke,” *Stroke*, 2008.
- [14] D. J. M. Jonathan R. Wolpaw, “Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2004.
- [15] D. G. M. John G. Proakis, *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms & Applications*. Pearson Prentice Hall, 2007.
- [16] “Emotiv.” Dosegljivo: <https://www.emotiv.com/epoc/>. [Dostopano 5. 8. 2017].
- [17] M. Lang, “Investigating the emotiv EPOC for cognitive control in limited training time,” diplomsko delo, Department of Computer Science University of Canterbury, 2012.
- [18] S. Jirayucharoensak *et al.*, “EEG-based emotion recognition using deep learning network with principal component based covariate shift adaptation,” *The Scientific World Journal*, 2014.

-
- [19] “Emotiv SDK Community Edition, API Documentation.” Dosegljivo: <http://emotiv.github.io/community-sdk/>. [Dostopano 10. 7. 2017].
- [20] “Emotiv Software Development Kit, User Manual for Release 2.0.0.20.”
- [21] “TestBench User Manual.” Dosegljivo: <http://www.crossroadsacademy.org/crossroads/wp-content/uploads/2016/05/Test-Bench-Manual-.pdf>. [Dostopano 10. 7. 2017].
- [22] “The GTK+ Project.” Dosegljivo: <https://www.gtk.org/>. [Dostopano 26. 7. 2017].
- [23] “Glade - A User Interface Designer.” Dosegljivo: <https://glade.gnome.org/>. [Dostopano 26. 7. 2017].
- [24] “Programming with gtkmm 3.” Dosegljivo: <https://developer.gnome.org/gtkmm-tutorial/stable/>. [Dostopano 26. 7. 2017].
- [25] “Signal Processing in C++ Using Aquila 3.0.” Dosegljivo: <http://electronicsforu.com/buyers-guides/software-buyers-guide/signal-processing-c-using-aquila-3-0>. [Dostopano 26. 7. 2017].
- [26] R. Kus *et al.*, “On the quantification of SSVEP frequency responses in human EEG in realistic BCI conditions,” *PLOS ONE*, vol. 8, 2013.
- [27] R. I. Goldman *et al.*, “Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm,” *Neuroreport*, 2002.
- [28] A. N. Belkacem *et al.*, “Real-time control of a video game using eye movements and two temporal EEG sensors,” *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2015.
- [29] C. P.-V. Eduardo Iáñez, Jose M. Azorin, “Using eye movement to control a computer: A design for a lightweight electro-oculogram electrode array and computer interface,” *PLOS ONE*, 2013.

- [30] H. Cecotti, “A self-paced and calibration-less ssvep-based brain–computer interface speller,” *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, vol. 18, 2010.