

Trendi v razvoju BCI in izdelava možganskega vmesnika EEG



Raziskovalna naloga

Področje: biologija

Avtorica:

Sara Črepinšek

Mentorica:

mag. Tatjana Jagarinec

Mestna občina Celje, Mladi za Celje

Celje, 2016

Zahvala

Zahvaljujem se vsem, ki so kakor koli pomagali pri nastajanju te raziskovalne naloge.

Iskrena hvala mag. Tatjani Jagarinec, ki je prevzela zahtevno nalogo mentorice, prof. Riku Šafariču in prof. dr. Alešu Holobarju s Fakultete za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru, ki sta me prijazno sprejela v njihov laboratorij in mi posredovala veliko uporabnih informacij.

Najlepša hvala vsem avtorjem člankov, ki so mi posredovali raziskave in informacije ter mi pomagali, da sem se lahko poglobila v obravnavano tematiko.

Za podporo se zahvaljujem tudi svoji družini, še posebej očetu, ki mi je svetoval in pomagal pri izdelavi naprave BCI.

Povzetek

Možganski vmesniki (BCI) so neposredna povezava med možgani in računalnikom. Naloga je nastajala v sodelovanju s FERI Univerze v Mariboru, na kateri se ukvarjajo z vmesniki BCI.

Glavni cilji te raziskovalne naloge so širjenje znanja o možganskih vmesnikih, primerjava vrst BCI in ugotavljanje možnosti njihove uporabe ter trendov v razvoju. Naloga je osredotočena tudi na učinkovitost BCI in primerjavo najpomembnejših komponent.

Najučinkovitejši sistemi v krajšem časovnem obdobju so invazivni EEG, ki pa jim v daljšem obdobju zaradi brazgotinjenja tkiva upade kakovost signalov, zato so trenutno najperspektivnejši neinvazivni EEG vmesniki. Možganski vmesniki se največ uporabljajo v medicini pri povrnitvi čutil in nevrorehabilitaciji, vendar jih najdemo tudi v zabavni elektroniki, pametnih sistemih, sodstvu in drugje.

Z izdelavo neinvazivnega vmesnika EEG, ki za neurofeedback uporablja spreminjanje barv luči LED, sem želela pokazati tudi možnost enostavnejšega razvijanja komercialnih BCI. Ob preizkušanju stopnje sproščenosti in koncentracije je naprava pokazala precej višjo stopnjo sproščenosti ob zaprtih očeh, stopnja osredotočenosti pa je bila večja, ko so bile oči odprte. V vseh poskusih se je po daljši uporabi pojavila koadaptacija in dosežena je bila 100 % osredotočenost.

Del raziskovanja je bila tudi izdelava slovarja uporabnih strokovnih izrazov, saj je tema v Sloveniji precej neraziskana.

Kazalo vsebine

ZAHVALA.....	II
POVZETEK	III
KAZALO VSEBINE	IV
KAZALO SLIK	VIII
KAZALO TABEL	VIII
1 UVOD	1
1.1 Izbor problema	1
1.2 Cilji in namen raziskovalnega dela	2
1.3 Delovne hipoteze	2
2 TEORETIČNE OSNOVE.....	4
2.1 Anatomija in fiziologija možganov	4
2.1.1 Možganska anatomija	4
2.1.2 Delovanje možganov	4
2.2 Kortikalna plastovitost in adaptacija sistema BCI	5
2.3 Ekstremno nizkofrekvenčni valovi (valovi ELF).....	5
2.3.1 Vrste signalov glede na frekvenco.....	6
2.3.1.1 Delta ritmi	6
2.3.1.2 Theta ritmi	6
2.3.1.3 Alfa ritmi	6
2.3.1.4 Beta ritmi	7
2.3.1.5 Gama ritmi	7
2.4 Snemanje možganske aktivnosti.....	8
2.4.1 Elektroencefalografija (EEG).....	8

2.4.2 Elektrode	10
2.4.2.1 Ionsko selektivne elektrode	11
2.4.2.2 Pomožne, delovne in referenčne elektrode	11
2.4.2.3 Aktivne in pasivne elektrode	11
2.4.2.4 Gelirane elektrode	12
2.4.2.5 Suhe elektrode	12
2.4.3 Elektrokortikografija (EcoG)	12
2.4.4 Uporaba EEG	12
2.4.5 Artefakti pri posnetkih EEG	13
2.5 Možganski vzorci	13
2.5.1 Sinhrono delovanje	14
2.5.2 Ritmični signali EEG in nihanje aktivnosti EEG (oscilatorna aktivnost EEG)	14
2.5.2.1 Motorične predstave (MI)	14
2.5.3 Evocirani potenciali – EP	15
2.5.3.1 Dogodkovno izzvani potenciali – ERP	15
2.5.3.2 Nevronski potencial	17
2.6 Možganski vmesniki	17
2.6.1 Vrste možganskih vmesnikov	17
2.6.1.1 Invazivni BCI	17
2.6.1.2 Polinvazivni BCI	17
2.6.1.3 Neinvazivni BCI	18
2.6.2 Zmogljivost BCI	18
2.6.2.1 Klasifikacijska natančnost	18
2.6.2.2 Stopnja napak	18
2.6.2.3 Aplikacijsko odvisne meritve	18
2.6.2.4 Stopnja prenosa podatkov – ITR (information transfer rate)	18
2.6.3 Aplikacije BCI	19
2.6.4 Uporaba sistemov BCI	21
2.6.4.1 Medicina	21
2.6.4.2 "Brain fingerprinting"	23
2.6.4.3 Zabavna elektronika	23
3 RAZISKOVALNE METODE	28
3.1 Pregled literature in obisk laboratorija na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko UM	28
3.2 Izdelava neinvazivnega možganskega vmesnika LED EEG	29

3.2.1 Material	29
3.2.1.1 Čip Neurosky	30
3.2.1.2 Arduino TinyLily in mini adapter FTDI USB Arduino programska oprema	31
3.2.1.3 Referenčna elektroda	32
3.2.1.4 Akumulator LiPo	33
3.2.1.5 Breakoutboard 2-pin JST	33
3.2.1.6 Luči RGB LED	34
3.2.1.7 Mode switch	34
3.2.2 Postopek izdelave	34
3.2.3 Preizkus delovanja	36
3.2.4 Preizkušanje stopnje koncentracije in sproščenosti	36
3.3 Izdelava slovarja z najpogostejšimi izrazi	36
 4 REZULTATI	 38
4.1 Hipoteza 1: Predvidevam, da so najpogostejše uporabljeni sistemi BCI neinvazivni EEG, najbolj učinkoviti pa invazivni EEG.	38
4.2 Hipoteza 2: BCI se največ uporabljajo v medicini za rehabilitacijo težkih invalidov, za komercialno uporabo pa niso široko dostopni.	40
4.3 Hipoteza 3: Doma je mogoče izdelati enostavno neinvazivno napravo EEG, ki učinkovito deluje kot možganski vmesnik.	41
4.3.1 Poskusi stopnje sproščenosti	43
4.3.2 Poskusi stopnje koncentracije	44
 5 RAZPRAVA	 47
5.1 Način delovanja možganskih vmesnikov	48
5.2 Primerjava snemalnih tehnik	48
5.3 Uporaba in dostopnost BCI	49
5.4 Interpretacija poskusov z vmesnikom	50
5.5 Etnični vidik možganskih vmesnikov	51
5.6 Predlogi	52
5.6.1 Programska in strojna oprema	52

5.6.2 Splošna uvedba in razvoj suhih elektrod	52
5.6.3 Izboljšanje ITR.....	52
5.6.4 Kompatibilnost aplikacijBCI	53
5.6.5 Delovanje v resničnem svetu.....	53
5.6.6 Personalizirano zdravljenje	53
5.6.7 Etnični vidik	53
6 SKLEPI	55
6.1 Možnosti prihodnjih raziskav.....	55
7 VIRI IN LITERATURA.....	57
7.1 Literatura	57
7.2 Internetni viri	59
7.3 Viri slik.....	60
7.4 Viri tabel.....	60
PRILOGE	62
1 Slovar izrazov	62
2 Raziskovalni projekti Laboratorija za sistemsko programsko opremo (izr. prof. dr. Aleš Holobar) na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru.....	66

Kazalo slik

Slika 1: Oblika delta valov	6
Slika 2: Oblika theta valov	6
Slika 3: Oblika alfa valov.....	7
Slika 4: Oblika beta valov	7
Slika 5: Oblika gama valov.....	8
Slika 6: Referenčne točke za postavitve elektrod	9
Slika 7: Mednarodni sistem nameščanja elektrod 10–20.....	10
Slika 8: Podrobnejši načrt nameščanja elektrod po sistemu 10–20.....	10
Slika 9: Kohlearni vsadki.....	23
Slika 10: BCI-igra Pong.....	24
Slika 11: Čip Neurosky EEG TGAM, oznake na zgornji strani	30
Slika 12: Čip Neurosky EEG TGAM, oznake na spodnji strani	30
Slika 13: TinyLily priključek USB (levo) in TinyLily procesorska plošča (desno).....	31
Slika 14: Priključitev procesorske plošče in priključka USB	31
Slika 15: Spletna stran Arduino, od koder smo dobili programsko opremo	32
Slika 16: Gelirana elektroda Ag/AgCl	32
Slika 17: Navodila za ravnanje z elektrodami	33
Slika 18: LiPo akumulator	33
Slika 19: Breakoutboard JST 2-pin	34
Slika 20: Flora NeoPixel luči RGB LED, ki pošiljajo povratne informacije.....	34
Slika 21: Vezanje luči LED	35
Slika 22: Vezje z lučmi LED, Arduinom in čipom Neurosky	36
Slika 23: Deleži sistemov BCI glede na uporabljeno metodo snemanja možganske aktivnosti.....	38
Slika 24: Delež paradig BCI, uporabljenih v raziskavah EEG BCI 2007–2011	39
Slika 25: Vezje BCI	42
Slika 26: Postavitve elektrode na čelni del.....	42
Slika 27: Procesi delovanja sistema BCI	48

Kazalo tabel

Tabela 1: Seznam primerov računalniških aplikacij, ki temeljijo na BCI	25
Tabela 2: BCI naprave, ki jih je možno naročiti preko spleta.....	41
Tabela 3: Stopnja sproščenosti glede na spreminjanje barve luči LED, odprte oči	43
Tabela 4: Stopnja sproščenosti glede na spreminjanje barve luči LED, zaprte oči	44
Tabela 5: Stopnja pozornosti glede na spreminjanje barve luči LED, odprte oči.....	45
Tabela 6: Stopnja pozornosti glede na spreminjanje barve luči LED, zaprte oči	45

1 Uvod

Čeprav se tehnologija danes vedno hitreje razvija, ljudem še vedno ni uspelo ustvariti računalnika, ki bi kompleksne naloge opravljal tako hitro in zanesljivo kot človeški možgani. Vendar pa tehnologija in človek še nikoli nista bila bližje kot zdaj, saj lahko to, kar je včasih veljalo za znanstveno fantastiko, danes in v prihodnosti koristi milijonom ljudem po svetu.

Leta 1924 je nemški nevroznanstvenik Hans Berger prvič posnel možgansko električno aktivnost človeka z EEG (3). 46 let pozneje je ameriška agencija DARPA začela s programom, ki naj bi raziskoval možgansko komunikacijo z uporabo EEG. V zadnjih dveh desetletjih pa se je razvoj možganskih vmesnikov močno povečal – nastali so prvi invazivni BCI, ki ne temeljijo na EEG, in prva računalniška igra BCI, ki jo je izdelalo podjetje BrainGate. Tetraplegik je lahko opravljal omejene gibe roke s pomočjo proteze BCI, z možganskimi vmesniki pa so opice naučili premikati računalniški kurzor in upravljati robotsko roko. Podjetji Toyota in Riken sta izdelali EEG invalidski voziček (3).

Možganski vmesniki so povezava med človeškimi možgani in tehnologijo ter imajo širok spekter možne uporabe. Lahko nam pomagajo pri razumevanju delovanja možganov, pri diagnostiki in zdravljenju nevroloških bolezni, uporabljajo pa se lahko tudi v zabavni elektroniki.

1.1 Izbor problema

Do sodelovanja med bitjem in računalnikom – strojem lahko pride le, če odlično poznamo delovanje obeh. Ljudje smo se pri razvijanju novih tehnologij pogosto ozirali k naravi, ki je še vedno našla pot, da je ustvarila najučinkovitejši sistem. Človeški možgani so eden izmed organov, ki kljub stoletjem raziskav še vedno begajo znanstvenike. Tudi meni se je vedno zdelo, da so najzanimivejši človeški organ, saj so kot nekakšen »super računalnik«, ki lahko glede na svojo velikost izjemno hitro in učinkovito procesira informacije. V njih so shranjeni vsi naši spomini, vse, kar vemo in kar smo. Nevroznanost in povezava med biologijo ter tehnologijo sta me vedno zanimali, in ko sem pred nekaj časa naletela na možganske vmesnike, me je tema hitro pritegnila, zato sem se odločila področje podrobneje raziskati. Ugotovila sem, da je v Sloveniji ta tema še skoraj neraziskana, kar jo je naredilo še zanimivejšo.

1.2 Cilji in namen raziskovalnega dela

Zasledila sem, da se o možganskih vmesnikih v Sloveniji ne govori in ne ve veliko, zato sem s to raziskovalno nalogo želela razširiti znanje o možganskih vmesnikih. Ljudem sem jih želela predstaviti in opozoriti na njihov pomen danes ter v prihodnosti. Upam, da bo moja naloga spodbudila druge raziskovalce, ki jih to področje zanima, da se vanj poglobijo.

Zelo pomembno se mi je zdelo zbrati najpomembnejše teoretične osnove in izraze, s katerimi se srečaš, ko se začneš ukvarjati z napravami BCI, ter tako postaviti temelje za nadaljnje raziskave, ki bi jih želela izvesti jaz ali ostali raziskovalci. Glavni cilji mojega raziskovanja so bili ugotavljanje trendov v razvoju sistemov BCI, ocena njihove uporabnosti in možnosti uporabe v prihodnosti. Namen te naloge je tudi primerjava invazivnih, polinvazivnih in neinvazivnih vrst BCI.

Ko pomislimo na EEG, MRI in ostale naprave, ki se uporabljajo pri izdelavi možganskih vmesnikov, takoj pomislimo, da so to izjemno drage naprave, ki zahtevajo leta učenja, kako z njimi delati. Čeprav je to res, pa se da izdelati tudi preprostejše in cenejše naprave. Z izdelavo relativno preprostega sistema BCI sem želela pokazati tudi možnost enostavnejšega razvijanja komercialnih možganskih vmesnikov.

1.3 Delovne hipoteze

Ob začetku izdelave raziskovalne naloge sem si zastavila nekaj delovnih hipotez, katerih pravilnost sem nato preverjala.

Najprej me je zanimala učinkovitost naprav BCI, zato sem želela izvedeti, katera izmed metod je najboljša pri razvijanju možganskih vmesnikov, saj te vplivajo na življenjsko dobo naprav, prostorsko in časovno resolucijo, hitrost prenosa podatkov in kakovost signalov ter tako na njihovo učinkovitost. Ker sem se ob branju člankov najpogosteje srečala z napravami, ki so uporabljale EEG, sem predvidevala, da je ta metoda snemanja možganske aktivnosti najučinkovitejša. Zdelo se mi je tudi, da so invazivni BCI učinkovitejši, saj so elektrode postavljene bližje generatorjem signalov v možganih in je tako kakovost posnetih signalov boljša.

Hipoteza 1: Predvidevam, da so najpogosteje uporabljeni sistemi BCI neinvazivni EEG, najbolj učinkoviti pa invazivni EEG.

Seveda pa vrednost naprav BCI poveča njihova uporabnost, ki sem jo želela preveriti. Zanimalo me je, na katerih področjih se možganski vmesniki lahko uporabljajo, ali se večinoma uporabljajo v medicinske namene ali bolj za komercialno rabo ter v katerih medicinskih in komercialnih primerih so najbolj razširjeni. Zanimale so me tudi možnosti razvijanja sistemov BCI v prihodnosti in že razvite aplikacije BCI.

Hipoteza 2: BCI se največ uporabljajo v medicini za rehabilitacijo težkih invalidov, za komercialno uporabo pa niso široko dostopni.

Želela sem tudi preveriti, ali lahko doma naredim manj zapleten neinvaziven možganski vmesnik EEG, ki deluje podobno kot strokovno narejeni sistemi BCI. Pri tem sem predvidevala, da so amaterskim izdelovalcem takšnih naprav dostopni vsi potrebni deli, ki so cenovno precej dostopnejši kot profesionalni možganski vmesniki.

Hipoteza 3: Doma je mogoče izdelati enostavno neinvazivno napravo EEG, ki učinkovito deluje kot možganski vmesnik.

2 Teoretične osnove

2.1 Anatomija in fiziologija možganov

2.1.1 Možganska anatomija

Naš centralni živčni sistem (CNS) je sestavljen iz hrbtenjače in možganov, ti pa se delijo na velike možgane, male možgane in možgansko deblo. Velike možgane sestavljata leva in desna hemisfera, ki sta zgrajeni iz zunanje sivine (korteksa) in notranje beline. Sivino sestavljajo večinoma telesa živčnih celic, belino pa aksoni (22).

2.1.2 Delovanje možganov

Naš živčni sistem skrbi za odgovore na dražljaje, ki so lahko kakršnakoli oblika energije, ki deluje na nas (kemična, svetlobna, mehanska, električna ...). V nevronih se kemična energija živčnih prenašalcev spremeni v električno energijo, ob oddajanju pa se dražljaj spet pretvori v kemično energijo (izjema so receptorske celice, ki lahko pretvarjajo tudi druge oblike energije v električno in kemično). Pri sinapsah se stikajo živčni končiči enega nevrona z dendriti ali somami (telesi nevronov) drugega. V sinapsi je ozka sinaptična špranja, preko katere potujejo molekule nevrottransmitterjev, ki jih oddaja presinaptična celica. Te molekule se nato vežejo na posebne receptorske beljakovine, ki jih najdemo na postsinaptični membrani (22).

Dendriti nato signale pošljejo do some, od koder električni signali nadaljujejo pot po aksonu, ki je največkrat mieliniziran – obdan z mielinsko ovojnico. Mielin v perifernem živčevju proizvajajo Schwannove celice, v centralnem pa oligodendrociti. Vsebuje velik delež lipidov, ostalo pa so večinoma beljakovine. Mielinska ovojnica preprečuje prehod ionov, torej deluje kot električni izolator. Ker pa signali ne bi mogli potovati, če bi bili nevroni popolnoma oviti z mielinsko ovojnico, najdemo vrzeli brez mielina, ki jih imenujemo Ranvierjevi zažemki. Električni impulzi »skačejo« po Ranvierjevih zažemkih preko mielinske ovojnice, zaradi česar signal potuje veliko hitreje. Na hitrost potovanja signala vpliva tudi premer aksona – če je ta večji, bo informacija potovala hitreje (22). Prevajanje signala je možno predvsem zaradi prehajanja Na^+ , K^+ , Ca^{++} in Cl^- ionov skozi kanale v membranah nevronov (14).

Živčno tkivo ima posebno lastnost. Sprejema lahko radijske valove s skrajno nizko frekvenco (valove ELF), ki so del elektromagnetnega valovanja. Možgansko-računalniški vmesniki delujejo ravno zaradi sposobnosti nevronov, da prenašajo elektromagnetno valovanje (7).

2.2 Kortikalna plastovitost in adaptacija sistema BCI

Še pred nedavnim so ljudje mislili, da so možgani statičen organ, ki se spreminja le, ko oseba še raste, vendar so novejša raziskave pokazale, da se možgani spreminjajo tudi v starosti. Učenje nečesa novega in nove izkušnje pomagajo formirati nove sinaptične povezave med nevroni in prilagajati stare ter tako zmanjšujejo nevrološke probleme, povezane s starostjo. Če pride do poškodbe, lahko drugi del možganov prevzame funkcijo poškodovanega dela. Vsem tem spremembam pravimo kortikalna plastovitost (6).

To za uporabnost BCI pomeni, da se lahko odrasel človek nauči operirati z možganskimi vmesniki, saj možgani formirajo nove povezave in se prilagodijo novemu načinu uporabe nevronov. Na kortikalni plastovitosti temeljijo vse tehnike učenja uporabe BCI, saj lahko osebek izvede neki ukaz zaradi adaptivnih sprememb v centralnem živčevju (CNS) (6).

Te spremembe in prilagoditve so odvisne od tega, ali je bil cilj dosežen, ko je osebek namerno povzročil neko osredotočeno dejavnost – lahko s pomočjo perifernih živcev in mišic ali v primeru BCI s pomočjo možganov (6).

Delovanje naprav BCI temelji na interakciji med dvema adaptivnima upravljalcema: uporabnikom, ki mora znati namerno izzvati pravilne možganske signale, ki bodo sprožili ukaz, in sistemom BCI, ki mora prevesti te signale v ukaze in jih izvesti. Operiranje z možganskimi vmesniki je zato sposobnost, ki se jo morata naučiti tako uporabnik kot sistem s sprotnim medsebojnim prilagajanjem.

2.3 Ekstremno nizkofrekvenčni valovi (valovi ELF)

Možnost delovanja možganskih vmesnikov nastane zaradi lastnosti možganskega tkiva, ki za prenos informacij uporablja električne signale, natančneje del elektromagnetnega valovanja, ki ima navadno frekvenco pod 70 Hz (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015).

Signale glede na obliko v grobem razdelimo v dve skupini: polja in vrhove (spikes and field potentials). Vrhovi kažejo dejavnost posameznih nevronov, ki jih dobimo z mikroelektrod, vsajenih z invazivno metodo, polja (field potentials) pa kažejo skupno sinaptično in aksonsko dejavnost skupine nevronov, zato jih lahko merimo s pomočjo EEG ali implantiranih elektrod (17).

2.3.1 Vrste signalov glede na frekvenco

Frekvence signalov ELF segajo največ do 70 Hz, večinoma pa so precej manjše.

2.3.1.1 Delta ritmi

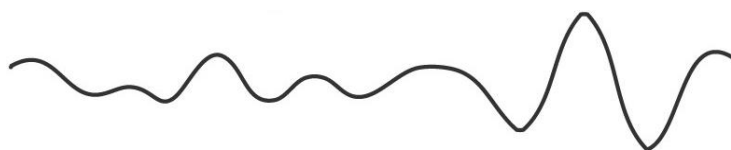
So signali s frekvencami do 3.5 Hz (15). To valovanje je najpočasnejše in ima najvišjo amplitudo. Značilni so predvsem za stanja, ko se ne zavedamo sveta okoli sebe, na primer med globokim spanjem (NREM) ali komo (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015). Pri odraslih se pojavi v frontalnem delu možganov, pri otrocih pa v posteriornem (26).



Slika 1: Oblika delta valov (<https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/>, dostop 17. 2. 2016)

2.3.1.2 Theta ritmi

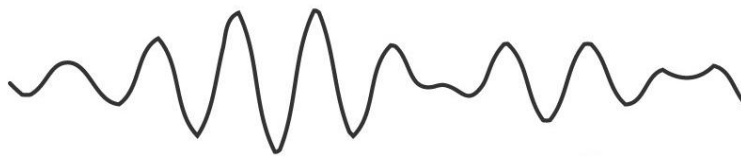
Signali imajo pri teh ritmih frekvence 3.5–7.5 Hz (15), amplituda pa je še vedno visoka. Značilno je sinhrono streljanje nevronov, ritmi pa se pojavijo v nekaterih stadijih spanja in oblikah meditacije, pri spominjanju, hipnozi (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015). Povezujemo jih s sanjarjenjem, saj so najnižji theta valovi meja med spečim in budnim stanjem. Visoke vrednosti theta valov so pri odraslih nenormalne (15).



Slika 2: Oblika theta valov (<https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/>, dostop 17. 2. 2016)

2.3.1.3 Alfa ritmi

To so bili prvi odkriti ritmi, zato jih imenujemo alfa ritmi. Njihov frekvenčni razpon je 7.5–12 Hz. Valovanje je vidno v posteriornih regijah v obeh hemisferah, na dominantni strani z večjimi amplitudami. Merimo ga lahko ob sproščenem budnem stanju, ko na primer zapremo oči. Alfa valovanja se poveča tudi po kajenju marihuane (15). Značilni sta sinhronost in koherentnost dejavnosti večjih skupin nevronov (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015).



Slika 3: Oblika alfa valov (<https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/>, dostop 17. 2. 2016)

2.3.1.4 Beta ritmi

So signali s frekvencami 12–30 Hz. Merimo jih lahko enakomerno porazdeljene na obeh straneh, najbolj pa je opazno v frontalnem delu. Valovanje delimo še v nižjefrekvenčno β_1 in višjefrekvenčno β_2 valovanje. Ti valovi so hitri in imajo majhno amplitudo, pojavijo pa se v budnem stanju ob opravljanju kognitivnih nalog oziroma pri aktivni koncentraciji, na primer ob reševanju matematičnih problemov (15). Dejavnost nevronov je tu hitra, vendar neenakomerna in nesinhrona (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015).



Slika 4: Oblika beta valov (<https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/>, dostop 17. 2. 2016)

2.3.1.4.1 Valovi SMR

Senzomotorični valovi imajo frekvenco 12–15 Hz, pojavijo pa se ob pozornem spremljanju okolice in čakanju na dražljaj. Po več testih lahko osebk, če želijo, izzovejo te možganske valove. Treniranje s temi signali naj bi izboljšalo zmožnost vzdrževanja homeostaze, pomagalo pri delovnem spominu in deloma pri pozornosti (<http://www.neurobitsystems.com/neurofeedback-research.htm>, dostop 5. 10. 2015).

2.3.1.5 Gama ritmi

So možganski signali z najvišjimi frekvencami, 26–70 Hz, ponavadi okoli 40 Hz. Pojavijo se ob aktivnem izmenjavanju informacij med deli korteksa v zavestnem budnem stanju, REM stadiu spanja, pri nekaterih oblikah meditacije. Opazni so predvsem v somatosenzoričnem korteksu (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015).



Slika 5: Oblika gama valov (<https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/>, dostop 17. 2. 2016)

2.4 Snemanje možganske aktivnosti

Za spremljanje možganske aktivnosti se uporablja kar nekaj tehnik: EEG, MEG, fMRI, fNIRS, SPECT, PET. Magnetna encefalografija (MEG) posname magnetno aktivnost, fMRI meri majhne spremembe v signalih BOLD, ki so povezani z aktivnostjo, podoben način snemanja signalov je tudi fNIRS, ki temelji na hemodinamični možganski aktivnosti (zaradi različne stopnje aktivnosti so različne vrednosti kisika in obratno). Vendar pa sta MEG in fMRI prevelika in predraga za širšo uporabo, fNIRS in fMRI pa imata slabo časovno resolucijo (4). Pri fMRI je čas, v katerem pride do izvedbe ukaza, okoli 7 sekund (5 s da naprava zazna spremembe v možganih in 2 s za analizo in prenos signala) (3). fNIRS se pravzaprav še razvija, zato je najpogosteje uporabljena metoda elektroencefalografija oziroma EEG (4).

2.4.1 Elektroencefalografija (EEG)

Je način merjenja električne aktivnosti večjih skupin nevronov – navadno se meri aktivnost piramidalnih nevronov korteksa. Aktivnost nevronov merimo glede na to, kako hitro in kako sinhrono pošiljajo signale ter koliko jih pošilja signale naenkrat. Dobljeni posnetek se imenuje elektroencefalogram, ki prikazuje ekscitacijske (EPSP) in inhibicijske (IPSP) postsinaptične električne potenciale, nekaj pa tudi nevronske akcijske potencialov. Iz tega so razvidni različni ritmi EEG, na osnovi katerih lahko ugotovimo, v kakšnem možganskem stanju je osebek. Naprava, ki jo pri tem uporabljamo, se imenuje elektroencefalograf (7).

Oprema EEG je relativno poceni, namestitev pa v primerjavi z nekaterimi ostalimi merilnimi napravami ni preveč težavna. EEG ima dobro časovno resolucijo, prostorska (topografska) resolucija in frekvenčni razpon pa sta omejena. Ena izmed slabosti EEG je tudi dojemljivost za druge bioelektrične signale, ki nastajajo na primer pri premikanju očesa ali mišic blizu nastavljenih elektrod, na rezultate pa lahko vplivajo tudi zunanji elektromagnetni signali (23).

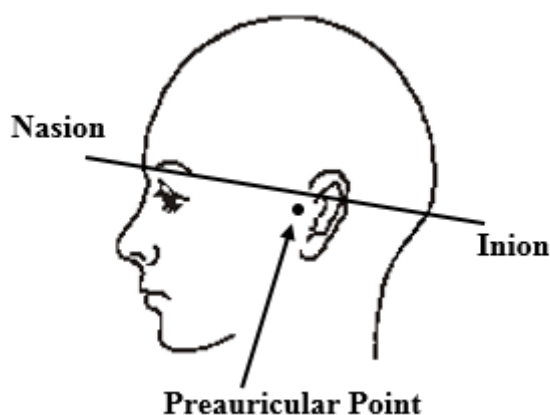
EEG je sicer tehnično dokaj nezahtevna, vendar pa je vzpostavitev naprave zapletena. Dele, kamor želimo postaviti elektrode, je največkrat treba namazati s posebnim gelom. Število nameščenih elektrod je lahko različno, lahko jih je tudi več kot 200, večina pa želi število

elektrod minimalizirati, da je vzpostavitevni čas čim krajši (4). Občutljivost elektrod je okoli $7 \mu\text{V/mm}$ (23).

Naletimo lahko na kar nekaj težav: gel se lahko posuši, kapo je nepriročno nositi, pred vsako uporabo pa je potrebna ponovna namestitev elektrod. Rešitev bi lahko bile suhe elektrode, ki pa so še v fazi razvoja (7).

Amplituda prvotno nastalih razlik potencialov je oslABLJENA zaradi upornosti tkiva, ki se nahaja med generatorji potenciala in elektrodo (koža, kost, tekočina), zato moramo izbrati čim boljši položaj elektrod, da pokrijemo celotno regijo korteksa. Mednarodno sprejet standarden sistem nameščanja elektrod se imenuje Sistem 10–20, kjer so elektrode nameščene na 10 ali 20 % dolžine povezav med nekaterimi referenčnimi točkami. Pri takšnem nameščanju elektrod na natančno določena mesta dobimo konsistentne posnetke, ki jih nato lahko primerjamo (4). Pred začetkom nameščanja elektrod po tem sistemu moramo določiti tri referenčne točke, ki so:

- nosna referenčna točka (nasion),
- zatilna referenčna točka (inion),
- predušesna referenčna točka (pre-auricular reference point).



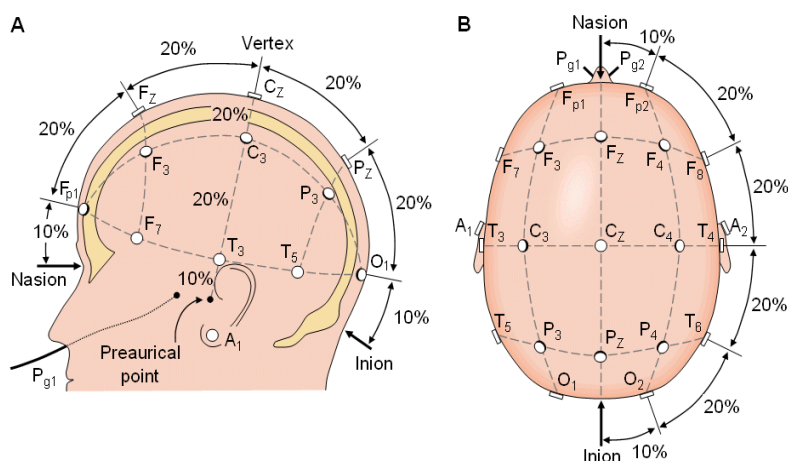
Slika 6: Referenčne točke za postavitev elektrod
(<https://sleepdata.org/datasets/cfs/pages/manuals/polysomnography/17-08-03-01-identify-landmarks.md>, dostop 5. 12. 2016)

Elektrode poimenujemo glede na anatomske položaje referenčnih točk. Označe so naslednje:

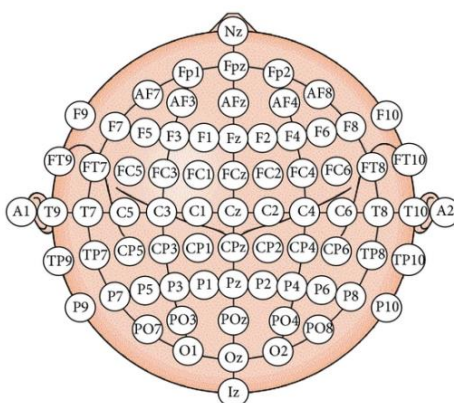
- Fp – prefrontalni del,
- F – frontalni del,

- T – temporalni del,
- O – temenski (okcipitalni) del,
- C – centralni del,
- P – parietalni del,
- A – aurikularni (ušesni) del,
- G – ground elektroda (za prizemljitev).

Sode številke označujejo desno polovico glave, lihe pa levo(7).



Slika 7: Mednarodni sistem nameščanja elektrod 10–20 (http://www.diytdcs.com/media/010_EEG_standard.gif, dostop 5. 11. 2015)



Slika 8: Podrobnejši načrt nameščanja elektrod po sistemu 10–20
(<http://www.hindawi.com/journals/tswj/2013/618649/fig2/>, dostop 5. 11. 2015)

2.4.2 Elektrode

Elektrode morajo biti nereaktivne in odporne na spreminjanje temperature (10).

2.4.2.1 Ionsko selektivne elektrode

Pri teh elektrodah gre za izbirno prepustnost za določene nabite delce, ki se lahko prenesejo na anodo. Lahko se uporabljajo tudi za merjenje pH vode, branje električnih metrov, merjenje gostote atoma v neki snovi ... (10).

2.4.2.2 Pomožne, delovne in referenčne elektrode

Voltmetrične metode so tiste, kjer tok, ki teče po elektrokemični celici, merimo kot funkcijo potenciala delovne elektrode. Potenciala ne moremo izmeriti neposredno. Za merjenje potenciala moramo najprej določiti referenčno točko, kjer izmerimo individualne potenciale. Dodamo elektrodo, ki ji pravimo referenčna elektroda, in merimo razliko potencialov obeh elektrod. Referenčne elektrode imajo natančno določene in ponovljive potenciale. V analitični elektrokemiji najpogosteje uporabljene referenčne elektrode so standardne vodikove elektrode (SHE), velikokrat pa se uporabljajo tudi SCE- in Ag/AgCl-elektrode, ki so sestavljene iz srebrne žice, prevlečene s trdnim srebrovim kloridom (AgCl) in potopljene v nasičeno raztopino KCl in AgCl. Te elektrode imajo potencial okoli 0.197 V (pri 25°C glede na SHE, ki ima potencial 0.0 V). Ag/AgCl-elektroda ima stabilen potencial in nizko spreminjanje potenciala glede na temperaturo, od 0.5 do 1.0 mV/°C. Pri elektrodi je treba biti previden, da deli ne prepuščajo, saj lahko pride do kontaminacij. Več elektrod lahko vežemo zaporedno (10).

2.4.2.3 Aktivne in pasivne elektrode

Aktivne elektrode imajo že vgrajene predojačevalce za ultranizkofrekvenčni šum. Uporabljajo se skupaj z ojačevalci za biosignale, najpogosteje pa so narejene iz Ag/AgCl in imajo frekvenčni razpon do 100 kHz. Lahko se uporabljajo z vsemi napravami EEG namesto pasivnih elektrod (<http://www.gtec.at/News-Events/Newsletter/Newsletter-September-2010-Volume-29/articles/Comparision-active-versus-passive-electrodes2>, dostop 24. 11. 2015).

Pasivne elektrode za razliko od aktivnih ne vsebujejo predojačevalca, zato je večja možnost artefaktov pri posnetkih. To slabost lahko deloma popravimo s kvalitetnejšimi ojačevalci (<http://www.gtec.at/News-Events/Newsletter/Newsletter-September-2010-Volume-29/articles/Comparision-active-versus-passive-electrodes2>, dostop 24. 11. 2015).

Posnetki kanalov elektrod, ki so bližje očem, vsebujejo več artefaktov EOG kot centralni in okcipitalni kanali, pri čemer ni opaznih razlik med aktivnimi in pasivnimi elektrodami. Razlik med aktivnimi in pasivnimi elektrodami ni tudi ob ugrizni kontaminaciji EMG. Pri kabelskih

artefaktih, ki nastanejo zaradi premikanja ali tresenja kabla, pa so velike razlike. Na aktivne elektrode premiki skoraj nimajo vpliva, pri pasivnih pa je popačenj veliko. Enako se zgodi ob premikanju glave, tudi tu posnetki aktivnih elektrod vsebujejo manj artefaktov, saj na pasivne posredno vpliva premikanje kabla zaradi premikov glave (<http://www.gtec.at/News-Events/Newsletter/Newsletter-September-2010-Volume-29/articles/Comparision-active-versus-passive-electrodes2>, dostop 24. 11. 2015).

2.4.2.4 Gelirane elektrode

Gelirane elektrode za delovanje potrebujejo gel, ki prevaja električni tok. Gel je lahko abraziven ali neabraziven. Priprava naprave je ena večjih ovir pri vsakodnevni uporabi naprave z geliranimi elektrodami, saj je elektrode potrebno ponovno nameščati vsakokrat, ko se gel zasuší in se s tem zniža kvaliteta signala, kar vzame veliko časa (20).

2.4.2.5 Suhe elektrode

Suhe elektrode naj bi bile rešitev problemov uporabe geliranih elektrod, saj ne potrebujejo nobenega elektrolita ali predhodne priprave kože. Senzorji so manjši, kvaliteta signalov pa je primerljiva s konvencionalnimi elektrodami (4).

Izpeljali so raziskave, pri katerih so s hkratnim snemanjem signalov s suhimi in z geliranimi elektrodami primerjali zmogljivost obeh vrst elektrod. To so določili z merjenjem spontanih signalov EEG, merjenjem amplitude in frekvenčnega razpona, medtem ko so osebkí s pomočjo MI tehnike opravljali različne mentalne naloge. Sistemi, ki temeljijo na suhih elektrodah, so po učinkovitosti primerljivi s sistemi s konvencionalnimi geliranimi elektrodami. Problem suhih elektrod lahko nastane, če te izgubijo stik s kožo, saj ne pride do prenosa signala. Rešitev problema je močna pritrditev elektrod, kar pa lahko pri uporabniku izzove neugodje (20).

2.4.3 Elektrokortikografija (EcoG)

Pravimo ji tudi invazivna elektroencefalografija, saj se elektrode namestijo na površino možganskega tkiva. Uporablja se pri nameščanju elektrod polinvazivnih sistemov BCI (4).

2.4.4 Uporaba EEG

EEG se največ uporablja v medicini, predvsem pri diagnostiki epilepsij, pri motnjah spanja, encefalopatijah in drugih možganskih boleznih. Pri diagnostiki tumorjev in kapi EEG danes nadomeščajo nove metode, kot so CT, MRI in PET, ki imajo boljšo topografsko ločljivost, vendar pa EEG še vedno ostaja pomembna, saj jo odlikuje boljša časovna ločljivost (7).

2.4.5 Artefakti pri posnetkih EEG

Pri meritvah EEG glede na vir povzročitve ločimo dve kategoriji artefaktov oziroma popačitev, to so biološke in tehnične popačitve. Biološke popačitve nastanejo zaradi osebka, tehnične pa zaradi naprave EEG. Številne biološke popačitve nastanejo zaradi mišične dejavnosti, ki sproži nastanek dipola, saj so mišični dipoli precej močnejši kot dipoli EEG. Velikokrat se te popačitve lahko opazi na posnetkih kot velike vrhove, včasih pa jih je zelo težko razlikovati od signala EEG, zaradi česar moramo biti pri analizi previdni.

Pri vsakem spremljanju možganov ob neki miselni nalogi naredimo več identičnih meritev, odstranimo šum, da dobimo pravo obliko iskanega možganskega vzorca. Referenčna točka je pri vseh ponovitvah enaka in nam predstavlja začetek dražljaja, od koder merimo, kako se signal spreminja. Povprečen posnetek z valovi se imenuje Event Related Potential (ali z dogodkom povezan potencial) (ERP). Če pri merjenju uporabljamo večje število elektrod, ki so učinkovito razporejene po različnih delih lobanje, dobimo topografske mape električne aktivnosti možganov (7).

2.5 Možganski vzorci

Možganski vzorci prikazujejo možgansko aktivnost, pri tem pa so zelo pomembni postsinaptični potenciali, ki so kombinacija inhibitorских in ekscitacijskih potencialov v dendritih. Ti se ustvarijo zaradi spremembe prepustnosti membrane, ki povzroči depolarizacijo in polarizacijo (23).

Lastnosti vzorcev določimo glede na lastnosti signalov, ki jih vsebujejo. Te opisujemo z valovi, ki se med seboj razlikujejo glede na frekvenco in amplitudo. Frekvenca nam pove, kolikokrat nevroni v nekem času ustrelijo oziroma koliko informacij pošljejo, merimo pa jo v hercih (Hz). Na amplitudo vzorcev vpliva stopnja sinhronnega delovanja nevronov, kako je časovno usklajena njihova aktivnost in koliko jih deluje naenkrat. Stopnja sinhronnega delovanja je najvišja, ko veliko nevronov podobno strelja v zelo kratkem časovnem intervalu, takrat je najvišja tudi amplituda vala. Ti ritmi so povezani predvsem z nekaterimi stadiji spanca (ne REM) ali komo. Možgani v budnem stanju procesirajo ogromno informacij, zato se razdelijo v veliko število manjših skupin nevronov, ki so zadolženi za izvedbo bolj specifičnih nalog. Obdelane informacije morajo nato priti skupaj, da jih naši možgani povežejo in izberejo pravilen odgovor nanje. To so večinoma gama valovi. Med spanjem možgani delujejo bolj sinhrono, saj se delovanju pridružijo še na primer nevroni, ki drugače

obdelujejo čutne zaznave iz okolja (<http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70>, dostop 4. 8. 2015).

Da dobimo uporabne možganske vzorce, moramo izzvati aktivnost v dovolj velikih možganskih centrih, saj mora biti izzvana aktivnost dovolj velika v primerjavi z ostalo aktivnostjo EEG (iz ozadja) (7).

2.5.1 Sinhrono delovanje

Možganski ritmi nastajajo zaradi dveh glavnih struktur: zaradi centralnega narekovalca ritma (pacemakerja) ali zaradi povezanega delovanja nevronov možganske skorje. Centralni narekovalec ritma največkrat dobi ukaze iz talamusa, saj lahko nekateri nevroni talamusa povzročijo nastajanje možganskih ritmov popolnoma samostojno, brez dodatnih zunanjih dražljajev. Ukaz nato prenesejo do korteksa, kjer nevroni prilagodijo svoje delovanje glede na dobljene signale. Nevroni korteksa pa se lahko med seboj povežejo tudi sami in zaradi medsebojne komunikacije začnejo signale streljati istočasno. Nekateri znanstveniki pravijo, da naj bi možganski ritmi preprečili, da bi do korteksa prišle senzorične informacije, zato med spanjem ne zaznavamo okolja (7).

2.5.2 Ritmični signali EEG in nihanje aktivnosti EEG (oscilatorna aktivnost EEG)

Nihanje nastane zaradi kompleksne nevronske mreže, ki ustvarja povratne zanke. Usklajeno streljanje nevronov v teh povratnih zankah ustvarja nihanja, ki jih lahko merimo. Najpomembnejši takšni nihanji sta mu-ritem v območju 10–12 Hz in centralni beta ritem v območju 14–18 Hz. Oscilatorno aktivnost lahko oseba izzove zavestno, na primer s pomočjo predstave premikanja delov telesa. Oscilatorni vzorci osebk se zaradi povratnih informacij ob uporabi naprave BCI spreminjajo, zato je tu zelo pomembna koadaptacija – naprava analizira spremembe oscilatorne aktivnosti med snemanjem signalov ob dobivanju povratnih informacij in po potrebi posodobi sistem BCI (15).

2.5.2.1 Motorične predstave (MI)

S pomočjo motoričnih predstav lahko izzovemo spremembe v oscilatorni EEG aktivnosti v frekvenčnem pasu med 8 in 30 Hz v motoričnih delih možganov. Posledica različnih motoričnih predstav je različna oscilatorna aktivnost, te možganske vzorce pa nato razvrstimo glede na značilnosti signalov, ki se pojavljajo. Aktivnost, ki jo izzovejo motorične predstave rok, se glede na izbrano roko nahaja na nasprotni strani v možganih. Pri nogah razlika med motorično predstavo leve in desne noge ni očitna v možganski aktivnosti, saj sta centra za

nadzor preblizu skupaj. Podobno ne moremo ločiti med izzvanimi signali za posamezne prste (7). Da lahko oseba upravlja napravo BCI v realnem času, je potrebno klasifikacijo vzorcev izvesti vsakih nekaj milisekund (19).

2.5.3 Evocirani potenciali – EP

Evocirani potenciali nastanejo zaradi časovno zamaknjene električne aktivnosti nevronov po zaznavi zunanjih dogodkov oziroma po dodatku vidnega, slušnega ali čutnega dražljaja (15). Posnetki nam kažejo povprečne podatke EEG od dodanega stimulija do največ 1 sekunde po dogodku. EP so tipični možganski odzivi, ki se ne spreminjajo, zato tu koadaptacija uporabnika in sistema ni tako pomembna (18).

2.5.3.1 Dogodkovno izzvani potenciali – ERP

Ti potenciali nastanejo v točno določenem času po izpostavitvi določenemu notranjemu ali zunanjemu dejavniku, ko je osebek izpostavljen nekemu dogodku ali ko odstranimo prej prisoten stimulus. Eksogeni ERP nastanejo zaradi obdelave zunanjega dogodka, endogeni pa zaradi notranjega dejavnika (15).

Približno petina ljudi pa naprav ERP BCI ne more uporabljati, saj niso sposobni modulacije senzorično-motoričnih ritmov za učinkovito kontrolo (15).

Delimo jih lahko na dogodkovno izzvane sinhronizacije (ERS) in dogodkovno izzvane desinhronizacije (ERD), vizualno vzbujene potenciale (VEP), počasne kortične potenciale (SCP) in nevronske potenciale (15).

2.5.3.1.1 Dogodkovno izzvane sinhronizacije (ERS) in dogodkovno izzvane desinhronizacije (ERD)

Tip ERP določimo glede na pojav ERS in ERD, povezanih z dogodkom. Zmanjšanje sinhronizacije nevronov povzroči zmanjšanje moči specifičnih frekvenčnih pasov, kar lahko opazimo kot zmanjšanje amplitude signala. Temu pojavu pravimo ERD. Pri ERS pa nasprotno pride do povečane sinhronizacije nevronov, posledično pa tudi dopovečanja moči nekaterih frekvenčnih pasov. Ob sinhronizaciji je povečana tudi amplituda signalov (15).

2.5.3.1.2 Vizualno-vzbujeni potenciali (VEP)

Pri tem tipu potenciali nastanejo zaradi vizualnega dražljaja. VEP so posredno odvisni tudi od mišične kontrole, saj mora oseba imeti kontrolo nad pogledom.

Potencial P300 je posebna vrsta VEP, ki se pogosto uporablja v sistemih BCI. Nastane ob odločanju, saj je nastanek potenciala povezan z ocenitvijo in kategorizacijo dražljaja. Običajno ga izzovemo s pomočjo 'oddball paradigme', kjer so nizkoverjetnostni tarčni elementi pomešani z visokoverjetnostnimi netarčnimi elementi, uporabnik pa ne more opraviti naloge, ne da bi elemente razvrstil v kategorije. Ko se prikaže redek tarčni element, nastane potencial P300, ki je pravzaprav velik val, ki nastane približno 300 milisekund po dogodku (15).

Izbire so lahko predstavljene na računalniškem zaslonu. Da osebek opravi izbiro, se mora osredotočiti na izbran objekt. Objekti se pojavijo na zaslonu večkrat le za kratek čas v naključnem vrstnem redu. Ko se na zaslonu pojavi izbrani objekt, to sproži nastanek potenciala P300. Za razlikovanje med vzorci P300 in ostalimi vzorci, ki niso bili povezani s prepoznavo objekta, se lahko uporablja linearna podpora vektorska naprava (SVM) (19).

Posebna vrsta VEP so tudi vizualno vzbujeni potenciali v ravnovesnem stanju (SSVEP). Pri tem periodičen odziv sprožijo vidni dražljaji, ki nihajo s konstantno frekvenco. Zaradi visokega SNR pri snemanju EEG in visoke ITR so velikokrat najučinkovitejše naprave BCI. Tipično različni objekti utripajo z različnimi frekvencami. Ko se uporabnik osredotoči na enega izmed objektov, se v vizualnem korteksu pojavi SSVEP s frekvenco utripajočega predmeta. Tako lahko identificiramo objekt glede na prevladujočo frekvenco SSVEP. V primerjavi z BCI, ki uporabljajo potenciale P300 in MI, ima BCI s SSVEP lažjo konfiguracijo in višjo vrednost ITR, uporabniki pa skoraj ne potrebujejo treninga. Ker imajo signali z nižjo frekvenco večje amplitude, je te lažje zaznati, kar da boljšo natančnost in višjo ITR. Pri signalih z visoko frekvenco pa so prednosti predvsem zmanjšanje uporabnikove utrujenosti in tveganja za povzročitev epileptičnih napadov (2).

2.5.3.1.3 Počasni kortični potencial (SCP)

Nastane zaradi sprememb v stopnji depolarizacije nekaterih dendritov. Negativni SCP pove povečanje usklajenosti potencialov, pozitivni SCP pa zmanjšanje usklajenosti potencialov, kar pomeni tudi manjšo uspešnost (15). Zaradi omejene hitrosti je ITR vrednost precej nizka, treningi uporabnikov pa za učinkovito kontrolo trajajo več tednov ali celo mesecev, nekateri pa tega sploh niso zmožni (9).

2.5.3.2 Nevronski potencial

Je napetostni vrh nekega nevrona. Lahko ga izmerimo za natančno določen nevron ali za skupino nevronov. Ta signal je skupek povprečne stopnje, korelacije in časovnih vzorcev streljanja nevronov. Učenje lahko merimo s pomočjo sprememb v povprečni stopnji streljanja nevronov, odgovornih za izpeljavo neke naloge (15).

2.6 Možganski vmesniki

So neposredna povezava med možgani in računalnikom oziroma podobno napravo. Z njimi lahko obidemo naravne eferentne poti – nevromišični izhod. Niso odvisni od perifernega živčevja in mišic, ampak merijo možganske signale, ki so povezani z osebkovo namero, te pa nato prevedejo v ukaz povezani napravi. Računalnik pri obdelavi poišče prevladujoče lastnosti signalov na posnetkih in ponavljajoče se vzorce.

Vsak možganski vmesnik je sestavljen iz treh glavnih komponent, to so:

- merjenje možganske aktivnosti,
- pošiljanje povratnih informacij uporabniku,
- delovanje sistema zaradi namerne kontrole (7).

2.6.1 Vrste možganskih vmesnikov

2.6.1.1 Invazivni BCI

Kot pove že ime, je za namestitev elektrod potrebna invazivna nevrokirurška operacija, s katero namestimo elektrode neposredno v korteks. Kakovost signalov je tu najboljša, saj ležijo elektrode na specifičnem mestu v sivini. Ta metoda se večinoma uporablja pri povrnitvi vida (za neprirojeno slepoto) in pri zdravljenju bolnikov s paralizo. Velika slabost te metode je nastanek brazgotin okoli elektrod, saj telo reagira na tujek v možganih, zaradi česar hitro in močno oslabi tudi signal, ki lahko celo izgine. Po besedah Aleša Holobarja naj bi invazivni možganski vmesniki učinkovito delovali le okoli dve leti. Nekateri opozarjajo tudi na možnost širokopasovne kontrole z invazivnim BCI v bližnji prihodnosti. Prednost vseh invazivnih tehnik je tudi boljša prostorska resolucija kot pri EEG (7).

2.6.1.2 Polinvazivni BCI

Polinvazivna metoda tako kot invazivna zahteva nevrokirurško operacijo, vendar pa se elektrode ne vsadijo globoko v možgane, ampak na njihovo površino. Kvaliteta signalov je še vedno precej dobra, možnost nastanka brazgotin pa je sicer manjša, vendar še vedno ostaja

visoka. Posnetke, ki jih dobimo, imenujemo elektrokortikogrami, metoda pa se imenuje elektrokortikografija (ECoG) (7).

2.6.1.3 Neinvazivni BCI

Neinvazivno metodo štejemo za najvarnejši in najcenejši tip BCI, vendar pa je kvaliteta signalov najslabša, saj je med generatorji signala in elektrodami več plasti, med katerimi so najbolj problematične lobanjske kosti. Elektrode namestimo na skalp osebe, večina posnetkov pa se imenuje elektroencefalogrami. Novejši neinvazivni BCI imajo še boljšo časovno resolucijo, saj uporabljajo 256 elektrod po površini celotnega skalpa. Slabost neinvazivnih BCI je omejena pasovna širina, saj širokopasovna kontrola v bližnji prihodnosti naj še ne bi bila mogoča (7).

2.6.2 Zmogljivost BCI

2.6.2.1 Klasifikacijska natančnost

Uspešnost sistemov BCI se lahko meri na več načinov in eden izmed teh je klasifikacijska uspešnost oziroma natančnost. To je razmerje med številom pravilno klasificiranih poskusov – uspešnih poskusov, da bi izvedli neko kognitivno nalogo, in številom vseh poskusov (7).

2.6.2.2 Stopnja napak

Je razmerje med številom napačno klasificiranih poskusov in številom vseh poskusov. So lahko izračunljive, a nam meritve, ki so odvisne od aplikacije, navadno povedo več (7).

2.6.2.3 Aplikacijsko odvisne meritve

So meritve, ki ne povedo le klasifikacijske natančnosti oziroma stopnje napak, ampak iz njih izvemo tudi, koliko časa je potrebnega za opravilo neke naloge z aplikacijo. Pri pisarski aplikaciji nam na primer meritve povedo število črk na minuto, ki jih osebek lahko napiše (7).

2.6.2.4 Stopnja prenosa podatkov – ITR (information transfer rate)

Je splošneje uporabljeno merilo, odvisna pa je od števila različnih možganskih vzorcev, ki smo jih uporabili, od časa, ki ga BCI porabi za klasificiranje teh vzorcev, in od klasifikacijske natančnosti. Merimo jo v bitih/minuto. Nanjo vpliva tudi izbrana mentalna strategija, saj je od te odvisno zanesljivo in hitro klasificiranje različnih možganskih vzorcev (7).

BCI, pri katerih uporabljamo selektivno pozornost, imajo večinoma višjo ITR, kot če na primer uporabljamo MI, ker je pri selektivni pozornosti več razredov oziroma različnih vrst

možganskih vzorcev, na primer različni svetlobni signali. MI omogoča navadno le okoli štiri vrste ukazov, če jih je več, se zniža tudi ITR (7).

Obstajajo že tudi BCI z relativno visokim ITR – ta je od okoli 30 bit/min do nekaj čez 60 bit/min, najnovejši pa dosegajo celo vrednosti okoli 90 bit/min, vendar je takšna zmogljivost redka pri uporabnikih v resničnem življenju. Ti podatki so dobljeni pod nadzorovanimi laboratorijskimi pogoji s pomočjo najsposobnejših zdravih osebkov. Visoke vrednosti ITR so uspele le ob kratkih uporabah sistema BCI (7).

Manjšina osebkov v nekaterih raziskavah je imela nad sistemom malo ali nič kontrole, pri čemer tudi dolgi treningi niso izboljšali situacije, razlog za neuspeh pa še ni znan (7).

2.6.3 Aplikacije BCI

Možnosti uporabe možganskih vmesnikov je zelo veliko, od prostetičnih naprav, pomoči v komunikaciji, povrnitvi vida, sluha, vojaških naprav, kontrole robotov, videoigric, virtualne resničnosti, zato lahko izboljšajo kvaliteto življenja mnogim (23).

BCI lahko ima diskreten ali proporcionalni izhod. Pri diskretnem gre za izbiro med da ali ne oziroma med izbiro z n-možnostmi, proporcionalni izhod pa je lahko neka vrednost znotraj določenega območja. Primernost BCI za diskretne ali proporcionalne izhodne vrednosti je odvisna od mentalne strategije in možganskih vzorcev. Potencial P300 je primernejši za aplikacije z izbiro, torej diskreten izhod. BCI, ki temeljijo na SMR, se sicer uporabljajo tudi za diskretno kontrolo, vendar so primernejši za proporcionalno kontrolo, na primer za dvodimenzionalno kontrolo kurzorja (7).

Večina aplikacij deluje na navadnih računalnikih, ki združujejo sistem in aplikacijo BCI, te pa so navadno prirejene za določen tip BCI. Sistemi, ki lahko učinkovito sodelujejo z že obstoječimi aplikacijami, so redki.

Nabor aplikacij je zelo širok, od zelo enostavnih do zelo kompleksnih. Med enostavnejše štejemo preproste računalniške igre, navigacijo v virtualni resničnosti, navigacijo računalniškega kurzorja ...Vse več pa se razvija tudi sistemov za kontroliranje zapletenejših naprav, na primer ortoz, protez, robotskih rok, mobilnih robotov, vendar za kompleksnejše naprave BCI še niso tako primerni zaradi nizke ITR.

Ločimo dve vrsti kontrole naprav BCI:

- a) procesnoorientirana (low-level) kontrola:

pri tej mora uporabnik opraviti vse kompleksne interakcije povezane z doseganjem ciljev (npr. črkovanje besed);

b) ciljnoorientirana (high-level) kontrola:

pri tej uporabnik preko aplikacije sporoči napravi svoj cilj, aplikacije pa morajo biti dovolj inteligentne, da lahko avtonomno izvedejo vse podnaloge pri doseganju cilja (7).

Naprava BCI bi morala dovoljevati kombinacijo procesnoorientirane in ciljnoorientirane kontrole s čim manj low-level operacijami, saj so te zamudne.

Nekateri BCI omogočajo izvajanje različnih samostojno izvedenih nalog, ki jih sprožimo z enim samim ukazom. Če to ni omogočeno, mora uporabnik neposredno kontrolirati več elementov upravljanja, zato je takšno nadziranje naprav v resničnem življenju prenaporno, prepočasno, skoraj nemogoče ali celo nevarno (7).

Uporabljajo se lahko za večje ali celo popolne amputacije (celoten ud), kjer je treba nadzorovati več spojev, število preostalih mišic pa je manjše. Kontrola mora biti dovolj zanesljiva, intuitivna, simultana. Simultano pomeni, da lahko več spojev (degrees-of-freedom) kontroliramo istočasno (zapestje – dlan). Intuitivno kontroliranje pa pomeni, da se mora uporabnik naučiti protezo kontrolirati tako, da kontrola postane zavedna (7).

Trenutno še ni razvitih BCI, ki bi ustrezali vsem pogojem. Prav tako še ne obstaja prostetična naprava BCI s sedmimi spoji (7 degrees-of-freedom), kar bi bilo potrebno, če bi želeli posnemati vse naravne premike roke. Problem uporabe BCI v protetiki je, da ne morejo zagotoviti učinkovite kontrole, ker niso dovolj zanesljivi in nimajo dovolj široke pasovne širine (št. informacij/sekundo) (7).

V Laboratoriju BCI Graz razvijajo posebno vrsto možganskega vmesnika, ki temelji na MI in lahko zazna kratko trajajoče vzorce ERS v beta frekvenčnem signalnem pasu po zamišljanju premikanja noge z enim samim kanalom EEG (<https://bci.tugraz.at/>, dostop 3. 10. 2015).

Razvija se tudi nova hibridna tehnologija, to so sistemi, sestavljeni iz dveh sistemov BCI ali enega sistema BCI in še enega drugečnega sistema (<http://www.hindawi.com/journals/ahci/2013/187024/>, dostop 12. 11. 2015).

BCI, ki se uporabljajo pri zdravljenju možganskih bolezni, neurofeedback in instrumentalno pogojevanje uporabljajo drugače kot konvencionalni BCI. Pri slednjih je neurofeedback nujen, da se naprave naučimo uporabljati, pri neurorehabilitacijskih aplikacijah pa je samo

treniranje pravzaprav aplikacija. Cilj teh aplikacij je pospešitev kortikalne reorganizacije in kompenzacijske aktivacije neprizadetih možganskih centrov.

2.6.4 Uporaba sistemov BCI

2.6.4.1 Medicina

Razvoj sistemov BCI se je začel ravno z namenom medicinske pomoči. Možnosti uporabe možganskih vmesnikov je tu ogromno, glavne pa so:

- povrnitev izgubljenih senzoričnih sposobnosti,
- možnost komunikacije ali izboljšanje te pri paraliziranih osebah (kapi, ALS, poškodbe hrbtenjače),
- povrnitev mentalnih in motoričnih funkcij (epilepsija, parkinsonova bolezen),
- izboljšanje senzoričnih, mentalnih in motoričnih sposobnosti.

S pomočjo naprav BCI bi lahko pomagali bolnikom z amiotrofično lateralno sklerozo (ALS), z možganskimi poškodbami ali poškodbami hrbtenjače, bolnikom s cerebralno paralizo, mišičnimi distrofijami, multiplo sklerozo, tistim, ki so preboleli kap možganskega debla in še več drugih bolezni, ki onemogočajo pravilno delovanje mišic.

2.6.4.1.1 Zdravljenje slepote

S kamero, ki bi zaznavala različne valovne dolžine svetlobe in te nato pretvorila v signale, ki jih optični živec pri zdravem človeku pošilja v možgane, ko vidimo neko barvo, lahko pomagajo tudi pri povrnitvi vida pri neprirojeni slepoti.

2.6.4.1.2 Neurofeedback in zdravljenje ADHD

Za zdravljenje ADHD se možganski vmesniki uporabljajo zaradi možnosti neurofeedbacka. Če pacienti izzovejo 'pravilne' možganske vzorce, lažje nadzorujejo igranje. Bistvo neurofeedback iger je, da uporabnik ugotovi, kako izzvati možganske vzorce, ki mu pomagajo izpolniti ukaze. Svoj neurofeedback sistem za nevrorehabilitacijo bolnikov ADHD je razvila celo NASA (16).

2.6.4.1.3 Globoka možganska stimulacija (DBS) za zdravljenje parkinsonove bolezni

Parkinsonova bolezen je nevrodegenerativna bolezen, pri kateri zaradi pomanjkanja nevrottransmitterja dopamina v možganih pride do vedno manjše mišične kontrole. Kaže se kot tremor (tresenje), bradikinezija (počasni gibi), rigidnost (otrdelost mišic), težave s spominom,

v poznih stadijih pa je značilen tudi slabše razumljiv govor in posturalna nestabilnost (problemi z ravnotežjem).

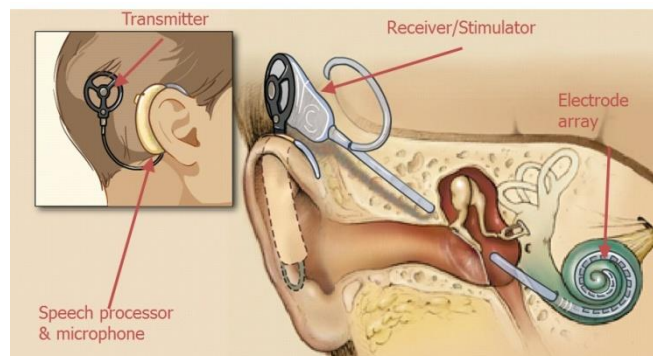
Za zdravljenje se velikokrat uporablja globoka možganska stimulacija (DBS), kjer se elektrode namestijo globoko v možgansko jedro, po potrebi pa jih zdravnik lahko prilagodi, da se izboljša učinkovitost zdravljenja. Leta 2013 je bila izvedena raziskava, ali bi bilo možno s pomočjo BCI sprožiti DBS, ki bi se vseskozi prilagajala stanju pacienta. Elektrode so posnele možgansko aktivnost, nato pa je računalnik iz teh informacij razbral, kako je potrebno prilagoditi stimulacijo. Raziskovalci so ugotovili, da je bilo izboljšanje stanja pacientov večje ob uporabi adaptivne DBS. Adaptivni DBS je tudi energetsko precej varčnejši kot kontinuiran DBS, saj je res aktiven (*on*) samo takrat, ko je to potrebno, kar je bilo manj kot 45 % časa (12).

2.6.4.1.4 Ustavljanje epileptičnih napadov

Če implantiramo napravo, ki spremlja možgansko aktivnost in spremembe ob epileptičnih napadih, lahko te pomagamo preprečiti. Poleg naprave za spremljanje možganskih signalov sta vsajena tudi generator dražljajev, ki deluje na dele možganov, kjer se pojavijo signali, povezani z epileptičnim napadom, ter majhna črpalka, ki sproži dovajanje zdravila, če naprava zazna možganske vzorce, značilne za epileptične napade (19).

2.6.4.1.5 Slušni (kohlearni) vsadki

Ena najpogostejših uporab sistemov BCI je v slušnih aparatih. Majhen mikrofonski zbirnik zbira zvočno valovanje, signali nato preko kabla potujejo do procesorja, ki signale ojača, filtrira in jih spremeni iz analognih v digitalne. Ti signali so nato poslani do tuljave, ki jih pošlje naprej skozi kožo do implantiranega sprejemnika kot radijske valove FM. Sprejemnik nato do elektrod v polžu pošlje električne signale, ki zagotavljajo stimulacijo. Elektrode tako stimulirajo slušna živčna vlakna v polžu, od koder pot nadaljujejo normalno do možganov, ki jih interpretirajo (<https://www.youtube.com/watch?v=jXpjRwPQC5Q>, dostop 12. 1. 2016).



Slika 9: Kohlearni vsadki (<http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/improving-health-and-wellbeing/cochlear-implant/>, dostop 1. 10. 2015)

2.6.4.2 "Brain fingerprinting"

Brainwave Science s pomočjo tehnologije BCI testira osumljence, pri čemer uporabljajo informacije, ki bi jih osumljeni dobil med izvedbo kriminalnega dejanja. Glede na odzivanje možganskih valov lahko napovejo, če ima osumljena oseba v možganih shranjene informacije, povezane s kriminalnim dejanjem. Tako se lahko BCI uporablja tudi v sodstvu, za varovanje državne varnosti, pri preprečevanju preprodaje drog in podobno. Ta tehnika je veljavna celo na ameriških sodiščih, testirali pa so jo tudi FBI, CIA in mornarica ZDA, saj naj bi imela 99% natančnost pri reševanju kriminala.

Ta metoda naj bi imela precej prednosti; hitro in zanesljivo naj bi ugotovila, ali je oseba izvedla kriminalno dejanje in tako razbremenila nedolžne. Kot prototip se uporablja tudi v boju s terorizmom in drugimi kriminalnimi organizacijami. Naprava je dobro prilagodljiva, lahka za uporabo, prenosljiva in ne zahteva veliko vzdrževanja.

Spremlja možgansko aktivnost in temelji na tehniki P300-MERMER ter ima skoraj 100 % zanesljivost – lažno pozitivnih in lažno negativnih primerov naj ne bi bilo (<http://www.brainwavescience.com/brainfingerprintingpublication.html>, dostop 29. 2. 2016).

2.6.4.3 Zabavna elektronika

2.6.4.3.1 Računalniške igre in virtualna resničnost

Obstoječe računalniške igr so nastale večinoma le za prikazovanje koncepta možganskih vmesnikov, na primer igra Pong, ki temelji na motoričnih predstavah premikov rok.



Slika 10: BCI-igra Pong (Grimmann, B., Allison, B., Pfurtscheller G. Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction. Strategic Technology Management, Otto Bock Health Care GmbH. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010, str. 17)

Ti vmesniki niso primerljivi s hitrostjo in natančnostjo računalniških mišk ter tipkovnice, saj imajo precej nizko ITR, navadno do 25 bit/min. Verjetno bo trajalo še veliko časa, preden bodo računalniške igre, ki temeljijo na BCI, dosegale enake rezultate kot igre, ki jih razvija igralna industrija (16).

Integriranje signalov lahko naredimo z interpretacijo pasovne širine frekvenc možganskih signalov (alfa, beta, gama, mu-ritmi). Primer takšne uporabe je igra Brainball, ki temelji na merjenju EEG dvema igralcema. Obema se meri stopnja sproščenosti glede na razmerje med alfa in beta valovi, ta pa se nato uporabi za premikanje žoge stran od bolj sproščenega igralca (16).

Primer igre, ki temelji bolj na motorični kontroli kot na neurofeedbacku, je igra Pacman. EEG zazna negativno spremembo, ki ji pravimo potencial lateralizirane pripravljenosti (LRP). Ta se pri ljudeh kaže različno, saj je odvisen od tega, katera stran telesa je pri človeku dominantna, kar naj bi vplivalo tudi na dominantnost ene možganske poloble na drugo. LRP je opazen v motoričnem delu korteksa, pojavi pa se malo pred izvedbo giba. V igri se Pacman premika naprej, dokler ni dan drug ukaz. Uporabniki so povedali, da se je Pacman premaknil v pravilno smer, preden so se zavedali svojega ukaza, kar postavlja možganske vmesnike na novo raven.

Pri neurofeedback igrah kot tudi pri igrah, ki temeljijo na uporabnik MI, za izvajanje ukazov ne potrebujemo zunanjega dražljaja, tako kot bi ga pri evociranih potencialih (16).

V Laboratoriju za BCI, Inštitut nevroinženirstva, Graška tehnološka univerza (Laboratory of Brain-Computer Interfaces, Institute of Neural Engineering, Graz University of Technology) jim je uspelo narediti igralni krmilnik za računalniško igro World of Warcraft. Igralec lahko s

pomočjo signalov EEG premika karakter v vse štiri smeri in izvaja ostale igralne ukaze (<https://www.youtube.com/watch?v=jXpjRwPQC5Q>, dostop 12. 1. 2016).

Spodnja tabela (tabela 1) prikazuje nekatere izmed aplikacij za zabavo v časovnem sosledju. V tabeli so označene tudi vrste uporabljenih možganskih vzorcev (paradigme), vrsta in število senzorjev, število klasifikacijskih razredov ter natančnost ob uporabi.

NF označuje igre, ki temeljijo na neurofeedbacku; MI tiste, ki temeljijo na prepoznavah, ki vključujejo motorične predstave in njihovo načrtovanje; P300 predstavlja potencial P300; VEP pa so vizualno izzvani potenciali. E v stolpcu Senzorji prikazuje senzorje EEG, O EOG in M EMG. Število uporabljenih senzorjev je prikazano v stolpcu ŠS, stolpec ŠR pa prikazuje število razredov. V zadnjem stolpcu je prikazana natančnost oziroma delež vzorcev, ki je bil pravilno razvrščen v razrede. Ker se raziskave razlikujejo še v precej drugih spremenljivkah, tega podatka za primerjavo ne moremo uporabiti.

Tabela 1: Seznam primerov računalniških aplikacij, ki temeljijo na BCI (prirejeno po viru tabela 1)

Avtor	Tip	Paradigma	Senzorji	ŠS	ŠR	Točnost
1. Vidal (1977)	Igra	VEP	E	5	5	80 %
2. SobellandTrivich (1989)	Vizualizacija	NF	E			
3. Nelson et al. (1997)	Igra	NF	E, M			
4. Allansonand Mariani (1999)	Igra	NF	E			
5. Middendorff et al. (2000)	Igra	VEP	E	2	3	88 %
6. BaylissandBallard (2000)	Virtualna resničnost	P300	E		2	85 %
7. Hjelm (2003), Hjelm et al. (2000)	Igra	NF	E			
8. Cho et al. (2002)	Virtualna resničnost	NF	E	3	2	
9. Tschuor (2002)	Vizualizacija	NF	E	32	2	85 %
10. Bayliss (2003)	Virtualna resničnost	P300	E	5	2	
11. Pineda et al. (2003)	Igra	MI	E	3	1D	
12. Leeb et al. (2004)	Virtualna resničnost	MI	E	4	2	98%
13. LeebandPfurtscheller	Virtualna	MI	E		2	

(2004)	resničnost					
14. Mason et al. (2004)	Igra	MI	E	12	2	97 %
15.						
16. Palke (2004)	Igra	NF	E	1		
17. Bayliss et al. (2004)	Virtualna resničnost	P300	E	7	2	85%
18. Lalor et al. (2004, 2005)	Igra	VEP	E	2	2	80%
19. Mingyu et al. (2005)	Igra	NF	E	3	1D	
20. Leeb et al. (2005)	Virtualna resničnost	MI	E	6	2	92 %
21. Lee et al. (2006)	Igra		Invazivni			
22. Kaul (2006)	Vizualizacija	NF	E, M, O	3		
23. Lin and John (2006)	Igra	NF	E	1		
24. Wang et al. (2007)	Igra		E			
Se nadaljuje						
25. Shim et al. (2007)	Igra	NF	E	4	2	
26. Martinez et al. (2007)	Igra	VEP	E	6	5	96 %
27. Kayagil et al. (2007)	Igra	MI	E	1	4	77 %
28. Kreпки et al. (2007)	Igra	MI	E	128	2	100 %
29. Scherer et al. (2007)	Igra	MI	E, M, O	3	2+2	
30. Bussink (2008)	Igra	MI	E	32	4	45 %
31. Lehtonen et al. (2008)	Igra	MI	E	6	2	74 %
32. Lotte et al. (2008)	Igra	NF/MI	E	1	2	
33. Oude Bos and Reuderink (2008)	Igra	MI	E	32	3	
34. Finke et al. (2009)	Igra	P300	E	10	2	66%
35. Jackson et al. (2009)	Igra	VEP	E	2	4	50%
36. Zhao et al. (2009)	Igra	MI	E	5	4	75 %
37. Tangermann et al. (2009)	Igra	MI	E	64	2	

2.6.4.3.2 Pametni sistemi

Pametni sistemi, ki jih upravljamo z možganskimi vmesniki, se razvijajo s pomočjo virtualnih modelov hiš, nato pa se jih preizusi še na pravih domovih. Osebek lahko tako z BCI nadzoruje prižiganje in ugašanje luči, odpiranje in zapiranje vrat ter oken, temperaturo sobe, telefon in televizijo ter podobno. Nekateri sistemi za obvladovanje ne potrebujejo dolgotrajnih treningov, pomembni pa so predvsem za invalide, ki jim določene preproste naloge zaradi

nemobilnosti predstavljajo velike ovire. Eden izmed projektov EU, ki se je ukvarjal z razvijanjem takšnih pametnih sistemov BCI je bil 'Smart Homes for All', ki je trajal od leta 2008 do leta 2011 (8).

2.6.4.3.2 Glasba

S pomočjo BCI so ustvarili tudi eksperimentalni glasbeni inštrument – encefalofon. Prvotno je bil namenjen diagnostiki možganskih bolezenskih stanj in se uporablja tako za zabavo kot v medicinske namene. Glasbeniki lahko tako samo s pomočjo svojih možganskih valov ustvarjajo glasbo. Encefalofon uporablja EEG, rezultat oziroma neurofeedback pa so zvoki (3).

3 Raziskovalne metode

Že ko sem si za raziskovanje izbrala možganske vmesnike, sem vedela, da naloga ne bo lahka, saj je področje vsaj na prvi pogled precej ozko in težko dostopno ljudem, ki se s tem ne ukvarjajo profesionalno.

3.1 Pregled literature in obisk laboratorija na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko UM

Prvi problem, s katerim sem se spopadla, je bil iskanje literature. Ker je to področje precej novo in znanstveno dokaj specifično, je bilo preverjeno literaturo v slovenščini zelo težko najti. Skoraj vse vire sem našla v angleščini, večinoma na spletu, nekaj pa so mi jih posredovali ljudje, ki so zaposleni na tem področju. Problem se je pojavil tudi pri vrednotenju zanesljivosti internetnih virov, zato sem poleg navedenih virov pregledala še precej drugih strani, o katerih zanesljivosti pa je treba biti previden. Če so se podatki ujemali v več virih oziroma so bile razlike minimalne (kot na primer obseg frekvenc tipov možganskih valov, kjer se podatki razlikujejo za približno 0.5 Hz), sem sklepala, da so podatki verodostojni.

Pri nastajanju raziskovalne naloge sem zbirala in preverjala informacije, ki jih je bilo potrebno nato objektivno ovrednotiti ter izpeljati zaključke.

Dogovorila sem se tudi za obisk pri prof. Riku Šafariču in prof. dr. Alešu Holobarju s Fakultete za elektrotehniko, računalništvo in informatiko z Univerze v Mariboru, ki sta mi posredovala veliko uporabnih informacij.

V Sloveniji je strokovnjakov, ki se ukvarjajo z možganskimi vmesniki, izredno malo. Ugotovila sem, da to ni zaradi nezanimanja za temo, ampak zaradi odločitve večine strokovnjakov za nadaljevanje svojega dela v tujini.

Profesor Riko Šafarič je povedal, da razvijajo vmesnik, ki za prepoznavanje verbalne komunikacije invalidov, ki niso sposobni človeku razumljivega govora (tetraplegikov in cerebralnih spastikov), uporablja umetne nevronske mreže. Tako lahko bolniki komunicirajo z napravami, ki jim olajšajo nekatera osnovna dejanja, kot je na primer gibanje s pomočjo komunikacije med bolnikom in invalidskim vozičkom. Ta naprava sicer ni popolni možganski vmesnik, saj lahko z njeno pomočjo izvedejo le naloge, ki so bile že prej sprogramirane, do koadaptacije uporabnika in naprave pa ne pride. Na žalost so strokovnjaki, ki so delali na tem projektu, vsi dobili delo v tujini, napravo pa trenutno za diplomske naloge uporabljajo le še posamezni študenti.

Pogovarjala sem se tudi z dr. Alešem Holobarjem, ki v sodelovanju z ekipami iz držav po celem svetu razvija možganske vmesnike, med temi so ekipe iz ZDA, Nemčije, Japonske, Južnoafriške republike, Italije ... O možganskih vmesnikih je predaval tudi na 8., 9., 10. in 11. nanotehnološkem dnevu (2012–2014) v Ljubljani. Poučil me je o trendih v razvijanju možganskih vmesnikov, prednostih in slabostih invazivnih, polinvazivnih in neinvazivnih naprav ter geliranih in suhih elektrod.

3.2 Izdelava neinvazivnega možganskega vmesnika LED EEG

Odločila sem se izdelati enostavni neinvazivni sistem BCI, ki temelji na EEG. Ta vmesnik prvotno sicer ni narejen za uporabo v medicinske namene, vendar bi se z nekaj prilagoditvami lahko uporabljal za nadzorovanje sproščenega stanja v nevrorehabilitaciji.

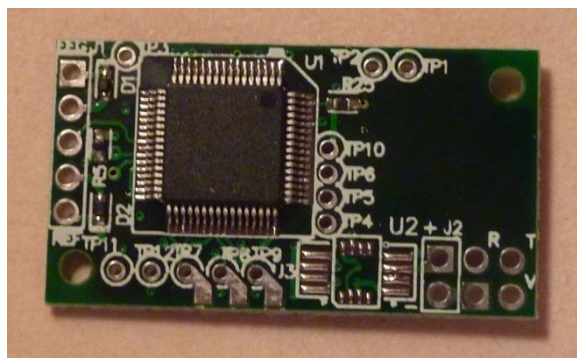
Za metodo snemanja možganskih signalov sem si izbrala EEG, saj je najlažje dostopna ter najcenejša, kakovost posnetkov signalov pa je ustrezna. Seveda je naprava neinvaziven BCI, saj je izdelava invazivnih BCI veliko težja in bi zahtevala ekipo profesionalcev z več področij.

Nekatere materiale, ki sem jih potrebovala, sem lahko dobila v slovenskih trgovinah z elektroniko ali pa sem jih že imela doma, vse najpomembnejše dele pa je bilo treba naročiti na spletu.

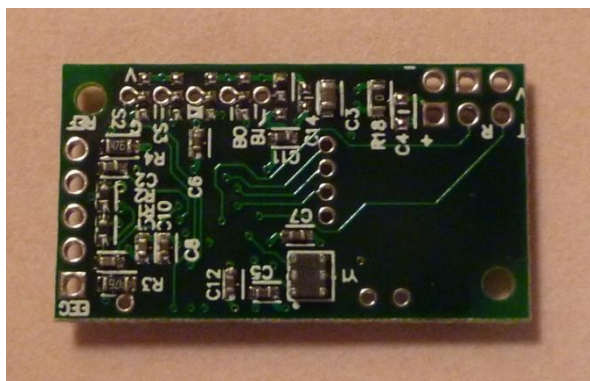
3.2.1 Material

- Čip Neurosky EEG TGAM,
- litij-ionska baterija, 3.7 V, 500mAh,
- baterijski podaljšek JST,
- mikrokrmilnik Arduino (TinyLily Mini USB Board in Mini Processor Board),
- referenčne elektrode,
- stikalo (*mode switch*),
- breakout plošča JST z on/off stikalom,
- luči RGB LED,
- žice,
- koaksialni kabel,
- lepilo,
- samolepilni trak,
- spajkalnik.

3.2.1.1 Čip Neurosky



Slika 11: Čip Neurosky EEG TGAM, oznake na zgornji strani (avtorica: Sara Črepinšek)



Slika 12: Čip Neurosky EEG TGAM, oznake na spodnji strani (avtorica: Sara Črepinšek)

Neurosky je podjetje, ki se ukvarja s komercialnimi napravami BCI. Ta čip je v večini njihovih naglavnih setov. Njegova naloga je ojačanje in predprocesiranje zaznanih signalov. V resničnem času lahko oceni stopnjo pozornosti in poda frekvenčni spekter EEG. Čip je priročen zaradi majhne porabe energije, zaradi česar je tudi lažje prenosljiv, ker so baterije manjše. Prednosti so še uporaba skupaj s suhimi elektrodami in visoka odpornost proti šumu ter lahka dobavljivost, zaradi česar sem ga tudi izbrala

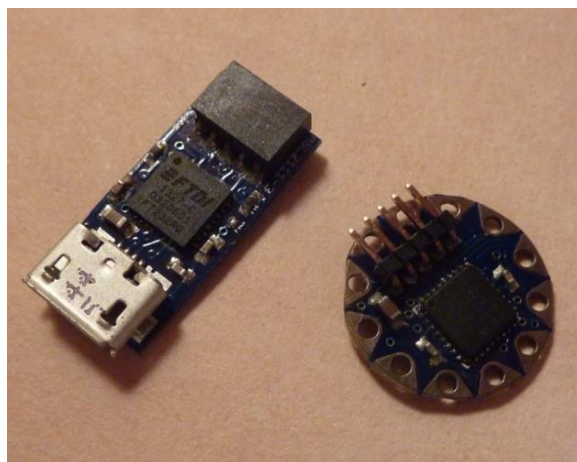
(<http://store.neurosky.com/products/eeg-tgam>, dostop 12. 11. 2015).

V profesionalnih napravah BCI se čiščenje signala opravlja ročno z uporabo posebnih programov, komercialne naprave pa večinoma vsebujejo čipe, kot je Neurosky, ki med predprocesiranjem očistijo signal šumov (hrup iz ozadja, motnje zaradi mišične aktivnosti).

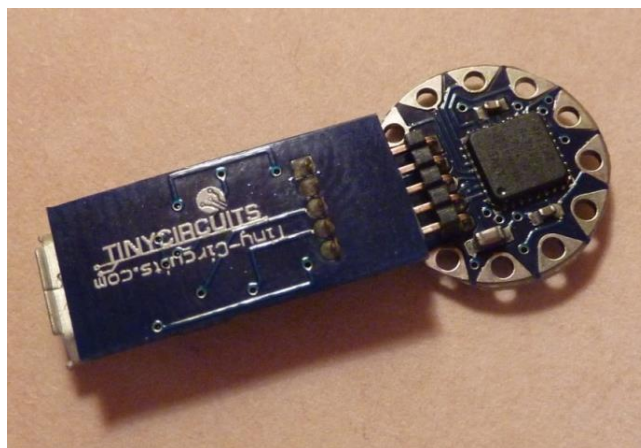
Čip lahko približno oceni stopnjo sproščenosti glede na vrsto prevladujočih valov v možganih, kar lahko uporabimo za dobivanje povratnih informacij.

3.2.1.2 Arduino TinyLily in mini adapter FTDI USB Arduino programska oprema

Je mikrokontroler, ki interpretira možganske signale in jih prevede v barve luči LED. Ta program dobiva podatke iz čipa Neurosky in jih prevede v različne barve ter intenziteto luči RGB LED. Barve in intenzivnost so nastavljive za določeno možgansko aktivnost in kažejo stopnjo pozornosti. Ko dosežeš dovolj visoko stopnjo pozornosti ali sproščenosti, luči zasvetijo svetleje. Barvo in svetlost za pozornost lahko izbereš sam, barvo za sproščenost pa določi program, izbere nasprotno barvo izbrani barvi za pozornost. Sistem Arduino je sestavljen iz dveh delov: iz procesorske plošče in mikro priključka USB.



Slika 13: TinyLily priključek USB (levo) in TinyLily procesorska plošča (desno) (avtorica: Sara Črepinšek)



Slika 14: Priključitev procesorske plošče in priključka USB (avtorica: Sara Črepinšek)

Arduino ploščo smo najprej priklopili na računalnik s priključkom FTDI USB in namestili programsko opremo Arduino (<http://arduino.cc/en/main/software>, dostop 1. 12. 2015).



Slika 15: Spletna stran Arduino, od koder smo dobili programsko opremo (<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>, 10. 12. 2015)

3.2.1.3 Referenčna elektroda

Namen referenčne elektrode je dobiti stabilen standarden elektrodni potencial. Za referenčne elektrode smo uporabili konvencionalne gelirane elektrode Ag/AgCl zaradi njihovih dobrih sposobnosti zaznavanja signalov in lahke dostopnosti. Ta elektroda se lahko namesti na mastoidni del senčnice (del kosti za ušesom) ali na ušesno mečico.



Slika 16: Gelirana elektroda Ag/AgCl (avtorica: Sara Črepinšek)



Slika 17: Navodila za ravnanje z elektrodami (avtorica: Sara Črepinšek)

3.2.1.4 Akumulator LiPo

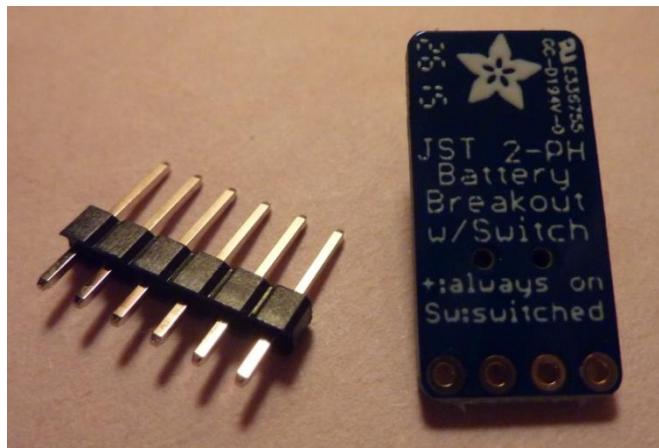
Naprava deluje s pomočjo litij-ionskega akumulatorja, ki se lahko polni preko priključka USB. Uporabljen akumulator deluje 500mAh pri napetosti 3.7 V. Te akumulatorje odlikujejo njihova velikost, tankost in moč. Iz akumulatorja vodi priključek JST 2-pin.



Slika 18: LiPo akumulator (avtorica: Sara Črepinšek)

3.2.1.5 Breakoutboard 2-pin JST

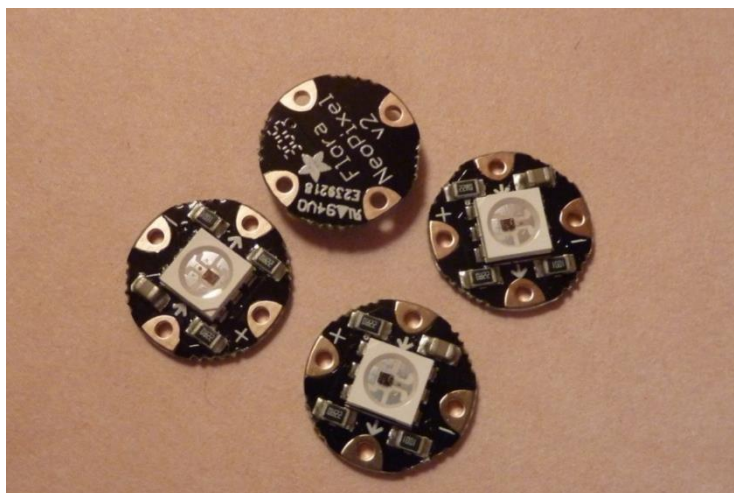
Plošča ima priključek JST in drsno stikalo ter je združljiva z akumulatorjem LiPo.



Slika 19: Breakoutboard JST 2-pin (avtorica: Sara Črepinšek)

3.2.1.6 Luči RGB LED

Povratne informacije smo dobili s pomočjo luči RGB LED, ki so se obarvale drugače glede na stopnjo pozornosti in sproščenosti. Ker v sproščenem stanju prevladujejo drugačni možganski valovi kot v stanju osredotočene pozornosti, je možno to lastnost uporabiti za indikacijo mentalnega stanja osebk.



Slika 20: Flora NeoPixel luči RGB LED, ki pošiljajo povratne informacije (avtorica: Sara Črepinšek)

3.2.1.7 Mode switch

Je stikalo, s katerim lahko nastavimo barve in svetlost. Za prikazovanje pozornosti lahko tako izberemo barvo, ki jo želimo, sistem pa nato za prikazovanje sproščenosti sam določi barvo.

3.2.2 Postopek izdelave

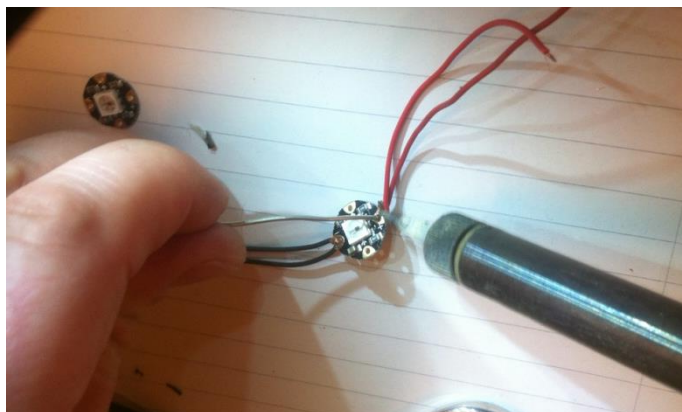
Elektrodo je bilo treba pripeti na glavo (a snap sensor head EEG), žico, ki je vodila iz tega priključka, pa smo spajkali s koaksialnim kablom. Ti se velikokrat uporabljajo v medicinskih vezjih, saj imajo dobro sposobnost izoliranja šuma iz okolja oziroma niso tako občutljivi na

druge bioelektrične signale. Drug konec tega kabla smo razdelili v tri dele, ki smo jih spojili z zatiči REF na čip Neurosky.

Breakout ploščo JST 2-pin smo na dveh koncih povezali z dvema žicama, enega z zatičem SW in drugega z zatičem GND. Te žice smo nato povezali z zatičema GND in SW (+) na Arduino procesorsko ploščo.

Naprava deluje s pomočjo posebnih luči LED, ki se imenujejo NeoPixels. Za pritrditev luči LED smo poleg luči potrebovali še žico, spajkalnik, Arduino TinyLily in lepilo.

Luči LED smo povezali med seboj s tremi žicami in z Arduinom, tega pa priključili na preostalo vezje. Na Arduino procesorski plošči so spajkani štirje vodniki; to so GND, MODE, SW+ in TX.

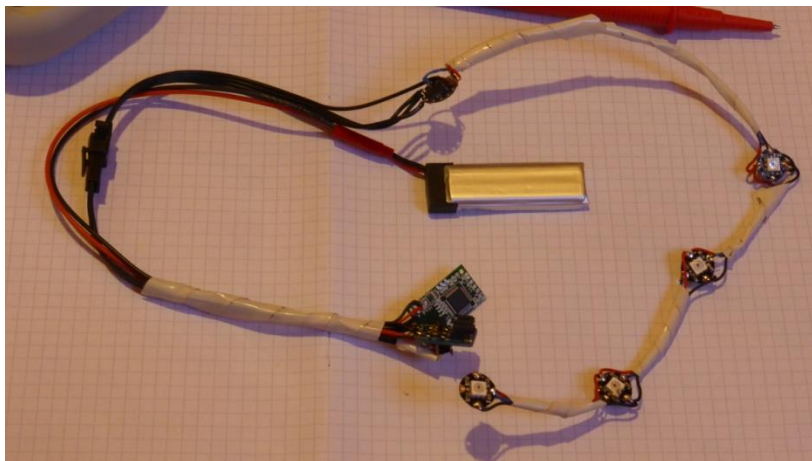


Slika 21: Vezanje luči LED (avtorica: Sara Črepinšek)

Procesorsko ploščo smo dokončno priklopili na TinyLily adapter USB. Da ne bi prišlo do razpadanja naprave na tem delu, smo stično mesto še zalepili.

Počakali smo, da se je lepilo posušilo. Luči LED smo namestili okoli adapterja USB in tudi te zlepili, pri tem pa pazili, da bo svetloba ob delovanju luči še vedno vidna.

Nato smo povezali žice vseh komponent. Vodnik GND, ki je spajkan na ploščo JST smo povezali z vodnikom GND iz kompleta Arduino in LED luči. SW+ smo povezali še z eno žico, nato pa to speljali do čipa Neurosky. Vodnik GND iz Arduino-LED kompleta smo povezali še z zatičem GND na čipu Neurosky. Na koncu smo s čipom povezali še vodnik TX Arduino-LED kompleta.



Slika 22: Vezje z lučmi LED, Arduino in čipom Neurosky (avtorica: Sara Črepinšek)

Stikalo (mode switch) smo z eno žico povezali z vozlom GRD, kjer smo spojili vse ostale vodnike GRD, drugi vodnik pa s kompletom Arduino-LED.

Ko se je lepilo popolnoma posušilo, smo povezali še konektorja JST (moški in ženski) ter preverili, če je napetost na čipu Neurosky in Arduino ustrezna, da ne bi uničili delov.

3.2.3 Preizkus delovanja

Vmesnik se vklopi s pomočjo stikala na breakout plošči JST. Najprej smo namestili elektrode, nato je bilo treba preveriti, da je stik med kožo in elektrodo dober ter da se elektrode ne premikajo. Preden smo priklopili referenčno elektrodo, so luči LED začele svetiti rdeče, kar pomeni, da elektrode niso povezane. Ko smo elektrodi povezali, so luči ugasnile, čip pa je začel z obdelavo možganskih signalov. Kmalu se je pojavila kombinacija barv, ki so kazale razmerje med sproščenostjo in osredotočenostjo.

3.2.4 Preizkušanje stopnje koncentracije in sproščenosti

Napravo sem nato preizkusila z nekaj testi, pri katerih sem glede na mentalno stanje dobila povratne informacije v obliki različnih deležev barv luči LED. Za barvo koncentracije sem si izbrala modro, Arduino pa je za barvo sproščenosti nato določil rumeno.

Vse poskuse sem opravljala v zaprtem notranjem okolju v popoldanskem času. Notranje okolje sem si izbrala zaradi manj spremenljivk in lažje kontrole, saj v zunanjem okolju ne bi imela dobrega nadzora nad spreminjanjem dražljajev, ki bi delovali name.

3.3 Izdelava slovarja z najpogostejšimi izrazi

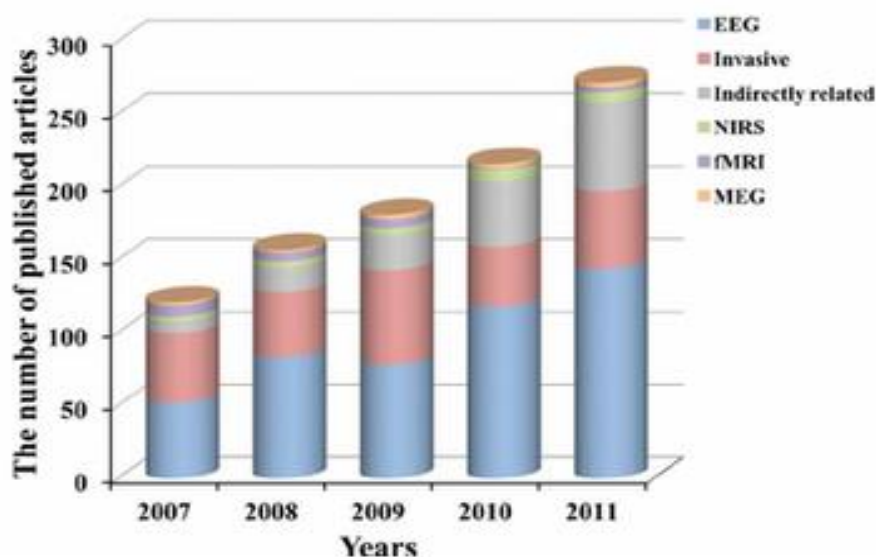
Eden največjih izzivov, s katerim sem se srečala med izdelavo raziskovalne naloge, je bil pomanjkanje literature v slovenščini, zato sem se odločila, da naredim slovar pogostejše

uporabljenih strokovnih izrazov (priloga 1). Nekateri izrazi v slovarju so že uveljavljene strokovne besede, drugi pa so neposredni ali ustrežnejši prevodi tujk.

4 Rezultati

4.1 Hipoteza 1: Predvidevam, da so najpogostejše uporabljeni sistemi BCI neinvazivni EEG, najbolj učinkoviti pa invazivni EEG.

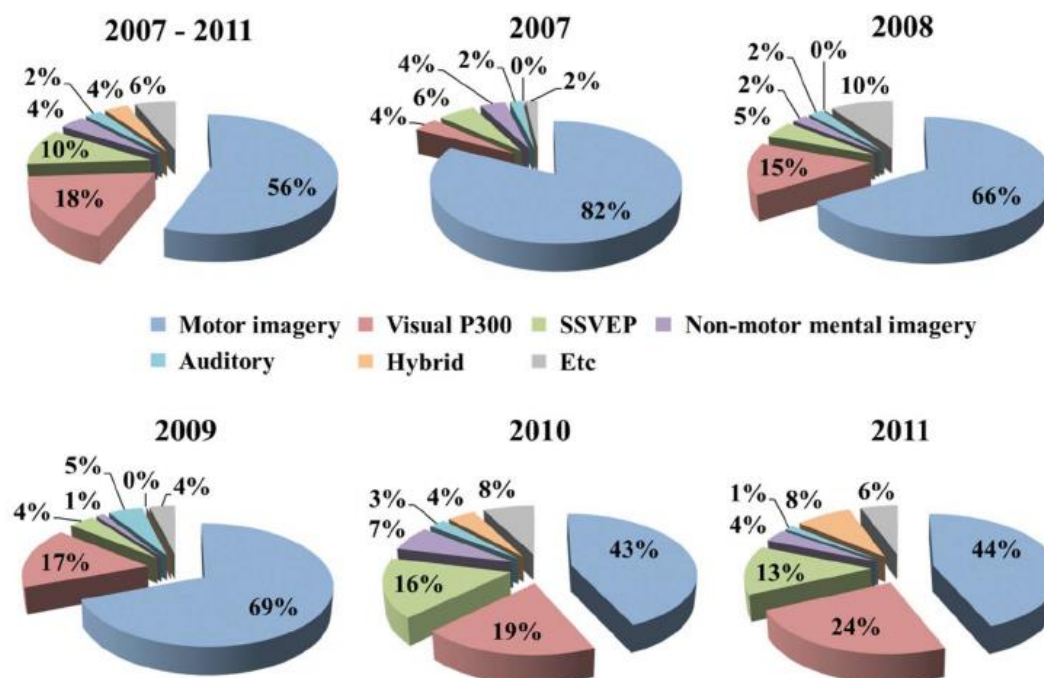
EEG je najpogostejše uporabljena in že precej raziskana metoda v trenutnem razvijanju možganskih vmesnikov, saj ima kar nekaj prednosti. Kljub pojavljanju še nekaterih drugih metod snemanja možganske aktivnosti, kot so fMRI, fNIRS, MEG, PET in SPECT, EEG močno prevladuje, kar je razvidno iz spodnjega grafa (slika 20). Vidimo, da je delež naprav EEG v objavljenih člankih o možganskih vmesnikih od leta 2007 do 2011 vedno bil več kot $\frac{1}{3}$, nekajkrat celo več kot $\frac{1}{2}$, število neinvazivnih naprav EEG pa v zadnjih nekaj letih močno narašča. Temu sledijo invazivni vmesniki, ki se jim delež glede na neinvazivne zaradi hitrega naraščanja slednjih zmanjšuje.



Slika 23: Deleži sistemov BCI glede na uporabljeno metodo snemanja možganske aktivnosti (ResearchGate, https://www.researchgate.net/figure/262963497_fig1_FIG-1-a-The-number-of-published-brain-computer-interface-BCI-articles-for-each-year, dostop 22. 2. 2016)

K priljubljenosti EEG pripomoreta tudi prilagodljiva velikost naprave in cenovna dostopnost. Cene nekaterih naprav EEG se gibajo že okoli nekaj več kot 1.400 evrov (http://www.alibaba.com/product-detail/CE-Approved-Digital-EEG-PSG-diagnostic_1794271970.html?spm=a2700.7724838.0.0.R4iFy4&s=p, dostop 5. 1. 2016), medtem ko se cene naprav-fMRI začnejo pri približno 135.000 evrov in se povzpnejo tudi čez 360.000 evrov (<http://info.blockimaging.com/bid/92623/MRI-Machine-Cost-and-Price-Guide>, dostop 5. 1. 2016).

Ob pregledovanju zapisov o napravah BCI z najvišjim ITR, ki nam najbolj opiše stopnjo učinkovitosti možganskih vmesnikov, sem odkrila, da večina naprav z visoko ITR res temelji na elektroencefalografiji (2, 11, 13, 15, 24). Visok ITR se v raziskavah teh člankov giba od 48 bit/min pa vse do 107 bit/min. Vrednosti v teh raziskavah se precej razlikujejo in so težko primerljive zaradi ostalih spremenljivk, kot so na primer različne tehnike, s katerimi izzovemo možganske ritme. Spodnji graf (slika 21) prikazuje deleže najpogostje uporabljenih tehnik, pri čemer lahko opazimo močno prevladovanje MI in hitro rast deleža potenciala P300, ki je bil leta 2011 skoraj $\frac{1}{5}$. Leta 2010 je opazno močno povečanje tehnike SSVEP in zmanjšanje deleža MI, prvič pa se pojavijo tudi hibridni sistemi BCI.



Slika 24: Delež paradigmi BCI, uporabljenih v raziskavah EEG BCI 2007–2011 (Research Gate, https://www.researchgate.net/figure/262963497_fig2_FIG-2-The-percentages-of-each-brain-computer-interface-BCI-paradigm-used-in-EEG-based, dostop 5. 1. 2016)

Ko sem obiskala prof. dr. Aleša Holobarja, sem izvedela, da k učinkovitosti največ prispeva kakovost posnetkov signalov, ki je pri invazivnih sistemih BCI precej boljša kot pri neinvazivnih, iz česar lahko sklepamo, da so res učinkovitejši. Dodal pa je seveda tudi, da lahko takšni sistemi učinkovito delujejo le 1–2 leti, kar pomeni, da so učinkovitejši na krajši časovni rok, v daljšem časovnem obdobju pa ne. Ker sem v tej nalogi za učinkovitost privzela zmogljivost naprave ob začetku uporabe, lahko rečemo, da so invazivni sistemi BCI učinkovitejši. Potrdila sem svojo prvo hipotezo.

4.2 Hipoteza 2: BCI se največ uporabljajo v medicini za rehabilitacijo težkih invalidov, za komercialno uporabo pa niso široko dostopni.

Ugotovila sem, da kljub velikemu številu računalniških iger, ki uporabljajo BCI, te niso za širšo uporabo, ampak so bile narejene predvsem zato, da pokažejo koncept delovanja možganskih vmesnikov. Velikokrat se uporabljajo tudi v nevrorehabilitacijske namene, kot na primer pri zdravljenju bolnikov z ADHD. Najpogosteje se sistemi BCI res uporabljajo v medicini, vendar ne za rehabilitacijo težkih invalidov, saj je število teh relativno majhno.

V Sloveniji naj bi po podatkih Statističnega urada Republike Slovenije leta 2014 bilo približno 12–13 % državljanov invalidov, kar sicer predstavlja velik delež prebivalstva, vendar pa je število oseb z večjo telesno okvaro enako približno 5 % celotne populacije (<http://www.stat.si/StatWeb/glavnanavigacija/podatki/prikazistaronovico?IdNovice=6662>,

dostop 6. 4. 2016). Po podatkih WHO (World Health Organization) se 5 % svetovne populacije spopada z izgubo sluha, zato je precej smiselno, da se BCI uporabljajo kot slušni aparati (CI) (<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>, dostop 6. 4. 2016). Poleg izgube sluha seveda slabijo tudi ostale senzorične funkcije, torej je število ljudi, ki potrebujejo BCI za povrnitev teh, še veliko večje. Že leta 2005 je kohlearne vsadke imelo okoli 40.000 ljudi po svetu, številke pa sploh v razvitem svetu močno rastejo, saj samo v ZDA vsako leto izvedejo okoli 8.000 takšnih operacij

(<http://www.mc.vanderbilt.edu/documents/billwilkerson/files/Making%20the%20Deaf%20Hear%20CI%20Paper.pdf>, dostop 26. 12. 2015). V tabeli Seznam primerov računalniških aplikacij, ki temeljijo na BCI (tabela 1), je razvidno tudi približno razmerje med računalniškimi igrami in aplikacijami za virtualno resničnost, ki je 26 : 7, primera z vizualizacijo pa sta le dva. Primer, ko se možganski vmesniki uporabljajo na sodišču za preverjanje nedolžnosti, je do zdaj le en, to je Brainwave Science.

V Sloveniji so raziskovalci Laboratorija za sistemsko programsko opremo (izr. prof. dr. Aleš Holobar) na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru eni redkih, ki se ukvarjajo z možganskimi vmesniki. Iz njihovih raziskav, ki mi jih je posredoval prof. dr. Aleš Holobar, je razvidno, da gre predvsem za razvijanje vmesnikov, uporabnih za rehabilitacijo pri različnih mišičnih boleznih (priloga 2). Komercialnih BCI v slovenskih trgovinah z elektroniko nisem našla nikjer, vendar je preko spleta nekatere možno naročiti, to so na primer izdelki podjetij Neurosky in Emotiv. V spodnji tabeli (tabela 2) so prikazani trenutno najaktualnejši izdelovalci komercialnih sistemov BCI in njihove naprave. Vključeni so le vmesniki, ki stanejo manj kot 1000 €.

Tabela 2: BCI naprave, ki jih je možno naročiti preko spleta (povzeto po https://en.wikipedia.org/wiki/Comparison_of_consumer_brain%E2%80%93computer_interfaces, dostop 1. 2. 2016)

Naprava	Izdelovalec	Leto	Cena (brez poštne)	Št. elektrod
Aurora Dream Headband	iWinks	2015	180 €	1
Emotiv EPOC	Emotiv Systems	2009	360–450 €	14
Emotiv Insight	Emotiv Lifescience	2015	270 €	5
iFocusBand	iFocusBand	2014	450 €	1
MindSet	NeuroSky	2007	134 €	4
MyndPlay BrainBand	MyndPlay	2011	45 €	1
OpenBCI 32bit Board	OpenBCI	2014	180 €	1
OpenBCI R&D Kit	OpenBCI	2014	270 €	4
XWave headset	PLX Devices	2011	142 €	1
Mindball	Interactive Productline	2003	450 €	8
Mindflex	Mattel	2009	89 €	4
Star Wars Force Trainer	Uncle Milton	2009	810 €	16
Muse	InteraXon	2014	41 €	1
XWave Sonic	PLX Devices		81 €	1
Melon Headband	Melon	2014	90 €	1

Svoje druge hipoteze ne morem popolnoma potrditi, saj zagotovo obstaja še veliko virov, ki bi jih bilo treba pregledati, da bi lahko natančneje določili razmerje med številom naprav BCI, ki se uporabljajo v medicinske namene, ter številom naprav za komercialne namene, računalniškimi igrami, BCI sistemi za uravnavanje okolja in podobno.

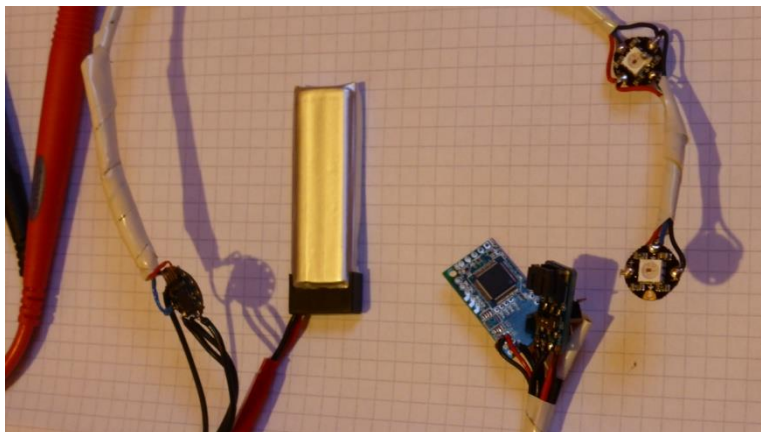
Moja druga hipoteza je sicer težko preverljiva, saj ni dostopa podatkov do medicinskih kartotek, da bi ugotovila, koliko ljudi dejansko uporablja sisteme BCI v medicinske namene. Glede na zbrane vire raziskav in informacije, ki sem jih dobila pri prof. Alešu Holobarju, bi sicer lahko svojo drugo hipotezo potrdila, vendar je treba upoštevati tudi ostale vire, ki jih še nisem pregledala ali morda še niso dostopni. To hipotezo sem zato le deloma potrdila.

4.3 Hipoteza 3: Doma je mogoče izdelati enostavno neinvazivno napravo EEG, ki učinkovito deluje kot možganski vmesnik.

Svojo tretjo hipotezo sem dokazala z izdelavo doma narejenega možganskega vmesnika, ki temelji na elektroencefalografiji z uporabo geliranih elektrod. Celoten postopek izdelave je bil zelo dolg in težaven predvsem zaradi strokovnega znanja in ročnih spretnosti, ki jih je

potrebno imeti. Izdelava celotnega vmesnika je bila sicer v primerjavi s profesionalnimi napravami BCI poceni, vendar še vseeno dokaj draga za ljubiteljske izdelovalce, saj je celotna oprema stala okoli 200 €, pri čemer je bil najdražji čip Neurosky. Najpomembnejši deli, kot sta čip Neurosky in procesorska plošča Arduino ter priključek USB niso bili dostopni v slovenskih trgovinah, zato jih je bilo treba naročiti iz tujine. Izdelava je tako možna doma, vendar je nekatere dele težje dobiti. Potrebno je imeti tudi spajkalnik, ki ga vsak verjetno nima doma.

Drugi del hipoteze, da je naprava učinkovita, sem preizkušala z več testi za pozornost in sproščenost ter ugotovila, da naprava kljub majhnemu številu luči LED stanje prikazuje dokaj dobro. Tudi časovna resolucija se je izkazala za precej dobro, saj je do spremembe luči ob spremembi mentalne naloge prišlo po 1 s–2 s.



Slika 25: Vezje BCI (avtorica: Sara Črepinšek)



Slika 26: Postavitev elektrode na čelni del (avtorica: Sara Črepinšek)

4.3.1 Poskusi stopnje sproščenosti

V prvi skupini poskusov sem se osredotočila na preverjanje zaznavanja stopnje sproščenosti, pri čemer sem imela odprte oči. Vsak poskus sem za večjo natančnost rezultatov ponovila šestkrat.

1. poskus sem vedno izvedla ob 15. uri, 2. pa vedno ob 20. uri. Vsak poskus sem delala tri zaporedne dni in vsak dan dobila dve meritvi, ki sta v stolpcih zapisani zaporedoma (1. in 2. ponovitev, 3. in 4. ponovitev ...).

Tabela 3: Stopnja sproščenosti glede na spreminjanje barve luči LED, odprte oči

Št. poskusa	Št. ponovitve meritve	Št. rumenih luči (od 4)	Stopnja sproščenosti
1.	1.	0	0 %
	2.	1	25 %
	3.	1	25 %
	4.	2	50 %
	5.	1	25 %
	6.	2	50 %
2.	1.	2	50 %
	2.	1	25 %
	3.	2	50 %
	4.	2	50 %
	5.	2	50 %
	6.	3	75 %

Povprečna stopnja sproščenosti je bila v 1. poskusu precej nizka, le 29 %, v 2. pa je narasla na 50 %.

Naslednja skupina poskusov, ki sem jih izvedla, je bila prav tako osredotočena na preverjanje zaznavanja stopnje sproščenosti, vendar z zaprtimi očmi. Tudi tu sem vsak poskus ponovila šestkrat, da bi dobila natančnejše rezultate. 3. in 4. poskus sem prav tako izvajala tri zaporedne dni, 3. poskus vedno ob 15. uri, 4. pa vedno ob 20. uri. Stanje za vsak dan predstavljata dve meritvi, zaporedoma zapisani v stolpcih.

Tabela 4: Stopnja sproščenosti glede na spreminjanje barve luči LED, zaprte oči

Št. poskusa	Št. ponovitve	Št. rumenih luči (od 4)	Stopnja sproščenosti
3.	1.	0	0 %
	2.	1	25 %
	3.	2	50 %
	4.	2	50 %
	5.	2	50 %
	6.	3	75 %
4.	1.	3	75 %
	2.	3	75 %
	3.	2	50 %
	4.	3	75 %
	5.	3	75 %
	6.	3	75 %

Povprečna stopnja sproščenosti je bila v 3. poskusu 42 %, v 4. poskusu pa je povprečna stopnja bila še višja, 71 %.

4.3.2 Poskusi stopnje koncentracije

Zanimalo me je, kako naprava deluje ob močni osredotočenosti. Naslednja skupina poskusov je bila namenjena preverjanju, ali je mogoče izboljšati stopnjo svoje pozornosti. Ob vsakem poskusu sem poskušala rešiti določeno matematično nalogo, težavnost vseh nalog pa je bila primerljiva. Po branju sem nalogo reševala z odprtimi očmi, a brez ostalih pripomočkov.

Poskusa 5. in 6. sem izvajala tri zaporedne dni, 5. ob 16. uri, 6. pa ob 20. uri, in vsak dan dobila dve meritvi, zapisani zaporedoma v stolpcu.

Tabela 5: Stopnja pozornosti glede na spreminjanje barve luči LED, odprte oči

Št. poskusa	Št. ponovitve	Št. modrih luči (od 4)	Stopnja osredotočenosti
5.	1.	0	0 %
	2.	1	25 %
	3.	2	50 %
	4.	3	75 %
	5.	2	50 %
	6.	3	75 %
6.	1.	3	75 %
	2.	4	100 %
	3.	3	75 %
	4.	4	100 %
	5.	3	75 %
	6.	3	75 %

V 5. poskusu je bila povprečna stopnja osredotočenosti 46 %, v 6. poskusu pa kar 83 %.

Tabela 6: Stopnja pozornosti glede na spreminjanje barve luči LED, zaprte oči

Št. poskusa	Št. ponovitve	Št. modrih luči (od 4)	Stopnja osredotočenosti
7.	1.	0	0 %
	2.	1	25 %
	3.	2	50 %
	4.	1	25 %
	5.	2	50 %
	6.	2	50 %
8.	1.	1	25 %
	2.	2	50 %
	3.	2	25 %
	4.	1	25 %
	5.	1	25 %
	6.	2	50 %

Nato sem tri zaporedne dni delala še poskusa 7. in 8., 7. ob 16. uri, 8. pa ob 20. uri, in vsak dan dobila dve meritvi, ki sta zapisani zaporedoma v stolpcu. Pri teh dveh poskusih so bile oči po branju naloge med njenim reševanjem zaprte.

Povprečna stopnja osredotočenosti je bila v 7. poskusu 33 %, prav toliko pa tudi v 8. poskusu.

Po nekaj poskusih sem opazila koadaptacijo, saj je po daljši uporabi pri večini primerov prišlo do večje učinkovitosti. Ob preizkušanju stopnje osredotočenosti z odprtimi očmi je bila uspešno dosežena celo 100 % koncentracija.

Ugotovila sem tudi, da je na stopnjo pozornosti ali sproščenosti močno vplivalo, ali so bile oči zaprte ali odprte. Medtem ko je v poskusih, kjer je bil cilj doseči čim večjo sproščenost, precej pomagalo imeti zaprte oči, je v poskusih, kjer je bila pomembnejša stopnja koncentracije, to otežilo izpolnjevanje mentalne naloge.

Svojo zadnjo hipotezo sem tako v celoti potrdila.

5 Razprava

Možganski vmesniki so izjemno zanimiva tema za preučevanje, kar sem ugotavljala z vsako novo informacijo, ki sem jo našla. Pred začetkom raziskovanja so se mi BCI zdeli nekaj, kar obstaja le v znanstveni fantastiki, vendar sem spoznala, da so na nekaterih področjih že precej uveljavljeni in zelo koristni.

V prvem delu raziskovalne naloge sem se posvetila zbiranju zanesljivih virov in se poglobila v teoretične osnove. Teorija je obsegala več področij in podpodročij, saj je tema izjemno interdisciplinarna, večina podpodročij pa je medicinskih in tehničnih. Podrobno sem raziskala delovanje živčevja, ki je osnova za razumevanje delovanja možganskih vmesnikov. Zelo pomembno se mi je zdelo tudi poznavanje možganskih vzorcev in možnosti, kako jih izzvati ter uporabiti. Prebrala in pregledala sem še vire o različnih tipih možganskih vmesnikov z vso pripadajočo opremo.

V nalogi sem se osredotočila predvsem na raziskovanje trendov v razvijanju možganskih vmesnikov in na možnosti širjenja njihove uporabe, saj se mi zdi, da se ljudje ne zavedajo potenciala te tehnologije. Istemu namenu je služila tudi izdelava doma narejenega možganskega vmesnika, ki naj bi ljudem pokazal, da vse takšne naprave niso nujno izjemno zapletene. Čeprav je vmesnik relativno preprost, pa je izdelava zahtevala ogromno časa in znanja, ki sem ga pridobila ob pregledovanju virov, komuniciranju z nekaterimi tujimi inštituti ter z obiskom pri prof. Riku Šafariču in prof. dr. Alešu Holobarju na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko v Mariboru. Svoje znanje sem ob izdelavi te naloge tako močno razširila, saj sem se srečala s tematiko, ki je za poučevanje v gimnaziji preveč specifična, hkrati pa izjemno zanimiva in kaže možnosti za veliko uporabnost.

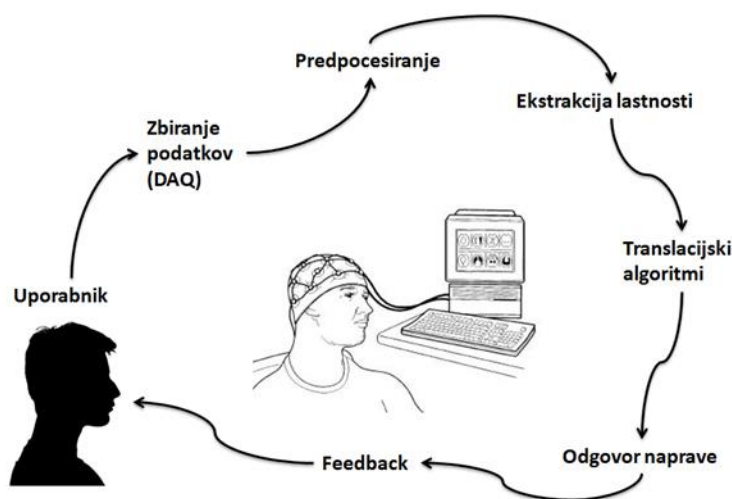
Možganski vmesniki morajo biti robustni, praktični, fleksibilni, aplikacije morajo učinkovito delovati tudi zunaj laboratorija z uporabo čim manjšega števila kanalov EEG (idealno le enega). Njihova postavitve mora biti lahka, oprema pa enostavno prenosljiva in nemoteča za uporabnika.

Da bi BCI prešli v širšo uporabo, bi morali imeti očitno prednost, vendar vseeno mislim, da se bo uporaba naprav BCI začela širiti, saj se bo z razvojem inteligentnih vmesnikov in high-level selekcije izboljšala efektivna pasovna širina. Ljudi pri izbiri naprav BCI privlači tudi njihov futuristični vidik. Z vedno hitrejšim razvijanjem bodo naprave BCI postale cenejše in lažje dosegljive širši množici uporabnikov.

Možganski vmesniki se vedno hitreje razvijajo in postajajo zanesljivejši, njihova uporaba in dostopnost pa vedno lažji. Kljub vedno hitrejšemu razvoju tehnologije BCI pa je večina vmesnikov še vedno počasnih in niso popolnoma zanesljivi za učinkovito kontrolo. Pri komercialnih napravah to sicer ni velik problem, pri bolnikih pa lahko predstavlja resno nevarnost ali celo ogroža življenje. Treba bi bilo bolje razviti samostojnejše vmesnike, ki bi zanesljivo in z visoko stopnjo natančnosti lahko razbrali in pravilno klasificirali možganske vzorce.

5.1 Način delovanja možganskih vmesnikov

Za lažje razumevanje procesov, ki potekajo ob uporabi naprave BCI, sem naredila shemo, ki prikazuje korake uporabe možganskih vmesnikov.



Slika 27: Procesi delovanja sistema BCI (vir: Sara Črepinšek, http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55_mj294/, dostop 5. 2. 2016)

Naprava zbira podatke o možganski aktivnosti uporabnika, ki gredo najprej skozi proces predprocesiranja, kjer se ojačajo glavne lastnosti posnetih signalov in se odstrani hrup iz ozadja. Izražene lastnosti se ekstrahirajo, računalniški translacijski algoritmi pa jih nato prevedejo v določen odgovor naprave. Ta je lahko vizualni (vizualizacija) – na ekranu se lahko pojavijo slike, napisi; auditorni oziroma slušni – naprava začne oddajati zvoke; motorični – pride do premikanja naprave; v nekaterih primerih pa so možni tudi drugačni odzivi (na primer olfaktorni odziv – oddajanje vonja).

5.2 Primerjava snemalnih tehnik

Naprave za snemanje možganske aktivnosti so različne, najpogostejše so fMRI, fNIRS, MEG, PET, SPECT in EEG. Najpogostejše uporabljena snemalna tehnika je neinvazivna EEG, saj

ima kar nekaj prednosti. Razlog za to je med drugim tudi odlična časovna resolucija EEG v primerjavi s snemalnimi tehnikami, kot so fMRI in fNIRS. Prednost je tudi preprosta uporaba, čeprav je vzpostavitev naprave ovirajoča za splošno uvedbo takšnih sistemov BCI v vsakdanje življenje (3, 4, 7). Naprave EEG so tudi cenovno dostopnejše, saj nekatere profesionalne naprave stanejo že okoli 1.400 evrov

(http://www.alibaba.com/product-detail/CE-Approved-Digital-EEG-PSG-diagnostic_1794271970.html?spm=a2700.7724838.0.0.R4iFy4&s=p, dostop 5. 1. 2016). Seveda pa ima ta tehnika tudi nekaj slabosti, kot so omejena topografska resolucija, omejen frekvenčni razpon, možnost vpliva šumov iz ozadja zaradi drugih bioelektričnih signalov, ki se pojavijo na primer ob premikanju oči ali mišic, ter možnost vpliva elektromagnetnih signalov iz okolja.

Velika prednost naprav BCI, ki uporabljajo EEG, je tudi visoka vrednost ITR, ki se lahko povzpne tudi čez 100 bit/min, kljub temu pa je število naprav s tako visoko ITR zelo nizko, te vrednosti pa so bile dobljene v laboratorijih z natančnim nadzorom nad pogoji (2, 11, 13, 15, 24).

Po besedah prof. dr. Aleša Holobarja imajo invazivni BCI boljšo sposobnost snemanja signalov, saj so elektrode nameščene bližje generatorjem signalov. V krajšem časovnem obdobju so invazivni vmesniki učinkovitejši, vendar pa se po 1–2 letih začne zabrazgotinjenje tkiva, kar zaradi zmanjšanja sposobnosti zaznavanja signalov povzroči velik padec učinkovitosti. Če uporabljamo neinvazivne BCI, tega problema ni, vendar pa je kakovost ujetih signalov slabša.

Pri tehnikah, s katerimi izzovemo možganske ritme, ki jih nato posnamemo, prevladujejo tehniki MI in P300, povečevati pa se je začelo število primerov, ki uporabljajo SSVEP. Leta 2011 so se prvič pojavili tudi hibridni sistemi BCI.

5.3 Uporaba in dostopnost BCI

Čeprav imajo BCI ogromen potencial za uporabo na veliko različnih področjih, njihova uporaba ni tako zelo razširjena. Največkrat se uporabljajo v medicinske namene kot sredstvo za rehabilitacijo. Uporabljajo se pri bolnikih z amiotrofično lateralno sklerozo (ALS), možganskimi poškodbami, poškodbami hrbtenjače, cerebralno paralizo, mišičnimi distrofijami, multiplo sklerozo in še z mnogimi drugimi boleznimi živčevja in mišic.

Poškodbe sluha, ki bi jih lahko popravili z uporabo BCI, so pri nas vedno pogostejše. Vmesniki predstavljajo tudi možnost normalnejšega življenja za invalide z močno omejeno mobilnostjo.

Narejenih je bilo že veliko računalniških iger BCI, vendar je bil velik delež teh narejen zato, da bi pokazali način delovanja možganskih vmesnikov. Možganski vmesniki se lahko uporabljajo tudi na sodiščih kot pripomoček za presojanje nedolžnosti obsojenega, vendar trenutno le v ZDA.

Pri nas se možganski vmesniki dobijo težje kot v nekaterih drugih državah, kjer se z razvijanjem BCI ukvarja več institucij, lahko pa jih naročimo preko spleta. Dostopni so izdelki podjetij, kot so Neurosky, Emotiv, OpenBCI, iWinks, iFocusBand, MyndPlay, PLX Devices, Interactive Productline, Mattel, Uncle Milton, InteraXon, Melon. Cena večine njihovih sistemov pa so pod 500 €. Veliko naprav teh podjetij uporablja čipe Neurosky, podobne tistemu, ki sem ga uporabila sama. Trenutno ni dostopnih nobenih virov, ki bi prikazovali resnično stanje števila naprav BCI pri nas in po svetu ali deleže njihove uporabe po področjih.

5.4 Interpretacija poskusov z vmesnikom

Ob preizkušanju naprave za stopnjo sproščenosti in koncentracije sem ugotovila, da je ob nekajkratni uporabi naprave že prišlo do koadaptacije med sistemom in uporabnikom, saj so se stopnje v vseh poskusih po nekaj meritvah zvišale. Najnižja stopnja sproščenosti je bila v 1. poskusu (30 %), ki je bil izvajan ob 15. uri in z odprtimi očmi. 2. poskus, ki je prav tako potekal z odprtimi očmi, a ob 20. uri, je imel za 21% višjo povprečno stopnjo sproščenosti.

V 3. in 4. poskusu je bila razlika med povprečnima stopnjama sproščenosti 29 %, pri obeh poskusih pa so bile vrednosti precej višje kot pri prvih dveh poskusih. Ker je bila edina sprememba zaprtje oči, lahko sklepam, da je na stopnjo sproščenosti odločilno vplivalo to. Stopnja sproščenosti je bila najbolj stabilna pri 4. poskusu, saj so se vrednosti tam najmanj spreminjale.

Pri 5. in 6. poskusu sem se osredotočila na preverjanje stopnje koncentracije, pri čemer je bila povprečna stopnja osredotočenosti pri 5. poskusu 46 %, v 6. poskusu, ki je bil opravljen ob 20. uri, pa se je povečala za kar 38 %. Kljub visokim vrednostim v 6. poskusu pa je bila stopnja koncentracije precej nestabilna, saj je večinoma nihala med 75 % in 100 %. Podobno nihanje je opazno tudi v 5. poskusu.

V 7. in 8. poskusu sem ugotavljala vpliv odprtosti oči na stopnjo koncentracije, saj so bile oči tu zaprte, kar je najverjetneje povzročilo močan upad v povprečni stopnji osredotočenosti. Ta je zato bila v obeh poskusih 33 %, kar je za 50 % nižje kot stopnja osredotočenosti pri 5. in 6. poskusu.

Za še večjo natančnost bi morala poskuse opraviti na več osebkih in v daljšem časovnem obdobju s čim več meritvami. K večji natančnosti bi pripomoglo tudi primerjanje stopenj osredotočenosti in sproščenosti glede na različen del dneva in ostalih dejavnikov (npr. splošno počutje testiranega osebk).

Po nekaj poskusih sem opazila koadaptacijo, saj je po daljši uporabi pri večini primerov prišlo do večje učinkovitosti. Ob preizkušanju stopnje osredotočenosti z odprtimi očmi je bila uspešno dosežena celo 100 % koncentracija.

Ugotovila sem tudi, da so na stopnjo pozornosti ali sproščenosti močno vplivale zaprte ali odprte oči. Medtem ko je v poskusih, kjer je bil cilj doseči čim večjo sproščenost, precej pomagalo imeti zaprte oči, je v poskusih, kjer je bila pomembnejša stopnja koncentracije, to otežilo izpolnjevanje mentalne naloge.

5.5 Etnični vidik možganskih vmesnikov

Veliko ljudi se sprašuje o varnosti in zdravstvenih tveganjih ter ohranjanju zasebnosti ob uporabi naprav BCI. Kaj bi se zgodilo, če bi poskušali ljudem prebrati misli, spomine ali te celo spreminjati? Bi lahko na sistem BCI poslali virus?

Mislím, da ne moremo soditi o "neetičnosti" ali "etičnosti" možganskih vmesnikov. Gre le za stvari, od nas pa je odvisno, za kaj in kako jih uporabimo. Zagotovo se bodo našli ljudje, ki bodo poskusili zlorabiti to tehnologijo, zato se moramo zavedati, česa vsega je zmožna narediti ob napačni uporabi.

Vmesniki bi lahko imeli tudi vpliv na socialne razmere, saj bi lahko BCI uporabili za povečanje mentalnih ali fizičnih sposobnosti, kar bi vplivalo na družbeni status posameznikov.

Etnično sporno je tudi razvijanje invazivnih možganskih vmesnikov, saj moramo pri teh na poskusnem osebkú izvesti invazivno operacijo, ki je lahko v nekaterih primerih zelo nevarna. Sporno je zato tudi razvijanje invazivnih BCI, pri katerih za testne osebké uporabljajo živali (podgane, primaté).

5.6 Predlogi

5.6.1 Programska in strojna oprema

Čeprav so neinvazivni BCI uporabljeni pogosteje kot invazivni, so posnetki EEG in MRI še vedno nenatančni. Pri EEG bi bilo treba izboljšati prostorsko resolucijo, pri fMRI pa časovno ali pa poiskati novo metodo, ki bi združevala prednosti obojih.

Pri invazivnih bi bilo treba razviti biokompatibilne čipe, ki po vsaditvi delujejo v daljšem časovnem obdobju, kar bi lahko dosegli z uporabo drugačnih materialov ali na podlagi organskih snovi. Manipulacija tkiva, da čipov ne bi prepoznalo kot tujek, verjetno ne bi bila uspešna, saj bi lahko prišlo do kontaminacije z drugimi tujki, ki bi lahko bili nevarni, zaradi našega posredovanja pa se telo nanje ne bi moglo pravilno odzvati.

Potrebovali bi tudi boljše ojačevalce signalov, za njihovo obdelavo pa prilagodljivejšo in robustno programsko opremo. Potreben je tudi razvoj translacijskih algoritmov, občutljivih na šum iz ozadja in spremenljivost signalov.

5.6.2 Splošna uvedba in razvoj suhih elektrod

Pri uporabi konvencionalnih geliranih elektrod za EEG naletimo na kar nekaj težav: gel se lahko posuši, kapo je nepriročno nositi, pred vsako uporabo pa je potrebna ponovna namestitev elektrod. Za razliko od teh suhe elektrode ne potrebujejo predhodne priprave mesta, kamor želimo namestiti elektrode, njihova sposobnost zaznavanja signalov in občutljivost na hrup pa je približno enaka. Rešitev bi tako lahko bile suhe elektrode, ki pa so zaenkrat še v fazi razvoja.

5.6.3 Izboljšanje ITR

Verjetno največji problem možganskih vmesnikov je nizka ITR, saj je čas, ki ga porabimo za izvedbo ukaza, lahko zelo dolg. Če vsem ukazom določimo miselne naloge, ki bi jih izvedli, se s tem zmanjša fleksibilnost in specifičnost sporočil. Možnost rešitve tega problema vidim v delni poenostavitvi ukazov, s čimer bi ustvarili nekakšnega hibrida. Najpogosteje uporabljeni ukazi bi dobili svojo miselno nalogo, da pa bi lahko izvedli tudi bolj specifične ukaze, bi še vedno uporabljali osnovni sistem (na primer črkovanje zahteve). Novi BCI bi tako dovoljeval preprostejšo in hitrejšo uporabo s kombiniranjem enostavnih in specifičnih ukazov z možnim intuitivnim preklapljanjem, ki bi ga dobili s postopno koadaptacijo uporabnika in vmesnika ob treningu. Usmeriti bi se bilo treba tudi v razvijanje sistemov, ki imajo visok ITR ob daljši uporabi, saj je iz zbranih raziskav o BCI z visokim ITR razvidno, da so poskusi potekali krajši

čas in v kontroliranem okolju, kar pomeni, da ne prikazujejo dejanskega stanja ITR ob uporabi v vsakdanjem življenju. Znanstveniki se trenutno trudijo dosegati ITR okoli 100 bit/min.

5.6.4 Kompatibilnost aplikacij BCI

Pri raziskovanju sem ugotovila, da je velik problem aplikacij BCI njihova nekompatibilnost z več različnimi sistemi BCI. Razviti bi bilo treba vmesnik, ki bi ga lahko preprosto upravljali s pomočjo že obstoječih aplikacij, ki pa bi jih lahko uporabljal katerikoli standardizirani sistem BCI. Da bi bilo to izvedljivo, je treba razviti aplikacije, ki učinkovito delujejo z malo informacijami.

5.6.5 Delovanje v resničnem svetu

Večina raziskav je bila izvedenih v kontroliranih okoljih ob optimalnih pogojih z zdravimi osebki, zaradi česar je velika možnost, da ti sistemi v drugačnem okolju ne delujejo tako dobro, saj so lahko prisotni na primer motilci signala EEG, zaradi česar ne dobimo pravih posnetkov možganske aktivnosti in pravilna izvedba želenih ukazov ni mogoča.

To je ključnega pomena predvsem za uporabnike BCI, ki imajo omejene motorične sposobnosti, kot na primer bolniki z LIS, vrsto paralize in kjer drugačna komunikacija skoraj ni mogoča. Če pride pri teh bolnikih do napak v delovanju sistema, se lahko zgodi, da se znajdejo v nevarni situaciji, kar lahko privede do resnih poškodb ali celo smrti.

Zelo pomembna se mi zdi izpeljava poskusov v resničnem okolju, saj lahko le tako vidimo, kje se pojavljajo resnične prepreke pri vsakdanji konvencionalni uporabi naprav BCI.

5.6.6 Personalizirano zdravljenje

Zaradi lastnosti BCI, da se lahko prilagajajo uporabniku, so izvrstno orodje za prilagojeno zdravljenje različnih nevroloških in motoričnih bolezni. Sistem se tako lahko specializira za zdravljenje natančno določenega osebk in se prilagodi njegovi fiziologiji. Po uporabi v daljšem časovnem obdobju bi se poleg bolnikovega napredka verjetno pojavila tudi zmanjšana poraba energije pri vmesniku.

5.6.7 Etnični vidik

Razvijanje sistemov BCI bi moralo biti nadzirano in izpeljano najprej v kontroliranih okoljih priznanih institucijah. Bolj problematično je sploh razvijanje invazivnih sistemov BCI, pri

katerih bi bilo treba vpeljati posebna dovoljenja, najboljše bi bilo, če bi bila enotna po celem svetu, vendar je to zaradi različnih zakonodaj in politik držav težko izvedljivo.

Pri etičnem vidiku se mi zdi izjemno pomembno dobro izobraževanje in učenje pravilne uporabe možganskih vmesnikov, s čimer bi lahko precej zmanjšali verjetnost, da pride do zlorab tehnologije.

6 Sklepi

Glavne ugotovitve sem povzela v nekaj točkah:

- naprave BCI lahko uporabljamo za spremljanje in spodbujanje možganske aktivnosti;
- prednost sistemov BCI je, da za razliko od konvencionalnih sistemov za komunikacijo ne potrebujejo nobene mišične kontrole;
- so izjemno interdisciplinarno področje, ki združuje biologijo človeka (nevrologijo, kirurgijo, diagnostiko, ortopedijo, imunologijo), računalništvo, strojništvo, matematiko in še veliko drugih manjših področij;
- optimizacijo sistema BCI omogoča možganska in računalniška koadaptacija, ki nastane zaradi specifičnosti možganskih vzorcev in delovanja posameznika;
- kljub temu da invazivni BCI kratkoročno zagotavljajo boljšo kakovost signalov in topografsko resolucijo, se pogosteje uporabljajo neinvazivni vmesniki;
- velik problem naprav BCI je nepriročnost uporabe, saj danes najpogosteje uporabljene kape EEG in vsakokratno ponovno nameščanje geliranih elektrod zahtevajo preveč časa, reševanje tega pa so se znanstveniki lotili z razvijanjem suhih elektrod;
- obdelava signalov je pri sistemih BCI precej zahtevna, saj sta velikost vzorca in poznavanje osnovnega signala (signala iz ozadja) omejena, na težjo obdelavo pa vpliva tudi variabilnost EEG;
- z razvijanjem algoritmov bi bilo mogoče napovedati spremembe v možganski aktivnosti, kar bi olajšalo komunikacijo med uporabnikom in napravo;
- na hitrost delovanja naprave poleg zmogljivosti BCI vplivajo tudi človeški faktorji, trening in koadaptacija človeka ter vmesnika;
- noben sistem BCI se trenutno še ne more kosati z naravno komunikacijo – z govorjenjem ali pisanjem, vendar pa so pomembni za težje invalide;
- osebe s paralizo in drugimi boleznimi, ki prizadenejo mišičje in živčevje, lahko s pomočjo teh naprav živijo normalnejše življenje.

6.1 Možnosti prihodnjih raziskav

Čeprav sem se v tematiko precej poglobila, je to le majhen delček spoznanj o sistemih BCI. Možnosti za nadaljnje raziskave je tukaj ogromno, raziskovanja pa se lahko lotimo na več načinov, odvisno od področja, ki bi ga želeli raziskati. Ta so lahko vse od biologije oziroma bolj specifično medicine, kamor spadajo tudi nevrologija, diagnostika, kirurgija, imunologija; računalništva, pri katerem bi lahko razvili nove izboljšane programe za obdelavo signalov;

strojništva, kjer bi se lahko posvetili izboljšanju strojne opreme možganskih vmesnikov; matematike, s katero bi lahko razvili učinkovitejše translacijske algoritme; kemije, ki bi jo uporabili pri razvijanju novih elektrod in pri preučevanju delovanja živčnega tkiva na molekularni ravni; fizike, s katero bi se posvetili lastnostim možganskih ritmov (valovanj) in tako natančneje določili šume iz ozadja ter bi lahko posledično natančneje prepoznali pojav značilnih možganskih ritmov. Potencial prihodnjih raziskav je res izredno velik in tudi sama upam, da bom lahko svoje delo v prihodnje nadaljevala na višji ravni.

Sama se bom osredotočila na razvijanje naprave BCI, ki sem jo naredila v tej nalogi. Rada bi bolje določila stopnjo sproščenosti in koncentracije z večjim številom elektrod in več lučmi LED ter poskusila napravo s pomočjo tehnologije Bluetooth spremeniti v brezžično, kar bi močno olajšalo prenosljivost.

7 Viri in literatura

7.1 Literatura

1. Baztarrica Ochoa, J., Ebrahimi T. 2002. EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications. École Polytechnique Fédérale de Lausanne.
2. Chen, X., Gao, X. 2014. A high-ITR SSVEP-based BCI speller. Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Tsinghua University, Beijing. Taylor and Francis Group.
3. Collura, T. F. 1993. History and Evolution of Electroencephalographic Instruments and Techniques. Journal of Clinical Neurophysiology. Raven Press, Ltd. New York.
4. Dornhege, G. 2007. Toward Brain-Computer Interfacing. MIT Press.
5. Duncan, C. 2015. Neural Interfaces: An Update in Rehabilitation Applications.
6. Eysel, U. T. 2009. Adult Cortical Plasticity. Ruhr-University Bochum, Bochum, Nemčija. Elsevier.
7. Graimann, B., Allison, B., Pfurtscheller, G. 2010. Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction. Strategic Technology Management, Otto Bock Health Care GmbH. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
8. Guger, C. 2009. Using a brain/computer interface for smart-home control. Guger Technologies OEG. PerAda Magazine.
9. Jin, J., Allison, B. Z., Sellers, E. W., Brunner, C., Horki, P., Wang, X., Neuper, C. 2010. Optimized stimulus presentation patterns for an event-related potential EEG-based brain-computer interface. International Federation for Medical and Biological Engineering.
10. Kelly, R. S. Analytical Electrochemistry: The Basic Concepts. Departement of Chemistry, East Stroudsburg University.
11. Lebedev, M. A., Nicolelis, M. A. L. 2006. Brain Machine Interfaces: past, present and future; Trends in Neurosciences. Duke University.
12. Little S. et al. 2013. Adaptive deep brain stimulation in advanced Parkinson disease. Annals of Neurology.
13. Nakanishi, M., Wang, Y., Wang, Y. T., Mitsukura, Y., Jung, T. P. 2014. A high-speed brain speller using steady-state visual evoked potentials. International Journal of Neural Systems, 24.
14. Nowinski, W. L. 2011. Biomechanics of the Brain: Introduction to Brain Anatomy. Springer Science+Business Media, LLC. Str. 5–30.

15. Pfurtscheller, G., Neuper, C., Guger, C., Harkam, W., Ramoser, H., Schlögl, A., Obermaier, B., Pergenzer M. 2000. Current Trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) Research. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 8, št. 2.
16. Plass-Oude Bos, D., Reuderink, B., van de Laar, B., Gürkök, H., Mühl, C., Poel, M., Nijholt, A., Heylen, D. 2010. Brain-Computer Interfacing and Games. Human Media Interaction, University of Twente, Faculty of EEMCS. Springer-Verlag London Limited.
17. Ramadan, R. A., Refat, S., Elshahed, M. A., Ali, R. A. 2015. Basics of Brain Computer Interface. Springer International Publishing, Švica.
18. Rao, R. P. N. 2013. Brain Computer Interfacing: An Introduction. Departement of Computer Science and Engineering & Neurobiology and Behavior Program, University of Washington, Seattle. Cambridge University Press.
19. Rao, R. P. N., Scherer, R. Brain Computer Interfacing. University of Washington, Seattle.
20. Saab, J., Battes, B., Grosse-Wentrup, M. Simultaneous EEG Recordings with Dry and Wet Electrodes in Motor-Imagery. The Max Planck Society, Nemčija.
21. Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., Wolpaw, J. R. 2004. BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 51, št. 6.
22. Stušek, P. 2006. Biologija človeka. DZS, Ljubljana. Str. 61–89.
23. Szafir, D. J. 2010. Non-Invasive BCI through EEG: An Exploration of the Utilization of Electroencephalography to Create Thought-Based Brain-Computer Interfaces. Boston College, Computer Science Department.
24. Volosyak, I., Valbuena, D., Luth, T., Graser, A. 2010. Towards an SSVEP Based BCI With High ITR. Institute of Automation, University of Bremen.
25. Teplan, M. 2002. Fundamentals of EEG measurement. Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Bratislava, Slovakia. Measurement Science Review, Vol. 2, Section 2.
26. Višnjić, J., Holobar, A. 2013. Vmesnik možgani-računalnik na osnovi potencialov SSVEP in njegova uporaba v računalniških aplikacijah. Maribor.
27. Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Hunter Peckham, P., Schalk, G., Donchin, E., Quatrano, L. A., Robinson, C. J., Vaughan, T. M. 2000.

Brain–Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting.
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. Vol. 8, št. 2.

7.2 Internetni viri

1. <http://www.integral-psy.eu/sl/integral-psy/znanost-in-mogani.html> (dostop 5. 11. 2014).
2. <http://www.technologyreview.com/news/534206/a-brain-computer-interface-that-works-wirelessly/> (dostop 26. 7. 2015).
3. <http://discover.umn.edu/news/science-technology/brain-computer-interface-allows-mind-control-robots> (dostop 26. 7. 2015).
4. <http://www.sciencedaily.com/releases/2015/03/150325132520.htm> (dostop 30. 7. 2015).
5. <http://www.sinapsa.org/rm/poljudno.php?id=70> (dostop 4. 8. 2015).
6. <http://www.sinapsa.org/tm/media/priponke/a187-Mozganski%20vmesniki.pdf> (dostop 18. 8. 2015).
7. <http://www.neurobitsystems.com/neurofeedback-research.htm>, (dostop 5. 10. 2015).
8. <https://bci.tugraz.at/> (dostop 3. 10. 2015).
9. <http://www.imec.be/ScientificReport/SR2007/html/1384143.html> (dostop 29. 10. 2015).
10. <http://store.neurosky.com/products/eeg-tgam> (dostop 12. 11. 2015).
11. <http://www.hindawi.com/journals/ahci/2013/187024/> (dostop 12. 11. 2015).
12. <http://www.gtec.at/News-Events/Newsletter/Newsletter-September-2010-Volume-29/articles/Comparision-active-versus-passive-electrodes2> (dostop 24. 11. 2015).
13. <http://arduino.cc/en/main/software> (dostop 1. 12. 2015).
14. <http://www.mc.vanderbilt.edu/documents/billwilkerson/files/Making%20the%20Deaf%20Hear%20CI%20Paper.pdf> (dostop 26. 12. 2015).
15. https://www.researchgate.net/figure/262963497_fig2_FIG-2-The-percentages-of-each-brain-computer-interface-BCI-paradigm-used-in-EEG-based (dostop 5. 1. 2016).
16. <http://info.blockimaging.com/bid/92623/MRI-Machine-Cost-and-Price-Guide> (dostop 5. 1. 2016).
17. http://www.alibaba.com/product-detail/CE-Approved-Digital-EEG-PSG-diagnostic_1794271970.html?spm=a2700.7724838.0.0.R4iFy4&s=p (dostop 5. 1. 2016).
18. <https://www.youtube.com/watch?v=jXpjRwPQC5Q> (dostop 12. 1. 2016).

19. <http://www.medel.com/cochlear-implants-facts/> (dostop 18. 1. 2016).
20. <http://www.brainwavescience.com/index.html> (dostop 29. 2. 2016).
21. <http://www.stat.si/StatWeb/glavnanavigacija/podatki/prikazistaronovico?IdNovice=6662> (dostop 6. 4. 2016).
22. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/> (dostop 6. 4. 2016).

7.3 Viri slik

1. <http://www.mrc-cbu.cam.ac.uk/improving-health-and-wellbeing/cochlear-implant/> (dostop 1. 10. 2015).
2. http://www.diytdcs.com/media/010_EEG_standard.gif (dostop 5. 11. 2015).
3. <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2013/618649/fig2/> (dostop 5. 11. 2015).
4. <https://sleepdata.org/datasets/cfs/pages/manuals/polysomnography/17-08-03-01-identify-landmarks.md> (dostop 5. 12. 2015).
5. <https://www.arduino.cc/en/Main/Software> (10. 12. 2015).
6. https://www.researchgate.net/figure/262963497_fig2_FIG-2-The-percentages-of-each-brain-computer-interface-BCI-paradigm-used-in-EEG-based (dostop 5. 1. 2016).
7. http://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55_mj294/ (dostop 5. 2. 2016).
8. <https://imotions.com/blog/what-is-eeeg/> (dostop 17. 2. 2016).
9. https://www.researchgate.net/figure/262963497_fig1_FIG-1-a-The-number-of-published-brain-computer-interface-BCI-articles-for-each-year (dostop 22. 2. 2016).
10. Vir slike na naslovnici: https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/fileadmin/neurochirurgie/pdf/AO906829-01_unihd_JB_Neurochirurgie_IN_Trap_CMYK_screen.pdf (dostop 23. 2. 2016).
11. Graimann, B., Allison, B., Pfurtscheller G. 2010. Brain–Computer Interfaces: A Gentle Introduction. Strategic Technology Management, Otto Bock Health Care GmbH. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
12. Lastne fotografije.

7.4 Viri tabel

1. Plass-Oude Bos, D., Reuderink, B., van de Laar, B., Gürkök, H., Mühl, C., Poel, M., Nijholt, A., Heylen, D. 2010. Brain-Computer Interfacing and Games. Human Media Interaction, University of Twente, Faculty of EEMCS. Springer-Verlag London Limited.

2. https://en.wikipedia.org/wiki/Comparison_of_consumer_brain%E2%80%93computer_interfaces (dostop 1. 2. 2016).
3. Lastne tabele.

Priloge

1 Slovar izrazov

A

- A – aurikularni (ušesni) del (postavitev elektrode)
- ADHD – motnja aktivnosti in pozornosti (attention deficit hyperactive disorder)
- Ag – srebro
- ALS – amiotrofična lateralna skleroza
- artefakt – popačitev signala

B

- BCI – možganski vmesniki (brain-computer interface)

C

- C – centralni del (postavitev elektrod)
- CI – BCI slušni aparat (cochlear implant)
- CNS (OŽS) – osrednji živčni sistem (central nervous system)

Č

- časovna resolucija – zaznava sprememb v nekem časovnem intervalu

D

- DAQ – zbiranje podatkov (data aquisition)
- DBS – globoka možganska stimulacija (deep brain stimulation)

E

- EcoG – elektrokortikogram
- EEG – elektroencefalografija
- EOG – elektrookulografija
- EPSP – ekscitacijski postsinaptični električni potenciali
- ERP – dogodkovno izzvani potencial (event related potential)
- EMG – elektromiografija

F

- F – frontalni del (postavitev elektrod)

- fMRI – funkcionalno magnetno resonančno slikanje (functional magnetic resonance imaging)
- fNIRS – funkcionalna skoraj infrardeča sprektroskopija (functional near-infrared spectroscopy)
- Fp – prefrontalni del (postavitev elektrod)

G

- G – ground elektroda (za prizemljitev)

H

- Hz – Herc oz. Hertz, enota za frekvenco, enaka je enemu dogodku/sekundo

I

- IPSP – inhibicijski postsinaptični električni potenciali
- ITR – stopnja prenosa informacij (information transfer rate)

L

- LiPo – polimer litijevega iona (lithium ion polymer)
- LIS – "locked-in" sindrom
- LRP – potencial lateralizirane pripravljenosti, to je pripravljenosti dominantne možganske hemisfere (lateralized readiness potential)

M

- MEG – magnetna encefalografija (magnetoencephalography)
- MI – motorične predstave (motor imagery)
- Modulacija – *"vplivanje na visokofrekvenčno nihanje z nihanjem z nižjo frekvenco"* (Vir: Slovar slovenskega knjižnega jezika, geslo: modulacija)

N

- neurofeedback – povratne informacije, ki jih posredujejo nevroni
- NREM – stadij globokega spanja, kjer ni hitrega premikanja oči (non-rapid eye movement)

O

- "Oddball" paradigma – eksperiment, kjer so osebki izpostavljeni zaporednim ponovljenim dražljajem (vidnim ali slušnim), vmes pa je nekaj odklonskih dražljajev, na katere mora osebek ustrezno odreagirati
- O – temenski (okcipitalni) del (postavitev elektrod)

P

- P – parietalni del (postavitev elektrod)
- P300-MERMER – vrsta potenciala P300, ki se uporablja predvsem za brain fingerprinting (Memory and Encoding Related Multifaceted Electroencephalographic Response)
- PET – pozitronska emisijska tomografija (positron emission tomography)

R

- RGB – barvni model, ki temelji na uporabi rdeče, zelene in modre barve (red, green, blue)

S

- SCE – nasičena kalomelna elektroda (saturated calomel electrode)
- SCP – počasni kortikalni potencial (slow cortical potential)
- SHE – standardna vodikova elektroda (standard hydrogen electrode)
- Sistem 10–20 – mednarodno priznan sistem nameščanja elektrod
- SMR – senzomotorični ritem (sensorimotor rhythm)
- SNR – razmerje med signalom in šumom/hrupom (signal to noise ratio)
- SPECT – tomografija, ki temelji na oddajanju posameznih fotonov (single photon emission computed tomography)
- SSVEP – vizualno-vzbujeni potenciali v ravnovesnem stanju (steady state visually evoked potential)
- SVM – podpora vektorska naprava (support vector machine)

T

- T – temporalni del (postavitev elektrod)
- topografska resolucija – ločljivost v prostoru

V

- valovi ELF – valovi z izjemno nizko frekvenco (extremely low frequency waves)
- VEP – vizualno izzvani potenciali (visually evoked potentials)

2 Raziskovalni projekti Laboratorija za sistemsko programsko opremo (izr. prof. dr. Aleš Holobar) na Fakulteti za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru

- 2016–2018: Neposredno ocenjevanje kontrolnih strategij mišic in njihovih koaktivacijskih vzorcev v robotsko podprti rehabilitaciji po možganski kapi, temeljni raziskovalni projekt ARRS (<http://lspo.feri.um.si/MIO-A/>).
- 2012–2015: Definicija neinvazivne metode vrednotenja mišične atrofije: od validacije do aplikacije; manjši aplikativni projekt ARRS.
- 2012–2015: NeuroTREMOR – A novel concept for support to diagnosis and remote management of tremor; projekt 7OP EU (<http://www.car.upm-csic.es/bioingenieria/neurotremor/>).
- 2010–2013: BETTER – Brain-neural computer interaction for evaluation and testing of physical therapies in stroke rehabilitation of gait disorders; projekt 7OP EU (<http://www.car.upm-csic.es/bioingenieria/better/>).
- 2008–2011: TREMOR – An ambulatory BCI-driven tremor suppression system based on functional electrical stimulation; projekt 7OP EU (<http://www.neuralrehabilitation.org/projects/tremor/consortium.html>).
- 2006–2008: DEMUSE – Decomposition of multichannel surface electromyograms, 6OPEU, Marie Curie IEF (<http://www.lisin.polito.it/DEMUSE/Publish/DEMUSE.html>).

Dr. Holobar trenutno sodeluje še v naslednjih študijah (v oklepaju so navedeni sodelujoči raziskovalci):

- Analiza kontrolnih strategij skeletnih mišic pri otrocih s cerebralno paralizo (prof. Zev Rymer, Rehabilitacijski inštitut v Chicagu, ZDA).
- Intuitivno krmiljenje protetičnih naprav (prof. Dario Farina, Univerza Georga-Augusta, Göttingen, Nemčija in podjetje Otto Bock Nemčija).
- Analiza mišičnih krčev (prof. Marco A. Minetto, Univerza v Torinu, Italija).
- Spremembe kontrolnih strategij skeletnih mišic pri bolnikih s sladkorno boleznijo (prof. Toshio Moritani, Univerza v Kyotu, Japonska).
- Razlike med kontrolnimi strategijami skeletnih mišic pri mladih in starostnikih (prof. Toshio Moritani, Univerza v Kyotu, Japonska).

- Načrtovanje in funkcionalno vrednotenje kirurgije obraza (prof. Bernd Lapatki, Univerza v Ulmu, Nemčija).
- Spremembe kontrolnih strategij skeletnih mišic v profesionalnih športnikih (prof. Francesco Felici, Italijanska Univerza za šport in gibanje "Foro Italico", Rim, Italija).