

Analiza smjernica unaprjeđenja senzora sučelja mozak-računalo

Lucijetić, Kristijan

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:655129>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno-Bez prerada 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Kristijan Lucijetić

Zagreb, 2020. godina.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Analiza smjernica unaprjeđenja senzora sučelja mozak-računalo

Mentori:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić, dipl. ing.

Student:

Kristijan Lucijetić

Zagreb, 2020. godina

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Kristijan Lucijetić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
 Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:

procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa: 602 - 04 / 20 - 6 / 3	
Ur. broj: 15 - 1703 - 20 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Kristijan Lucijetić** Mat. br.: 0035198973

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza smjernica unaprjeđenja senzora sučelja mozak-računalo**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Analysis of brain-computer interface sensor improvement guidelines**

Opis zadatka:

Sučelje mozak-računalo (engl. Brain - Computer Interface, BCI) je direktna komunikacijska veza između čovjekovog mozga i vanjskog uređaja; zasada je najviše pažnje posvećeno komunikaciji u kojoj računalo prima informacije iz mozga osobe (moguće je i obrnuti smjer, ali još uvijek ne istodobno). Izniman potencijal u medicinske svrhe ali i šire čine ovu tehnologiju iznimno privlačnom, međutim postojanje brojnih ograničenja i nepotpune pouzdanosti dijelom se mogu pripisati sensorima – osjetilima električne aktivnosti mozga (EEG elektrodama). Razlučivost i pouzdanost koju treba unaprijediti podrazumijeva da se na neinvazivan način snimi električna aktivnost mozga koju je onda potrebno posebnim algoritmima pretvoriti u komande računalo ili računalom upravljanoj uređaju. S obzirom na rečeno, elektrode igraju iznimno važnu ulogu, te su zbog toga tema ovog rada. U radu je potrebno:

- Prikazati osnovne elemente BCI-a (sučelja mozak-računalo), posebno funkcije mozga;
- Prikazati principe elektroencefalografije (EEG-a) kao metodu bilježenja moždane aktivnosti, ali i druge koje mogu biti primijenjene s ovim ciljem – ukazati na sve neophodne spoznaje, zahtjeve kao i izazove uspješne primjene BCI-a;
- Provesti analizu tržišta te prikazati najznačajnije odlike, prednosti i nedostatke postojećih sustava, vrsta elektroda i senzora aktivnosti mozga, kao i njihove primjene;
- Analizom funkcija sustava utvrditi sve kritične uvjete, značajke i neophodne zahtjeve uspješne primjene BCI-a, definirati konstrukcijske i funkcionalne zahtjeve;
- Izabrati vrstu elektroda koja će biti predmet analize smjernica unaprjeđenja – razvoja s raspravom o razlozima izbora, te provesti konstrukcijsku razradu do stupnja izrade konstrukcijskih prijedloga;
- Istaknuti i diskutirati sve prijedlogom predviđene prednosti te očekivanu tržišnu konkurentnost predloženog konstrukcijskog poboljšanja.

Opseg opisa problematike, provedbe analize i izrade prijedloga razvoja proizvoda dogovoriti tijekom izrade rada. Svu dokumentaciju izraditi pomoću računala. U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. travnja 2020.

Datum predaje rada:
2. srpnja 2020.

Predviđeni datum obrane:
6. – 10.7.2020.

Zadatak zadao:

Predsjednica Povjerenstva:

Izv. prof. dr. sc. Aleksandar Sušić

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	1
POPIS SLIKA	3
POPIS OZNAKA	6
POPIS KRATICA	7
SAŽETAK.....	9
SUMMARY	10
1 UVOD.....	1
2 PREGLED ANATOMIJE I SIGNALA ŽIVČANOG SUSTAVA	3
2.1 Živčani sustav	3
2.2 Anatomija i funkcije ljudskog mozga	4
2.2.1 Anatomija ljudskog mozga	4
2.2.2 Funkcije mozga	6
2.3 Neuron i živčani impulsi.....	7
2.4 Akcijski potencijal (AP) i lokalni potencijali (LFP).....	8
2.5 Moždani valovi	11
3 SUČELJE MOZGA I RAČUNALA	14
3.1 Klasifikacija BCI sustava.....	16
3.2 Elementi BCI sučelja	18
3.2.1 BCI Senzori.....	18
3.2.2 Dekoder signala	18
3.2.3 Aktuatori (efektori)	19
3.3 Princip rada sučelja	19
3.3.1 Mjerena aktivnosti mozga.....	19
3.3.2 Metode obrade signala	23
3.3.3 Upravljanje vanjskim uređajem	26
4 PREGLED SENZORA BCI SUSTAVA.....	27
4.1 Senzori bazirani na elektrodama	27
4.1.1 Implantirane mikroelevtrode.....	28
4.1.2 Elektrokortikografija ECoG.....	30
4.1.3 Elektroencefalografija EEG	32
4.2 Senzori bazirani na funkcijskom neuroimagingu.....	35
4.2.1 Magnetoencefalografija	36

4.2.2	fNIRS	38
5	USPOREDBA I ODABIR SENZORA ZA UNAPRIJEĐENJE	40
6	PREGLED VRSTA EEG ELEKTRODA	43
6.1	Aktivne i pasivne elektrode.....	44
6.2	Kontaktne elektrode	44
6.2.1	Gel elektrode	44
6.2.2	Elektrode na bazi vode.....	45
6.2.3	Suhe elektrode.....	47
6.3	Beskontaktne ili Kapacitivne EEG elektrode.....	49
7	RASPRAVA I ODABIR EEG ELEKTRODE ZA UNAPRIJEĐENJE	50
8	SINTEZA SAZNANJA I KONSTRUKCIJSKI ZAHTJEVI	53
8.1	Izazovi i ograničenja	53
8.2	Konstruktivski zahtjevi komercijalnih BCI sustava.....	55
9	FUNKCIJSKA STRUKTURA I MODEL RELACIJA	57
9.1	Rješavanje kontradikcije - TRIZ metoda	60
10	MORFOLOŠKA MATRICA	61
11	IZRADA KONCEPATA	63
11.1	Koncept 1	64
11.2	Koncept 2	68
12	EVALUACIJA I ODABIR KONCEPATA.....	71
13	PRIJEDLOG UNAPRIJEĐENJA SENZORA	76
14	ZAKLJUČAK.....	78
15	LITERATURA	82

POPIS SLIKA

Slika 2.1	Shematski prikaz perifernog i centralnog živčanog sustava [3]	4
Slika 2.2	Anatomija ljudskog mozga [5].....	6
Slika 2.3	Pregled režnjeva velikog mozga [5].....	7
Slika 2.4	Prikaz građe živčane stanice (neurona) [7]	8
Slika 2.5	Graf promjene napona neurona prilikom pojave akcijskog potencijala [9].....	10
Slika 2.6	Vizualna reprezentacija EEG valova [13].....	12
Slika 3.1	Klasifikacija BCI sustava [28]	17
Slika 3.2	Primjer Valnog oblika koji prikazuje nekoliko ERP komponenti [39].....	21
Slika 4.1	Raster elektroda "Utah" (eng. Utah Electrode Array - UEA) [48]	29
Slika 4.2	Shematski prikaz ECoG elektrode na mozgu [56].....	30
Slika 4.3	Metoda 10-20 (lijevo) i metoda 10-10 (desno) [65]	34
Slika 4.4	EEG elektrode [66]	34
Slika 4.5	Magnetoencefalogram [75]	37
Slika 4.6	Magnetski izolirana prostorija za EMG u procesu izgradnje na MIT-u [76].....	37
Slika 4.7	Prikaz pozicioniranja fNIRS senzora [34]	39
Slika 4.8	fNIRS optoda [85].....	39
Slika 6.1	Prikaz gel EEG elektroda [105]	45
Slika 6.2	EEG elektrode na bazi vode [1]	46
Slika 6.3	Lijevo prikaz gumenog prihvata za vodene elektrode [1].....	46
Slika 6.4	Prototip EEG elektrode na bazi vode [108]	47
Slika 6.5	Suhe g.Tech SAHARA elektrode[109].....	48
Slika 6.6	Prototip suhih elektroda s čekinjastim izdancima [110]	48
Slika 6.7	MSDE suhe elektrode [102].....	48
Slika 6.8	Beskontaktne EEG elektrode [111].....	49
Slika 9.1	Funkcijska struktura BCI sustava	58
Slika 9.2	Model relacija BCI sustava	59
Slika 11.1	Presjek kućišta (lijevo) i senzora (desno) sa svim elementima koncepta 1	64
Slika 11.2	Ekspandirani prikaz koncepta senzora 1	65
Slika 11.3	Prikaz rupičaste strukture donjeg dijela kućišta senzora	66
Slika 11.4	Prikaz spajanja standardnog snap-in kabela za EEG elektrode sa elektrodom...	66
Slika 11.5	Prikaz ostvarenog kontakta elektrode sa tjemnom	67
Slika 11.6	Prikaz koncepta 2	68
Slika 11.7	Prikaz savijanja koncepta 2 za kut α u oba smjera.....	68

Slika 11.8	Prikaz svih elemenata savitljivog senzora predloženog konceptom 2	69
Slika 11.9	Prikaz inkorporiranja senzora u znojnu traku	70
Slika 12.1	Prikaz Biopac elektroda [115].....	71
Slika 12.2	Izometrijski prikaz koncepta 2.....	74
Slika 12.3	Presjek i ekspanzirani prikaz predložene elektrode	74
Slika 12.4	Prikaz elektrode K2 na modelu glave	75
Slika 12.5	Usporedba K2 elektrode i modela SAHARA suhe EEG elektrode	75

POPIS TABLICA

Tablica 6.1	Usporedba senzora za bilježenje moždane aktivnosti	40
Tablica 10.1	Morfološka matrica.....	61
Tablica 12.1	Evaluacija koncepata u odnosu na referentne Biopac elektrode.....	72

POPIS OZNAKA

R – opća plinska konstanta = 8,314 [Jmol⁻¹K⁻¹]

T – temperatura [K]

F – Faradayeva konstanta = 946487 [Cmol⁻¹]

V_m – Električni potencijal membrane

P – relativna propusnost membrane [mol]

$P[Na^+]_o$ - relativna propusnost membrane za ione natrija

$P[K^+]_o$ - relativna propusnost membrane za ione kalija

$P[Cl^-]_o$ - relativna propusnost membrane za ione klora

$[ion]_o$ - ion izvan membrane

$[ion]_i$ – ion unutar membrane

POPIS KRATICA

AP – akcijski Potencijal

BCI – sučelje mozak-računalo (eng. Brain-Computer Interface)

BMI – sučelje mozak-uređaj (eng. Brain-Machine Interface)

BNCI – Interakcija mozga/neurona i računala (eng. Brain/Neural Computer Interaction)

CNS – centralni živčani sustav (eng. Central Nervous System)

CSP – metoda zajedničkog prostornog uzorka (eng. Central System Pattern)

ECoG – elektrokortikografija

EEG – elektroencefalografija

ERS/ERDS – događajem evocirana (de)sinkronizacija (eng. Event Related (De)Sincronisation)

ERP – događajem evocirani potencijal (eng. Event Related Potential)

FES – funkcijska električna stimulacija (eng. Functional Electric Stimulation)

FLD – Fisherov linearni diskriminantni sustav

fMRI – funkcijska magnetna rezonanca

fNIRS – funkcijska blisko infracrvena spektroskopija (eng. Functiuonal Near-Infrared Spectroscopy)

ICA – analiza nezavisnih komponenti (eng. Independent Component Analysis)

LDA – linearna diskriminantna analiza

LFP – potencijal lokalnog polja neurona (eng. Local Field Potential)

MUA – aktivnost više jedinica (eng. Multi-Unit Activity)

NIRS – blisko infracrvena spektroskopija

RMP – potencijal mirovanja (eng. Resting Membrane Potential)

SCP – spori kortikalni potencijali (eng. Slow Cortical Potentials)

SMR – senzorimotorni ritam (eng. Sensorymotor Rithm)

SSOEP – olfaktorno evocirani potencijal stacionarnog stanja (eng. Steady State Olfactory Evoked Potentail)

SSVEP – vizualno evocirani potencijal stacionarnog stanja (eng. Steady State Visually Evoked Potentail)

SUA – aktivnost jedne jedinice (eng. Single Unit Activity)

TCD – transkranijalni dopler

VEP – vizualno evocirani potencijal

SAŽETAK

Neposredna komunikacijska veza između ljudskog mozga i vanjskog uređaja ima velik potencijal u smislu prevladavanja fizičkih deficijencija čovjeka, ali i unaprjeđenja odnosno augmentacije zdravog čovjeka u svrhu nove interakcije sa njegovom okolinom. Značajnu ulogu u tehnološkom sustavu koji omogućava uspostavljanje sučelja mozak-računalo (eng. Brain-Computer Interface, BCI) imaju senzori za detekciju moždane aktivnosti. Napredovanje BCI tehnologije ovisi i o unaprjeđenju senzora, odnosno analizi smjernica unaprjeđenja kojom bi se prepoznala sva ograničenja i ključni zahtjevi BCI tehnologije što je tema ovog rada. U ovom radu prikazano je trenutno stanje i smjer razvoja BCI tehnologije. Prepoznati su i predstavljeni svi fiziološki, konstrukcijski i funkcijski zahtjevi neophodni za iskorištavanje potencijala ove tehnologije na temelju kojih je formiran prijedlog unaprjeđenja neinvazivnog EEG senzora. Predloženim konceptualnim rješenjem osigurava se jednostavno korištenje, prilagodljivost antropomorfskim karakteristikama svakog korisnika i potencijalno neograničeno vrijeme trajanja mjerenja. Budućim poboljšanjem elektroda koje su bile predmet ovog rada i ostalih utjecajnih elemenata BCI sustava, očekivan je daljnji doprinos razvoju BCI sustava. Svakim budućim poboljšanjem elemenata sustava, pa tako i ovim radom predloženim rješenjem šire se mogućnosti primjene ove tehnologije.

Ključne riječi: Sučelje mozak-računalo, BMI, elektroencefalografija, elektroda, senzor

SUMMARY

The direct communication link between the human brain and an external device has great potential in terms of overcoming human physical disabilities, but also the improvement and augmentation of a healthy person. Sensors for detecting brain activity play a significant role in the technological system that enables the establishment of the Brain-Computer Interface (BCI). The advancement of BCI technology inherently depends on the improvement of sensors, i.e. the analysis of improvement guidelines that would identify all the limitations and key requirements of the state of the art of BCI technology, which is the topic of this thesis. This work presents the current state and direction of the development of BCI technology. All physiological, mechanical, and functional requirements that are necessary for exploiting the potential of this technology have been identified and presented, on the basis of which a proposal for the improvement of a non-invasive EEG sensor has been formed. The proposed conceptual solution ensures ease of use, adaptability to the anthropomorphic characteristics of each user, and potentially unlimited measurement time. With the future improvement of the electrodes that were the subject of this thesis and other influential elements of the BCI system, a further contribution to the development of the BCI system is expected.

Key words: Brain-Computer Interface, Brain-Machine Interface, Electroencephalography, Electrodes, sensors

1 UVOD

Živčani sustav osnovna je jedinica ljudskog tijela koja omogućuje interakciju čovjeka s njegovom okolinom. On je centralni sustav formiranja, distribucije i prijenosa informacija iz okoline i ostatka tijela te omogućava reagiranje ljudskog organizma na iste.

Najviši dio središnjeg živčanog sustava je mozak koji predstavlja središte usklađivanja živčane aktivnosti. Mozak prima informacije iz osjetilnih organa, obrađuje ih i šalje upute izvršnim organima.

U slučaju da je veza između mozga i ostatka živčanog sustava prekinuta ili oslabljena, čovjek je ograničen u svom normalnom funkcioniranju.

Sučelje mozak-računalo, ili engleski „Brain-Computer Interface“ (BCI) je uređajem ostvarena spona mozga i računala koja omogućava pretvorbu moždane aktivnosti u računalu razumljivu naredbu za izvršavanje, najčešće prethodno definiranih, radnji.

Dosadašnja istraživanja najviše pažnje posvećuju komunikaciji u kojoj računalo prima informacije iz mozga. Moguće je i slati informacije u obrnutom smjeru, od računala u mozak korisnika.

BCI tehnologija danas se primjenjuje u medicini, marketingu, „gaming“ industriji, sportu i šire. Širina i mogućnosti primjene kao i budući razvoj ovu tehnologiju smještaju u sam vrh istraživačkih interesa.

Jedan od većih izazova za postizanje pouzdanog BCI sustava predstavlja senzor pomoću kojeg se bilježi aktivnost mozga. Najčešća vrsta senzora odnosno korištenih metoda za registriranje živčanih impulsa mozga je elektroencefalografija ili EEG.

Ovom metodom se na neinvazivan način snima električna aktivnost mozga sa površine skalpa koja se pritom posebnim algoritmima pretvara u naredbe računalu ili drugom računalom upravljanom uređaju. Kako bi se senzorom dobilo čim više informacija o moždanoj aktivnosti potrebno je unaprijediti razlučivost i pouzdanost EEG elektroda, te stoga one imaju ključnu ulogu u ostvarenju sučelja mozak-računalo.

U okviru ovog diplomskog rada opisuje se složeno funkcioniranje mozga i signala generiranih njegovom aktivnošću te se prikazuju osnovni principi BCI tehnologije. Prezentirane su najčešće

korištene vrste senzora te je na temelju prikupljenih spoznaja formuliran zaključak u obliku prijedloga unaprjeđenja neinvazivnih elektroencefalografskih senzora.

U odnosu na definirane probleme istraživanja u radu je izravno prikazan cilj istraživanja prijedlog unaprjeđenja senzora sučelja mozak-računalo.

Navedeni problemi, predmet i cilj istraživanja, nametnuli su potrebu da se tematika ovog diplomskog rada kojemu je naslov **Analiza smjernica unaprjeđenja senzora sučelja mozak-računalo**, sustavno prezentira kako bi se mogli izlučiti svi relevantni konstrukcijski zahtjevi daljnjeg razvoja.

2 PREGLED ANATOMIJE I SIGNALA ŽIVČANOG SUSTAVA

Ovo poglavlje služi kao prikaz relevantne biologije ljudskog živčanog sustava kako bi se osiguralo razumijevanje funkcionalnih i konstrukcijskih zahtjeva metoda bilježenja moždane aktivnosti opisanih u ovome radu kao i signala koje je potrebno razlikovati i detektirati pomoću senzora sustava sučelja mozak-računalo koji je predmet istraživanja ovog rada.

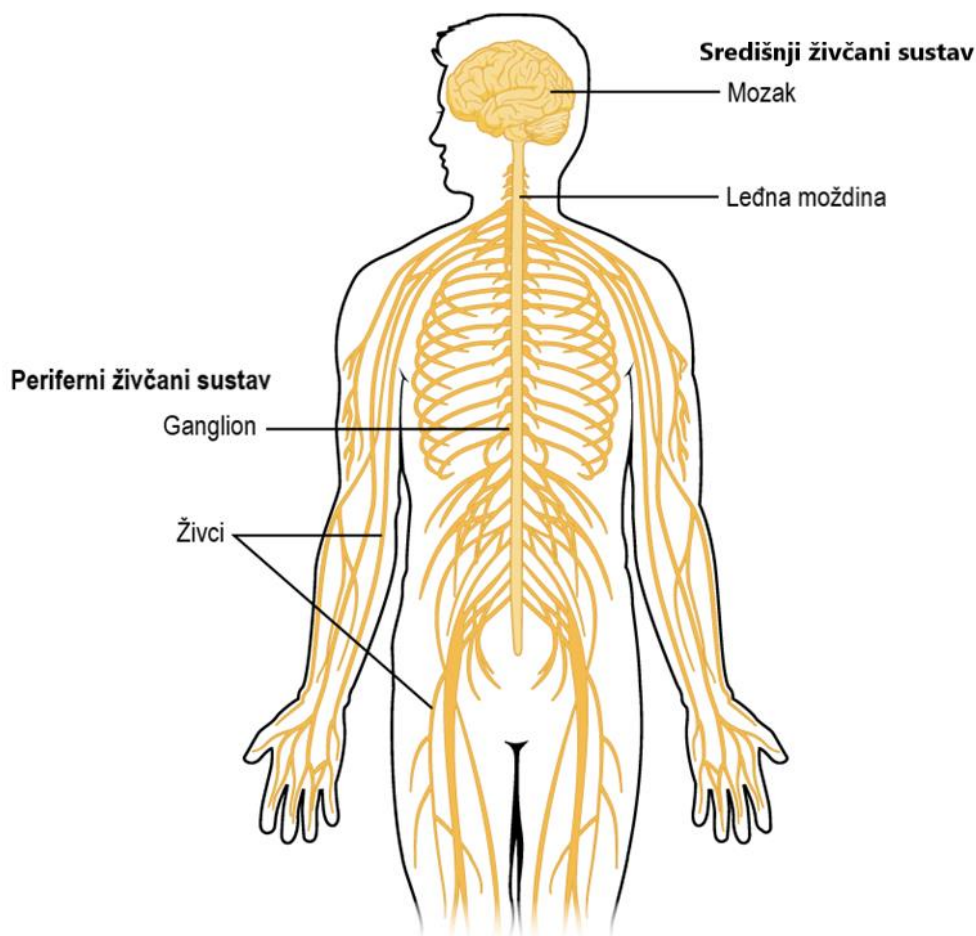
2.1 Živčani sustav

Temeljne zadaće živčanog sustava ljudskog tijela jesu primanje i obrada informacija iz okoline i omogućavanje reakcije tijela na iste. Živčani sustav sastavljen je od brojnih živčanih stanica ili neurona koji su zaduženi za slanje informacija putem elektrokemijskih signala [2].

Živčani sustav dijeli se na periferni živčani sustav i središnji živčani sustav. **Periferni živčani** sustav sastoji se od motoričkih, osjetnih, autonomnih i miješanih živaca dok **središnji živčani** sustav čine veliki i mali mozak te produljena i kralježnična moždina.

Na kraju osjetnih živaca nalaze se osjetna tjelešca, koja prepoznaju promjene u okolini organizma ili u njemu samom; primaju podražaje te pretvaraju određeni oblik energije (**mehaničke, kemijske ili elektromagnetske valove**) u oblik prilagođen komunikacijama unutar živčanoga sustava, **živčane impulse ili akcijske potencijale**.

Na kraju motoričkih živaca nalaze se izvršni organi (efektori): mišići, žlijezde, krvne žile i dr., koji osiguravaju reakcije organizma: pokrete ili druge oblike prilagodbe (promjene krvnog optoka, disanja, metabolizma, znojenje i dr.) [2]



Slika 2.1 Shematski prikaz perifernog i centralnog živčanog sustava [3]

2.2 Anatomija i funkcije ljudskog mozga

Mozak, najviši dio središnjega živčanog sustava, predstavlja središte usklađivanja živčane aktivnosti. Mozak prima informacije iz osjetnih organa, obrađuje ih i šalje upute izvršnim organima (npr. mišićima, žlijezdama). Mozak je i sjedište inteligencije i pamćenja [4].

2.2.1 Anatomija ljudskog mozga

Ljudski mozak se nalazi u lubanji, zaštićen moždanim ovojnicama, uronjen u cerebrospinalnu tekućinu. Anatomski, dijeli se na **moždano deblo** (truncus encephalicus), koje obuhvaća produženu moždina, most i srednji mozak, **mali mozak** (cerebellum) i **veliki mozak** (cerebrum). Na površini mozga nalazi se **siva tvar** sastavljena od živčanih stanica između kojih

je potporno tkivo, **glija**. U srednjem dijelu mozga nalazi se **bijela tvar** izgrađena od živčanih vlakana što izlaze iz živčanih stanica sive tvari.

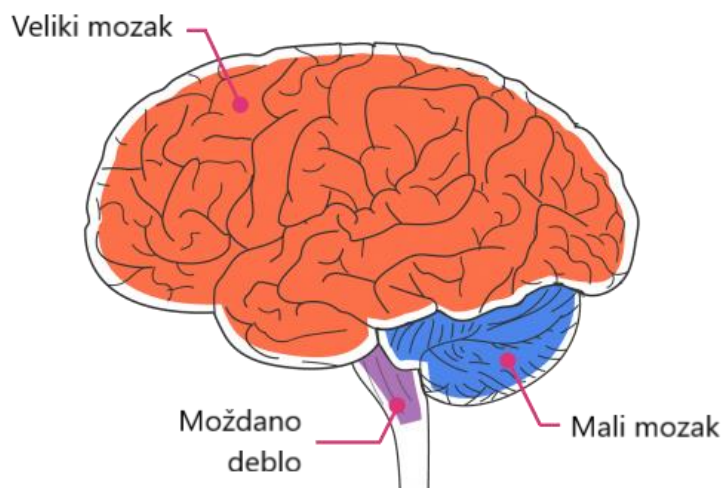
Moždano deblo nastavak je kralježnične moždine, smješteno je iznad nje i integracijski je organ središnjega živčanoga sustava; sadrži osjetne, motoričke, miješane i vegetativne jezgre deset moždanih živaca, integracijske centre za upravljanje pokretima, te osjetne, motoričke i druge dugačke živčane putove koji povezuju segmentne strukture kralježnične moždine s nadređenim centrima u području velikoga mozga.

Mali mozak kontrolni je koordinacijski organ središnjega živčanog sustava za kretnje udovima, trupom i očnim mišićima; on dobiva sve bitne informacije iz osjetnih sustava i nadređenih centara u moždanoj kori i u sloju ispod nje (kortikalni i supkortikalni centri) koje su važne za pravilno izvođenje automatskih i voljnih kretnji, te osigurava glatko izvođenje započetih pokreta prilagođenih trenutačnoj situaciji u prostoru i okolini. Mali mozak najbolje je razvijen u čovjeka, zbog njegova uspravnog stava i kompleksnih aktivnosti udova, napose prstiju ruku.

Veliki mozak sastoji se od međumozga (diencephalon) i krajnjega mozga (telencephalon). U području međumozga smješteni su talamus i hipotalamus. **Talamus** je kompleksna jezgra osjetnih informacija na njihovu putu prema moždanoj kori; opskrbljuje specifična područja moždane kore („centre“ za dodir, duboki osjet, orijentaciju u prostoru i dr.) informacijama nužnima za svjesno doživljavanje, modulira primarne osjetne informacije važne za selektivne osjetilne doživljaje i za regulaciju svijesti. **Hipotalamus** ima važnu ulogu u regulaciji vegetativnih funkcija jer posreduje između funkcija mozga, sustava unutarnjeg izlučivanja (endokrine žlijezde) i autonomnoga živčanog sustava.

Veliki se mozak, anatomski, sastoji od dviju moždanih polutki, lijeve i desne. One su u središnjoj liniji povezane debelim snopovima bijele moždane tvari.

Površina velikoga mozga, tj. moždana kora, građena je od sive moždane tvari i obilno je izbrazdana tako da je mnogobrojnim plićim i dubljim brazdama (sulci) podijeljena na velik broj vijuga (gyri); među dubokim pukotinama (fisurama). Na taj je način ukupna površina čovječe moždane kore povećana te iznosi oko 2000 cm², a da se istodobno nisu povećali volumen mozga ni lubanje.



Slika 2.2 Anatomija ljudskog mozga [5]

2.2.2 Funkcije mozga

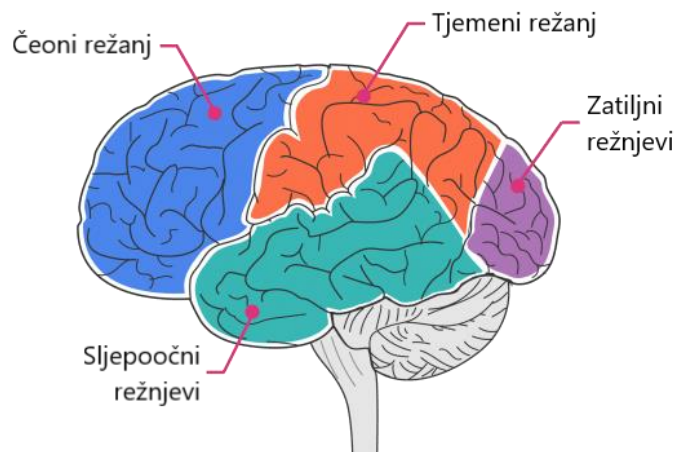
Prema funkciji, veliki mozak podijeljen je u svakoj polutki na 5 do 6 režnjeva [4]: čeonni (frontalni), tjemeni (parijetalni), sljepoočni (temporalni), zatiljni (okcipitalni), pa otok (insula) i rubni režanj ili limbički sustav, no važnija je usporedna analiza građe moždane kore. **Limbički sustav** povezan je s hipotalamusom i osigurava nesvjesne odnosno autonomne aktivnosti, sudjelujući i u emocionalnim reakcijama [4]. Pregled režnjeva velikog mozga prikazan je na Slika 2.3

Čeonni režanj, osim govornih funkcija izražavanja, osigurava i kontrolu ponašanja tipičnu za čovjeka.

Tjemeni režnjevi, osim svjesnoga primanja tjelesnih osjeta, imaju i važnu ulogu u programiranju kretnji i ponašanja.

Sljepoočni režnjevi služe u primanju primarnih slušnih informacija u primarnom slušnom području u dubini Sylvijeve pukotine, i u njihovoj sekundarnoj obradi u asocijativnim područjima; omogućuju ljudsko slušanje, koje je različito od slušanja u životinja, posebno u obradi govornih informacija i glazbe, a sudjeluju i u složenim osjetnim doživljajima i njihovoj psihičkoj obradi [4].

Zatiljni režanj je centar za vizualnu obradu našeg mozga, uključujući vizualnu obradu niske razine (orijentacija, prostorna frekvencija), razlikovanje boje i percepciju pokreta. Zatiljni režanj smješten je u stražnjem dijelu lubanje. Sve stvari koje vidimo ovdje se obrađuju.

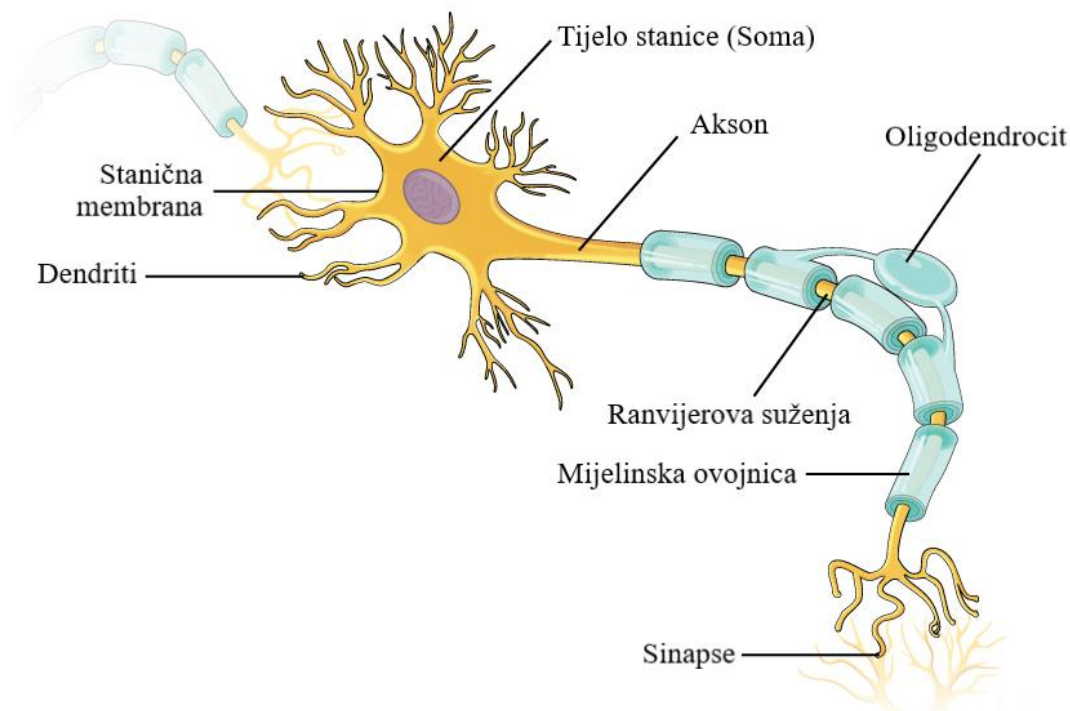


Slika 2.3 Pregled režnjeva velikog mozga [5]

2.3 Neuron i živčani impulsi

Osnovna gradivna jedinica živčanog sustava je **neuron**. Neuron su građeni od tri osnovne strukture koje omogućuju slanje i primanje informacija: **stanično tijelo** (soma), **dendriti**, i **akson** (Slika 2.4).

Stanično tijelo ili soma je dio stanice koja okružuje jezgru i igra glavnu ulogu u sintetiziranju proteina. **Dendriti** su kratki, razgranati izdanci koji se protežu od staničnog tijela. Funkcija dendrita je primanje informacija putem brojnih receptora smještenih u njihovim membranama koji se vežu na kemikalije, nazvane neurotransmiteri. **Akson** je veliki izdanak koji se proteže od tijela ćelije na mjestu podrijetla, zvanom aksonski brežuljak. Funkcija aksona je slanje informacija. Za razliku od kraćih dendrita, akson se može protezati više od metra. Akson sadrži mikrotubule i okružen je mijelinskom ovojnicom. **Mikrotubuli** su raspoređeni unutar aksona kao paralelni nizovi dugih niti koji djeluju kao autoceste za kretanje materijala do i iz soma. **Mijelinska ovojnica** se sastoji od potpuno zasebnih glija stanica (**oligodendrocita**) koje se namotavaju i omeđuju svojom membranom vanjsku stranu aksona. One su neophodne za električnu izolaciju i za ubrzanje širenja akcijskog potencijala preko. Na aksonu postoje tzv. **ranvierova suženja**, mjesta prekida mijelinske ovojnice koja omogućuju skokovite i time brže prijenose akcijskog potencijala. [6]



Slika 2.4 Prikaz građe živčane stanice (neurona) [7]

2.4 Akcijski potencijal (AP) i lokalni potencijali (LFP)

Živčani impuls ili **akcijski potencijal (AP)** elementarni je oblik energije, kojim se obavijesti putem aksona jednog neurona prenose kao kodirane poruke do dendrita sljedećih živčanih stanica preko **sinapsi** ili kao naredbe efektorima[8].

Neuroni održavaju gradijent naboja kroz svoju cjelokupnu membranu pomoću tzv. **ionskih pumpi** koje u kombinaciji s ionskim kanalima unutar membrane reguliraju koncentraciju iona **natrija** (Na^+), **kalija** (K^+), **klora** (Cl^-) i **kalcija** (Ca^+) između unutrašnjosti stanice i vanjske stanične okoline [8].

Stanična membrana neurona djeluje kao pregrada između unutarstaničnog i izvanstaničnog okruženja neurona. Unutarstanična tekućina bogata je ionima kalija (K^+) te se natrijevi ioni (Na^+) i ioni klora (Cl^-) nalaze u tragovima. Te koncentracije su samo obrnute izvan stanica, što znači veću koncentraciju natrijevih Na^+ i kloridnih (Cl^-) iona i mali broj K^+ iona [6].

Koncentracijski gradijent je ključan faktor u načinu funkcioniranja akcijskog potencijala. U okviru akcijskog potencijala odnosno neurona, koncentracijski gradijent je razlika u koncentraciji iona unutar (unutarstanična tekućina) i izvan (izvanstanična tekućina) neurona.[9]

Koncentracija iona nije statična. Ioni neprestano teku i izlaze iz neurona dok se koncentracije pozitivno i negativno nabijenih iona ne izjednače. Stoga neuroni održavaju dosljedan negativan koncentracijski gradijent u rasponu od -40 do -90 mV (milivolta) [10].

Razlikom u koncentracijama iona stvara se, unutar živčanog sustava, električni napon. Taj napon je matematički opisan **Goldman–Hodgkin–Katz jednadžbom** 2.1 [10].

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{P_K[K^+]_o + P_{Na}[Na^+]_o + P_{Cl}[Cl^-]_i}{P_K[K^+]_i + P_{Na}[Na^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_o} \right) \approx -70 \text{ mV} \quad 2.1$$

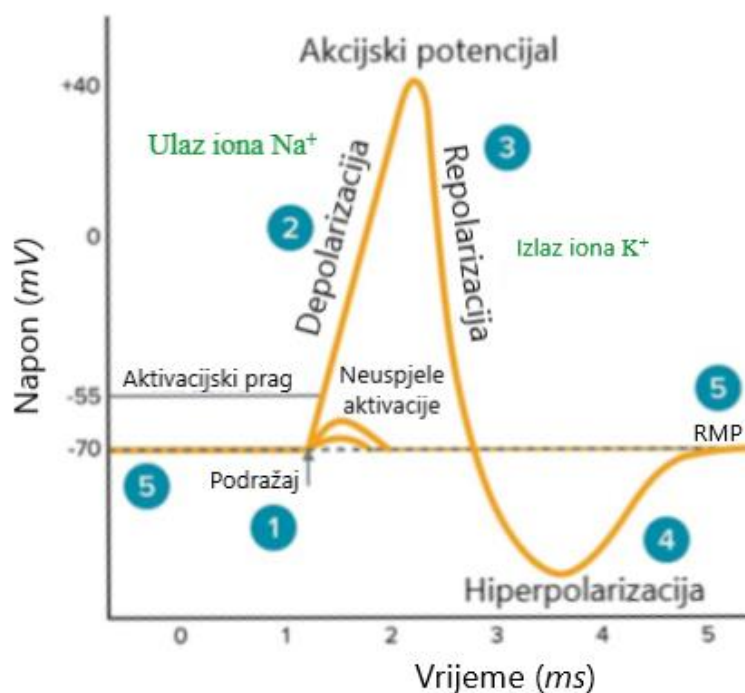
R predstavlja **konstantu plina**, T je apsolutna temperatura u K , a F je Faradayeva konstanta. $[ion]_o$ i $[ion]_i$ predstavljaju unutarstaničnu odnosno izvanstaničnu koncentraciju iona. Relativna propusnost membrane na različite ione prikazana je s P_K , P_{Na} i P_{Cl} [10].

Temeljem toga može se zaključiti da je stanje mirovanja neurona stanje u kojemu je koncentracijski gradijent izvan neurona 0 mV a to nastupa pri koncentracijskom gradijentu unutar neurona u navedenom rasponu [-40, -90] mV odnosno najčešće se uzima vrijednost od -70 mV kao što je i prikazano rezultatom jednadžbe 2.1 [10].

Taj se potencijal označava kao **membranski potencijal mirovanja** (eng. Resting Membrane Potential ili **RMP**).

Akcijski potencijal se manifestira kao nagla depolarizacija i polarizacija membranskog potencijala preko stanične membrane

Akcijski potencijal je brz porast nakon kojeg slijedi nagli pad napona odnosno membranskog potencijala preko stanične membrane. Za aktiviranje naponskog odgovora u staničnoj membrani mora se postići tzv. **aktivacijski prag napona od oko -55 mV** [10].



Slika 2.5 Graf promjene napona neurona prilikom pojave akcijskog potencijala [9]

Slika 2.5 prikazuje je proces promjene napona neurona uslijed pojave akcijskog potencijala [8]:

1. **Podražaj** pokreće brzu promjenu napona odnosno akcijski potencijal. Stanica se mora stimulirati s dovoljnom količinom napona kako bi se napon povisio iznad praga napona za početak depolarizacije membrane (aktivacijski prag).
2. **Depolarizacija** je uzrokovana brzim porastom otvaranja natrijevih kanala u staničnoj membrani, što rezultira velikim dotokom natrijevih iona.
3. **Membranska repolarizacija** rezultat je brze deaktivacije natrijevih kanala, kao i velikog izljeva kalijevih iona koji nastaju iz aktiviranih kalijevih kanala.
4. **Hiperpolarizacija** je smanjeni membranski potencijal uzrokovan istjecanjem kalijevih iona i zatvaranjem kalijevih kanala.
5. **Stanje mirovanja** je kada se membranski potencijal vraća na napon u mirovanju koji se dogodio prije pojave podražaja.

Lokalni potencijali (eng. Localised Field Potential, LFP) su prolazni električni signali generirani u živčanim i drugim tkivima zbrajanjem i sinkronom električnom aktivnošću neurona u tom tkivu. LFP nastaju kada se sinaptičke struje na kortikalnim neuronima sinkroniziraju i formiraju dipolske momente preko susjednih neurona.

LFP su "izvanstanični" signali, što znači da se generiraju privremenim neravnotežama koncentracija iona u prostorima izvan stanica koje su posljedica stanične električne aktivnosti. LFP su "lokalni", jer ih bilježe elektroda smještena u blizini generirajućih stanica.

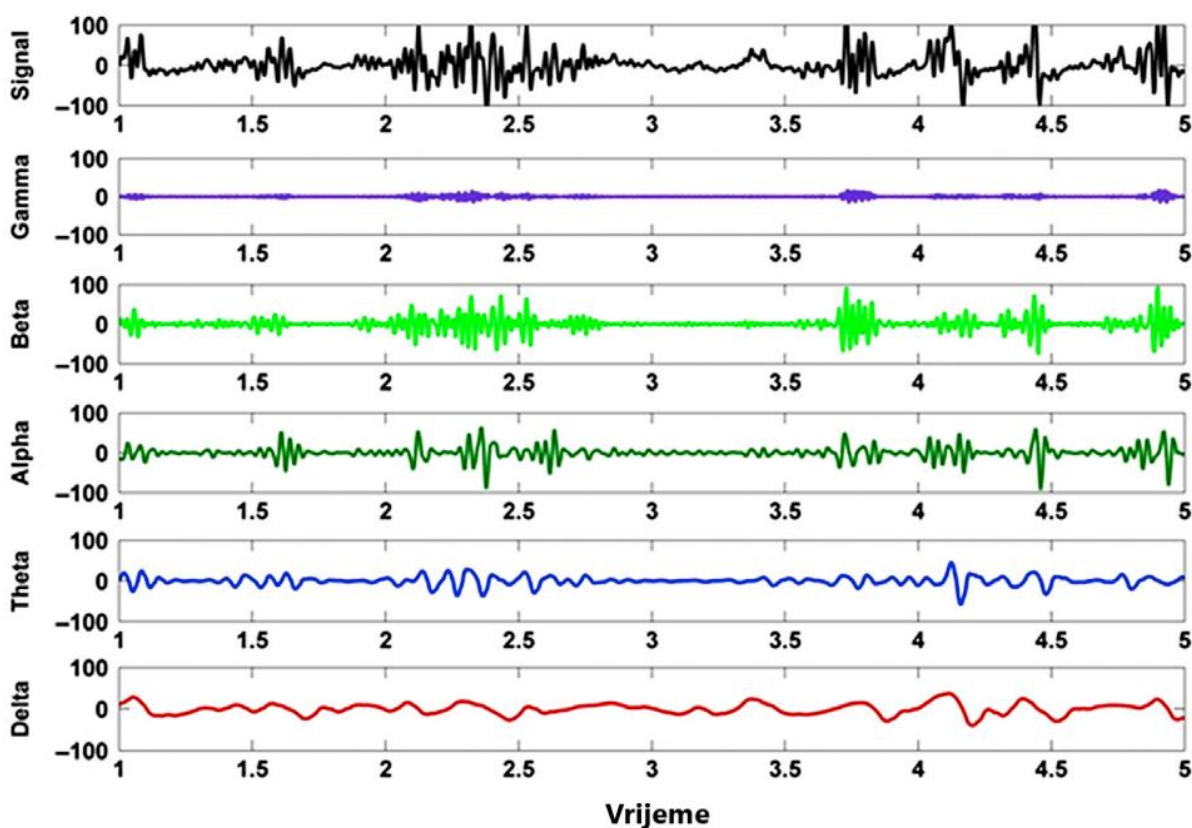
2.5 Moždani valovi

Neuronske oscilacije ili moždani valovi ritmički su ili ponavljajući obrasci neuronske aktivnosti u središnjem živčanom sustavu. Neuronsko tkivo može stvoriti oscilatorno djelovanje na više načina, potaknuto mehanizmima unutar pojedinih neurona ili interakcijama između neurona. Kod pojedinih neurona oscilacije se mogu pojaviti ili kao oscilacije u membranskom potencijalu ili kao ritmički obrasci akcijskih potencijala, koji potom stvaraju oscilatornu aktivaciju post-sinaptičkih neurona. Na razini neuronskih cjelina, sinkronizirana aktivnost velikog broja neurona može dovesti do makroskopskih oscilacija koje se mogu primijetiti na elektroencefalogramu. Oscilatorna aktivnost u skupinama neurona općenito proizlazi iz povratnih veza između neurona koje rezultiraju sinkronizacijom njihovih obrazaca pucanja. Interakcija između neurona može stvoriti oscilacije drugačije frekvencije od frekvencije paljenja pojedinih neurona. Dobro poznat primjer makroskopskih neuronskih oscilacija je alfa aktivnost.

Mentalna ili kognitivna aktivnost, bila ona svjesna ili nesvjesna, nikada se ne registrirao kao aktivnost jednog neurona, već veće skupine neurona. Prilikom bilježenja moždane aktivnosti različitim metodama ono što je moguće registrirati najbližije je „šumu“. Kada određeni broj neurona ispusti veliki broj iona oni pobuđuju susjedne neurone koji onda slijedom pobuđuju njima susjedne neurone te se niz nastavlja u obliku vala [11] te se pojava aktivacije većeg broja neurona u sukladnoj cjelini za obavljanje jedne funkcije naziva **Moždana oluja**[12].

Moždane oluje se mogu drugačije registrirati ovisno o metodi kojom se iste mjere. Različite vrste moždane aktivnosti pojasniti će se u ovom djelu na primjeru bilježenja pomoću elektroencefalografskog senzora, neinvazivne metode koja koristi senzore u obliku elektroda postavljenih na tjemenu pacijenta. Ova metoda bilježenja aktivnosti mozga detaljnije je obrađena u poglavlju 4.1.3.

Primjer EEG valova registrirane aktivnosti može se vidjeti na Slika 2.2.6.



Slika 2.2.6 Vizualna reprezentacija EEG valova [13]

Delta valovi (Do 4 Hz)

Delta valovi EEG-a su moždani valovi velike amplitude i povezani su s dubokim stadijima spavanja. Delta valovi su također povezani s različitim funkcijama mozga osim dubokog spavanja, npr. Visoki frontalni delta valovi kod budnih subjekata povezani su s kortikalnom plastičnošću. Delta frekvencije prijavljuju se kao istaknuti moždani valovi u kognitivnoj obradi, posebno u studijama vezanim za događaje [14].

Theta Valovi (4-8 Hz)

Theta valovi se promatraju u pospanom stanju i češći su kod djece nego kod odraslih. U budnoj odrasloj osobi, bez ikakve pozornosti / kognitivne aktivnosti, visoka teta aktivnost smatra se nenormalnom i povezana je s različitim poremećajima mozga, npr., Visoki frontalni theta povezan je s neodgovaranjem na liječenje antidepresivima kod bolesnika s depresijom. No visoka aktivnost theta igra značajnu ulogu u obradi pozornosti i radu memorije, vidi pregled [15]. Promjene u theta aktivnosti također se prijavljuju kod poremećaja mozga poput depresije kod odraslih i disleksije u djece.

Alfa valovi (8-13 Hz)

Alfa valovi se mogu primijetiti spontano kod ljudi tijekom budnosti u opuštenom stanju, posebno kod malih ili nepostojećih kognitivnih napora. Za vrijeme zatvorenih očiju, alfa valovi su istaknuti na parietalnom području mozga. Koncentracija čovjeka ili kognitivni zadaci smanjuju alfa valove. Alfa valovi se dijele na donju alfu i gornju alfu. Primijećeno je da se alfa aktivnost mijenja s opterećenjem tijekom pamćenja [16]. Amplituda alfa valova pokazatelj je općeg faktora inteligencije (poznatog i kao g faktor) [17].

Beta valovi (13-25 Hz)

Beta valovi imaju niže amplitude od alfa, delta i theta valova. Tradicionalno se beta valovi dijele na niske i visoke beta. Prednja i središnja regija mozga mjesta su na kojima se mogu primijetiti pojačani beta valovi tijekom aktivnosti, anksioznog razmišljanja, rješavanja problema i duboke koncentracije [18].

Gama valovi (iznad 25 Hz)

Gama valovi su brze oscilacije i obično ih pronalazimo tijekom svjesne percepcije. Zbog male amplitude i visoke kontaminacije mišićnim artefaktima, gama valovi su podcijenjeni i nisu široko proučavani u usporedbi s drugim sporim moždanim valovima. Visoka gama aktivnost na vremenskim mjestima povezana je s procesima pamćenja [19]. Istraživanja su pokazala da je gama aktivnost uključena u procese pažnje, radne memorije i dugoročne memorije (vidi ref. [20] za pregled). Gama aktivnost je također uključena u psihijatrijske poremećaje kao što su shizofrenija, halucinacije, Alzheimerova bolest i epilepsija

3 SUČELJE MOZGA I RAČUNALA

Sučelje mozak-računalo, ili engleski „Brain-Computer Interface“ (BCI)¹ je uređajem ostvarena spona mozga i računala koja omogućava pretvorbu moždane aktivnosti u računalu razumljivu naredbu za izvršavanje, najčešće prethodno definiranih, radnji.

Uzimajući u obzir nomenklaturu od strane Europske Unije vezane uz „BNCI“ i Obzor 2020 [17], osim izraza BCI kao sučelja mozga i računala, uzima se u obzir, te se u daljnjem tekstu podrazumijeva kao isto, korištenje izraza BNCI (eng. Brain/Neural-Computer Interface) ili sučelje mozga / neuronskog signala i računala. Međutim, BCI zajednica je usvojila konvenciju da se BNCI razlikuje od BCI samo u korištenim signalima. BNCI se ne oslanja samo na izravno mjerenje moždane aktivnosti, već uključuje i signale drugih (neuro) fizioloških aktivnosti, poput pokreta oka, mišićne aktivnosti ili otkucaja srca. Konačno, uređaj koji kombinira BCI s drugim ulaznim uređajem (koji također uključuje drugi BCI) poznat je kao hibridni BCI [18–20] ili multimodalni BCI sustav [21].

Jedna od definicija [21] definira BCI kao uređaj koji omogućava komunikaciju i upravljanje bez pokreta. Sukladno ovoj definiciji može se zaključiti da BCI predstavlja jedini komunikacijski sustav koji je moguć ljudima s invaliditetom koji ne mogu govoriti ili koristiti tipkovnice, miševe ili druga tradicionalna sučelja. Najčešće se primjenjuje kada je čovjek, zbog nekog oblika ozljede u motoričkom sustavu, u nemogućnosti samostalno pokretati dijelove svoga tijela. U najgorem slučaju, pacijent je u nemogućnosti pokretati sve mišiće osim mišića očiju dok je istovremeno potpuno svjestan svega oko sebe. [22]

Novija definicija opisuje BCI kako slijedi [23]: „BCI je sustav koji mjeri aktivnost središnjeg živčanog sustava (CNS) i pretvara ga u umjetnu izlaznu informaciju koja zamjenjuje, obnavlja,

¹ Iako se sučelja između mozga i računala (**BCI**) i sučelja mozga i stroja (end. Brain-Machine Interface, **BMI**) odnose na istu opću tehnologiju sučelja, složeno je [59] da se potonja temelji na invazivnim signalima, dok se prva oslanja na neinvazivne signale. Iz tog razloga će se u ovom radu koristiti izraz BCI.

poboljšava, nadopunjuje ili unaprjeđuje prirodni učinak CNS-a i posljedično mijenja interakciju CNS-a s vanjskim ili unutarnjim okruženjem." Ova definicija uključuje BCI koji ne zahtijevaju upravljanje kao rezultat namjere, tako zvana pasivna BCI sučelja.[24]

BCI drastično podiže kvalitetu života oboljelih te im olakšava svakodnevnu komunikaciju i radnje. [25] Međutim ta situacija se u posljednjih nekoliko godina počela mijenjati s pojavom komercijalno dostupnih rješenja koja omogućuju zdravim korisnicima unaprjeđenje njihove kvalitete života, ili pak novi oblik zabave. Uporaba BCI-a proširila se od neurofeedbacka u jednostavne uređaje koje pomažu pri stjecanju navika poput meditacije, ili kao sredstvo za upravljanje vanjskim uređajima poput drona, a najnovije primjene BCI-a su u virtualnoj stvarnosti [26].

BCI se mogu koristiti u sljedećih šest scenarija aplikacije (prilagođeni iz [23]):

- (1) BCI može **zamijeniti** prirodni tok slanja signala od CNS koji je izgubljen kao posljedica ozljede ili bolesti. Primjeri uključuju komunikaciju (kroz pravopisni sustav i sintezu glasa) i motoriziranu kontrolu invalidskih kolica.
- (2) BCI-i mogu **održavati** prirodno slanje signala od CNS. Primjeri uključuju funkcionalnu električnu stimulaciju mišića kod paralizirane osobe i stimulaciju perifernih živaca za obnavljanje funkcije mokraćnog mjehura.
- (3) BCI-i **unaprjeđuju** slanje signala od CNS. Primjeri uključuju praćenje moždane aktivnosti tijekom dugotrajnih zahtjevnih zadataka poput vožnje automobila i otkrivanja nedostatka pažnje, koji upozoravaju osobu i vraćaju pažnju.
- (4) BCI mogu **dopuniti** prirodno slanje signala od CNS. Primjeri uključuju mogućnost upravljanja pacijenata ili makaki majmuna [27] trećom (robotskom) rukom, ili odabiranje stavki na zaslonu samim fokusiranjem.
- (5) BCI mogu **poboljšati** prirodni učinak CNS-a. Primjeri uključuju korištenje BCI u rehabilitaciji moždanog udara za otkrivanje i pojačavanjem signala iz oštećenog kortikalnog područja kako bi potaknuli mišići ruku ili upravljala ortoza za poboljšanje pokreta ruku.
- (6) BCI se mogu koristiti kao **istraživački alat** za istraživanje funkcija CNS-a u kliničkim i nekliničkim istraživačkim studijama.

3.1 Klasifikacija BCI sustava

Postoje različiti načini po kojima je moguće klasificirati različite vrste BCI sustava. Općeniti pregled različitih izvedbi BCI-a napravljen je po uzoru na [28], gdje su temeljni parametri razlikovanja: Registrirani signali odnosno registrirane značajke, vrsta stimulansa, operacijska strategija i metode bilježenja signala. Slika 3.1 Klasifikacija BCI sustava [28] prikazuje dolje opisanu klasifikaciju BCI-a.

Klasifikacijom u odnosu na registrirane signale smatra se ona podjela BCI sustava koja u obzir uzima ovisnost nastalih signala o unutarnjim ili vanjskim podražajima. Tako možemo razlikovati događajem evocirane signale (npr. P300, P100, ...) i evocirane potencijale stacionarnog stanja (SSVEP, SSOEP...). Ova vrsta promatranih značajki može biti uzrokovana slušnim, olfaktornim, vizualnim i gustatornim stimulansom. Druge vrste registriranih značajki su spori kortikalni potencijali (SCP) i događajem evocirana (de)sinkronizacija (ERD/ERDS)

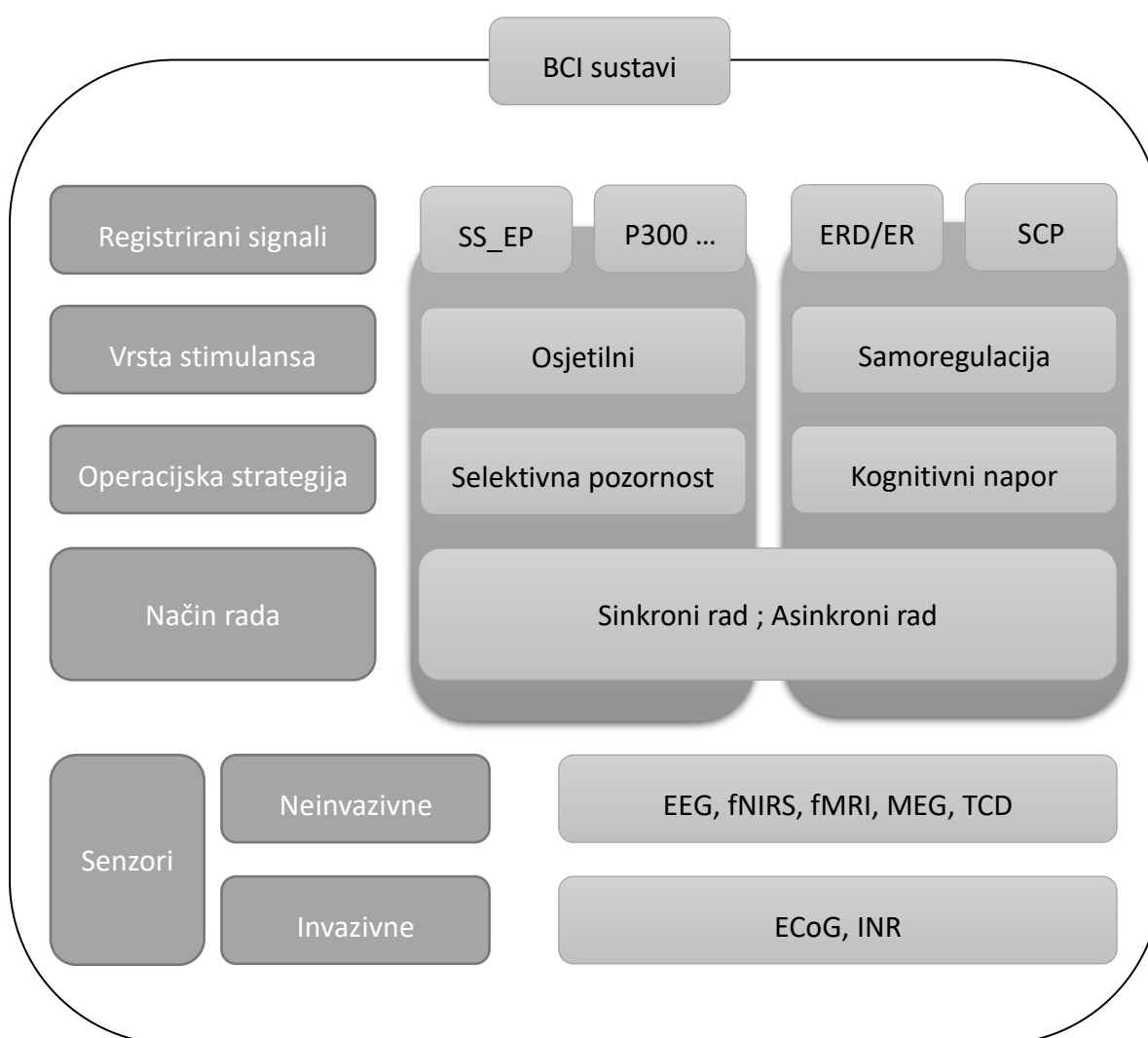
Prema vrsti stimulansa odnosno podražaja koji je uzrokovao registriranu moždanu aktivnost razlikujemo osjetilnu stimulaciju i samoregulaciju. Osjetilna stimulacija, odnosi se na stimuliranje vizualnih, olfaktornih, taktilnih ili gustatornih osjetila čovjeka nakon koje se može registrirati aktivnost u određenom predjelu mozga. Samoregulacija se odnosi na zamišljenu aktivnost od strane korisnika. Ne postoji uređeni i definirani vanjski podražaj, već se gleda cjelokupna reakcija na trenutno ponašanje subjekta.

Operacijske strategije BCI sučelja mogu biti temeljene na selektivnoj pažnji ili kognitivnim naporima subjekta. Kognitivni napor podrazumijeva upućenu ili samovoljnu zamišljenu akciju ili razmišljanje korisnika.

Sučelje mozak-računalo može biti sinkrono ili asinkrono. Način rada za BCI temeljni je način na koji se emitiraju moždani signali. Oni su ili sinkroni ili asinkroni. Sinkroni BCI temelje se na znakovima; informacije se prezentiraju korisniku radi dobivanja određenih odgovora na

moždani signal. Asinkroni BCI temelje se na vlastitoj brzini; kontroliraju se putem namjere korisnika u željenom vremenskom rasponu korisnika [28].

Posljednja podjela je ovisno o korištenom senzoru za bilježenjem moždane aktivnosti. Temeljna podjela je na invazivne i neinvazivne metode. Neke od korištenih neinvazivnih metoda su elektroencefalografija (EEG), transkranijalni dopler (TCD), funkcijska magnetska rezonanca (fMRI), magnetoencefalografija (MEG), i funkcijska blisko infracrvena spektroskopija (fNIRS). Neke od najkorištenijih invazivnih metoda su elektrokortikografija (ECoG) i implantabilne elektrode poput Utah Array rastera elektroda.



Slika 3.1 Klasifikacija BCI sustava [28]

3.2 Elementi BCI sučelja

Dizajn sučelja između mozga i računala (BCI) može se pojednostavljeno objasniti kao sustav koji se sastoji od **senzora**, **dekodera** i **aktuatora** (efektora) [29].

Ako se uzme za primjer osoba sa paralizom, senzor predstavlja uređaj kojim se bilježi aktivnost mozga pacijenta (npr. EEG sa gel elektrodama), dekoderom (računalo), dok bi u ovom konkretnom slučaju efektor mogao biti bilo koji broj pomoćnih uređaja poput egzoskeleta, ili robotskog manipulatora.

3.2.1 BCI Senzori

Senzor je posvećen uočavanju, bilo posredno ili izravno, promjena u neuronskim aktivnostima povezanim s namjerom upravljanja vanjskim uređajem, pokretačem (koji je kod neoštećene osobe sam ud). Vrstu senzora određuje metoda bilježenja aktivnosti mozga. Moguće metode, odnosno modaliteti senzora BCI sučelja uključuju: funkcijske magnetske rezonancije (fMRI), blisko infracrvene spektroskopije (NIRS), magnetocencefalografiju (MEG), elektroencefalografiju (EEG), elektrokortikografiju (ECoG) i intrakortikalnu neurofiziologiju na bazi mikro elektroda [29].

Polazišni element BCI sustava je tehnologija koja se koristi za bilježenje moždane aktivnosti tj. senzor. O njoj ovisi složenost konstrukcije, osjetljivost ključnih elemenata u smislu same preciznosti bilježenja signala ali i mogućnosti oštećenja samog uređaja, prenosivost i ostali konstrukcijski faktori koji uvjetuju upotrebljivost konstruiranog BCI sustava u konačnici.

3.2.2 Dekoder signala

Odabir dekodera, odnosno procesa obrade signala ovisi primarno o tipu senzora koji se koristi. Međutim uvjetovanje nije jednostrano. Unaprjeđivanjem metoda obrade signala korištenjem tehnologija poput strojnog učenja [24 – 27] može se značajno utjecati i na odabir senzora, čime se inherentno unaprjeđuju performanse istoga [28]. Izbor algoritma za obradu signala ovisi i o konkretnoj primjeni, a u nekim slučajevima i medicinskom stanju korisnika.

3.2.3 Aktuatori (efektori)

Funkcija upravljačkog dijela opreme služi za kontrolu djelovanja odgovarajućih perifernih uređaja. Neki od mogućih aktuatora upravljanih sučeljem mozak-računalo su kursor miša računala kojim se dalje upravlja računalom, motorizirana invalidska kolica, poluatonomni roboti, biomehaničke proteze, funkcijska električna stimulacija (eng. Functional Electric Stimulation FES) kojim se nastoji vratiti korisniku kontrolu nad paraliziranim udom [29].

3.3 Princip rada sučelja

Faze sučelja mozga i računala mogu se klasificirati po elementima sustava jer svaki izvršava određenu funkciju. Najčešći primjer je podjela na 5 faza: detekcija, predobrada, sabiranje i klasifikacija značajki i upravljanje vanjskim akuatorom [21], [28], [33], [34]. Radi jednostavnijeg prikaza i objašnjenja u radu je odabran pregled faza po uzoru na X. Li i suradnika [35] koji svrstavaju predobradu, sabiranje i klasifikaciju signala pod jednu fazu pod nazivom „Analiza i obrada signala“:

1. Mjerenje aktivnosti mozga (Senzor)
2. Analiza i obrada signala (Predobrada, sabiranje i klasifikacija značajki) (Dekoder)
3. Upravljanje vanjskim uređajem (Aktuator)

3.3.1 Mjerena aktivnosti mozga

Nakon što je senzorom zabilježen signal isti je potrebno amplificirati, obraditi i preoblikovati u naredbu vanjskom akuatoru. Zabilježena moždana aktivnost odnosno uzorci moždane aktivnosti (eng. brain signal pattern) razlikuju se po načinu nastajanja odnosno po načinu na koji su uzrokovani. Postoje dvije osnovne vrste: egzogeni (podražajno – ovisni) i endogeni sustavi (podražajno – neovisni) uzorci moždane aktivnosti.

U slučaju **egzogenih sustava**, nužan je vanjski podražaj i usmjerena pažnja subjekta na odabrani podražaj. S druge strane, **endogeni sustavi** zahtijevaju od subjekta da izvršava neke mentalne zadatke poput zamišljanja motoričkih pokreta, mentalne aritmetike itd., a pri tome se analiziraju promjene u moždanom ritmu, odnosno analizira se frekvencijska promjena signala.

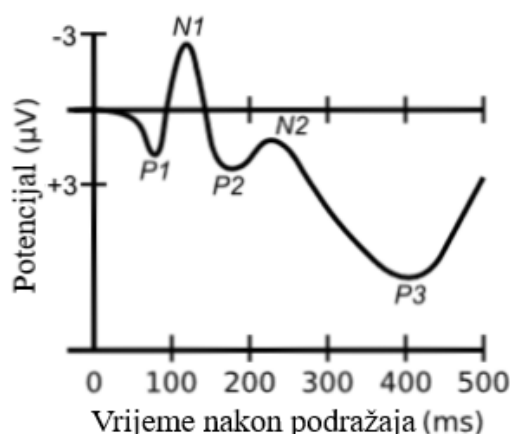
Neke od najkorištenijih značajki, odnosno tipova izoliranih uzoraka moždane aktivnosti su slijedeće [35]:

1. Vizualno pobuđeni potencijali (**VEP**)
2. Događajem inducirani potencijali (**ERP**)
3. Događajem inducirana (de)sinkronizacija (**ERS/ERDS**)
4. Spori kortikalni potencijali (**SCP**)
5. Senzorimotorni ritam (**SMR**)

3.3.1.1 Podražajem uzrokovani potencijali (Event-related potentials)

Podražajem inducirani potencijali (eng. Event-Related Potentials ERP) su vrlo mali naponi nastali u korteksu kao odgovor na specifične događaje ili podražaje[36]. Riječ je o promjenama EEG signala koji je točno vremenski određen u korelaciji sa osjetilnim, motoričkim ili kognitivnim događajima (podražajima) koje pružaju siguran i neinvazivan pristup proučavanju psihofizioloških fenomen aktivnosti mozga. Smatra se da odražavaju zbrojenu aktivnost post sinaptičkih potencijala proizvedenih kada se veliki broj slično orijentiranih kortikalnih piramidalnih neurona (u redu veličine tisuća ili milijuna) sinkrono aktiviraju tijekom obrade informacija [37].

ERP-ovi kod ljudi mogu se podijeliti u 2 kategorije [38]. Rani valovi ili komponente koje dostižu maksimum u prvih 100 milisekundi nakon podražaja koji se nazivaju "osjetilni" ili "egzogeni" jer uvelike ovise o fizičkim parametrima podražaja. Nasuprot tome, ERP generirani u kasnijim dijelovima odražavaju način na koji ispitanik procjenjuje poticaj i nazivaju se "kognitivni" ili "endogeni" ERP-ovi. Valovi odnosno ERP-ovi se opisuju prema latenciji i amplitudi te su na slici prikazani različiti ERP-ovi na fiktivnom primjeru EEG signala.



Slika 3.2 Primjer Valnog oblika koji prikazuje nekoliko ERP komponenti, uključujući N100 (s oznakom N1) i P300 (s oznakom P3). ERP je prikazan s negativnim naponima prema gore, što je uobičajeno, ali ne i univerzalna praksa u istraživanjima ERP-a [39]

3.3.1.2 Vizualno evocirani potencijali (VEP)

VEP nastaju senzornom stimulacijom vizualnog polja subjekta i odražavaju mehanizme obrade vizualnih informacija u mozgu. Kao potkategorija ERP-a prikazani su na Slika 3.2 pod oznakom N1. "N" označava da je polaritet komponente negativan u odnosu na prosječnu mastoidnu referencu. Prvobitno je "1" značilo da je riječ o prvoj negativnoj komponenti, ali sada bolje indeksira tipični vrhunac ove komponente, koji je oko 150 do 200 milisekundi nakon podražaja.

Stimulacija središnjeg vidnog polja izaziva veće VEP-ove od periferne stimulacije. BCI temeljen na VEP-u je alat koji može identificirati cilj na kojem je korisnik vizualno fiksiran analizom istodobno snimljenog EEG-a [40].

BCI temeljenom na VEP-u, svaki „cilj“ predstavlja jedinstvenu kodiranu sekvencu podražaja koja zauzvrat ima jedinstven VEP obrazac kojeg je lako detektirati. kodiran jedinstvenom sekvencom podražaja koja zauzvrat evocira jedinstveni VEP obrazac.

Dizajn sekvenci stimulansa ključan je problem za VEP temeljen BCI. Ovisno o specifičnom pristupu modulacije sekvencijske stimulacije, VEP-ovi se mogu organizirati u tri kategorije: vremenski modulirani VEP (t-VEP), frekvencijski modulirani VEP (f-VEP), i pseudo slučajnim kodom modulirani VEP (c-VEP)[40].

VEP se obično javlja kada je frekvencija stimulacije ispod 6 Hz, dok SSVEP zahtijeva kontinuiranu stimulaciju iznad 6 Hz. SSVEP ima karakteristike frekvencijskog zaključavanja.

Dvije karakteristike TVEP i SSVEP mogu koristiti EEG signale za prijenos učinkovite informacije kroz vremensku i frekvencijsku modulaciju. Korištenjem karakteristika TVEP i SSVEP, EEG signali mogu se modulirati u vremenu i frekvenciji za prijenos učinkovite informacije [35].

Vizualno evocirani potencijali stacionarnog stanja (eng. Steady-state Visually Evoked Potentials SSVEP) u stacionarnom stanju mogu omogućiti širok broj izbora, ograničen brojem različitih frekvencijskih odgovora koji se mogu analizirati u EEG-u. Svjetla koja trepere u rasponu od oko 8–30 Hz induciraju moždane oscilacije iste frekvencije treperenja. Te su oscilacije veće ako ljudi obratite pozornost na jedan od podražaja, proizvodeći odgovarajuće povećanje oscilacija u mozgu koje BCI može otkriti [41].

3.3.1.3 Događajem uzrokovana (de)sinkronizacija (ERD/ERS)

EEG desinkronizaciju ili inhibiranje određene frekvencije moždane aktivnosti uslijed senzorne obrade ili motoričkog ponašanja. Ova desinkronizacija odražava smanjenje oscilatorne aktivnosti povezane s unutarnjim ili vanjskim tempiranim događajem i poznata je kao događajem uzrokovana desinkronizacija (ERD) [42].

U suprotnom slučaju, porast ritmičke aktivnosti, naziva se događajem uzrokovana sinkronizacija (ERS) (5). ERD i ERS karakterizira lokalizirana topografija, fazno ponašanje i specifičnost frekvencije. Oba fenomena mogu se proučavati kao funkcije vremena i prostora. Opće mišljenje je da EEG alfa desinkronizacija pouzdan korelat povećane stanične ekscitabilnosti u talamokortikalnim sustavima tijekom kortikalne obrade informacija [42].

3.3.1.4 Spori kortikalni potencijali (SCP)

Spori kortikalni potencijali (SCPs) su pomaci u kortikalnoj električnoj aktivnosti koji traju od nekoliko stotina milisekundi do nekoliko sekundi. Pretpostavlja se da negativni SCP odražavaju spuštene pragove za aktiviranje osnovnih neuronskih struktura, što dovodi do olakšavanja obrade, npr., Tijekom stanja ponašanja ili kognitivne pripreme. Empirijski dokazi upućuju na ubranu reakciju tijekom izvršavanja zadatka. Pozitivni SCP ukazuju na smanjenje kortikalne ekscitacije osnovnih neuronskih struktura [43].

3.3.1.5 Senzomotorni ritam (SMR)

Senzomotorni ritam uključuje dezinkronizaciju / sinkronizaciju povezanu s događajem (ERD / ERS), moždane aktivnosti povezane s zamišljenim motoričkim ponašanjem. Motorička slika ili zamišljeni pokreti kognitivni je proces u kojem subjekt zamišlja da izvođenje pokret bez da zapravo izvodi pokret i bez ikakvog napinjanja mišića. To je dinamično stanje tijekom kojeg se unutar specifične zamišljene motoričke akcije aktivira određeni dio mozga bez ikakvog realiziranog pokreta. Drugim riječima motorička slika zahtijeva svjesnu aktivaciju moždanih regija koja su također uključeni u pripremu i izvršenje pokreta, popraćeno dobrovoljnom inhibicijom stvarnog pokreta [44].

3.3.2 Metode obrade signala

Uzorak moždane aktivnosti se karakterizira kao značajka koju je potrebno izolirati od cjelokupnog signala, odnosno filtrirati registrirani signal i odstraniti zabilježene smetnje koje mogu nastati od aktivnosti mišića u neposrednoj blizini senzora, pomicanje senzora zbog naglih pokreta korisnika i dr. Postoje različite vrste obrade signala te svaka ima specifičnu primjenu ovisno o tipu senzora i načinu uzrokovanja moždanog signala.

Obradom signala moguće je nadoknaditi ograničenja senzora i osigurati prepoznavanje uzoraka (značajki) signala te njihovog pretvaranja u input signal aktuatora.

Obrada signala uključuje tri glavna koraka: predobrada signala, ekstrakcija značajki i klasifikacija značajki.

Predobrada ili pojačavanje signala [45] se uglavnom koristi za smanjenje utjecaja frekvencijskih smetnji i fizioloških artefakata poput elektrookulograma (EOG), elektromiografije (EMG) i elektrokardiograma (EKG), kako bi se poboljšao omjer željenog signala i šuma (eng. Signal to Noise Ratio, SNR) signala.

Svrha **ekstrakcije značajki** [45] je da se informacije koje najbolje odražavaju namjeru subjekata prema različitim vrstama EEG signala točno izvade. Ti podaci mogu biti vrijeme, prostor, frekvencija ili energija, a smanjenje dimenzija može se provesti da bi se smanjila

količina izračuna ako je potrebno. Ovi podaci klasificiraju se u vektore kako bi se klasifikacijom dalje sortirali i lakše obradili.

Funkcija **klasifikacije značajki** je izgradnja odgovarajućeg klasifikatora, koji vektore značajki dobivene ekstrakcijom značajki mogu uzeti kao ulazne podatke iz kojih se dobiva ispravan rezultat klasifikacije. Nadalje, klasifikator mora uzimati u obzir i točnost klasifikacije i brzinu rada [45].

Za potrebe rada nužno je ravnopravno prikazati najčešće korištene metode obrade signala. Međutim, kako bi se spriječila prevelika opsežnost rada u nastavku ovog poglavlja biti će opisane metode korištene za obradu signala kod neinvazivnih metoda bilježenja signala posebice elektroencefalografije (EEG).

U svom radu Li i suradnici [35] prikazali su pregled uz objašnjenje trenutno najzastupljenijih metoda obrade signala za potrebe BCI sučelja. Spoznaje njihovog rada predstavljene su kako slijedi:

3.3.2.1 Analiza spektra snage.

Metoda analize spektra energije opisuje postupak promjene energije određenog frekvencijskog pojasa u frekvencijskoj domeni. Tradicionalna metoda spektralne analize uključuje izravno provesti brzu Fourierovu transformaciju (FFT) na EEG signalu radi dobivanja spektra snage signala. Suvremena analiza spektra snage uglavnom koristi auto regresivni (AR) model za procjenu spektra snage. U usporedbi s FFT-om, AR modelu treba manja količina podataka za dobivanje spektra snage visoke rezolucije, a koeficijent AR modela može se koristiti kao karakteristični vektor za postizanje visoke stope prepoznavanja klasifikacije [35].

3.3.2.2 Wavelet transformacija

Tradicionalna Fourierova transformacija može odražavati frekvencijske informacije signala, ali nedostaje joj vremenska komponenta. Za tipični nestacionarni signal kao što je EEG signal, Fourierova transformacija ne može zadovoljiti istraživačke potrebe. Wavelet transformacija razgrađuje i rekonstruira signal kroz širenje i translaciju bazne Wavelet funkcije, dobivajući na taj način vremenske i frekvencijske karakteristike signala. U praktičnoj primjeni, u usporedbi s FFT-om, Wavelet transformacija je fleksibilnija i može odabrati odgovarajuću valnu osnovu za Wavelet analizu prema karakteristikama signala koji se obrađuje i planiranoj primjeni [35].

3.3.2.3 Metoda zajedničkog prostornog uzorka

Metoda zajedničkog prostornog uzorka (CSP) ima primjenjiv učinak u istraživanju dvokategorijskog klasifikacijskog problema. CSP metoda se danas koristi u gotovo svim BCI sustavima. Njezin osnovni princip je dekompozicija multivarijantnog signala kroz dvije dijagonalizacije matrice varijance kolaboratora. Rezultat metode je razdvajanje signala na aditivne subkomponente sa najvećom razlikom u varijanci, dok jedna vrsta signala ima najveću varijancu, druga vrsta signala ima najmanju varijancu, odnosno dvije vrste signali se u najvećoj mjeri razlikuju jedan od drugog [35].

3.3.2.4 Analiza nezavisnih komponenti

Analiza nezavisnih komponenti (ICA) razvijena je zajedno s problemom slijepe separacije signala. Analiza razdvaja miješane signale u linearne kombinacije neovisnih izvora signala linearnom transformacijom. ICA metoda može se koristiti za analizu EEG signala, tako da se EOG signali mogu izdvojiti iz EEG signala, a signali šuma se mogu izdvojiti, čime se učinkovito poboljšava omjer signala i šuma EEG signala [35].

3.3.2.5 Linearna diskriminantna analiza

Linearnu diskriminantnu analizu (LDA) prvi je put razvio Fisher 1936. godine, odakle je i dobio naziv Fisherov linearni diskriminantni sustav (FLD). Njegova glavna funkcija je projiciranje točaka iz više-dimenzionalnog prostora u jednodimenzionalni prostor, tako da se točke nakon projekcije mogu razlikovati u najvećoj mogućoj mjeri. Metoda LDA naširoko se koristi u istraživanjima BCI, posebno u mrežnim BCI sustavima, zbog svoje jednostavne metode izračuna, jednostavne implementacije na računalima, brzog izvršavanja algoritama i visoke točnosti klasifikacije [35].

3.3.2.6 Stroj potpornih vektora

Stroj potpornih vektora (SVM) konstruira hiperravnine ili skupove hiperravnina u višedimenzionalnim ili beskonačno dimenzionalnim prostorima koji se mogu koristiti za klasifikaciju, regresiju ili druge zadatke. Njegova je suština rješavanje konveksnih problema

kvadratnog programiranja, što znači pronaći optimalnu hiperravninu kako bi podaci pravilno razlikovali i maksimalizirali interval razvrstavanja. Kako SVM ima bolju generalizacijsku sposobnost i može bolje riješiti probleme lokalnog minimiziranja, postao je jedna od uobičajenih metoda klasifikacije u istraživanjima BCI tehnologije [35].

3.3.3 Upravljanje vanjskim uređajem

Rezultat obrade signala mogu biti samo izolirane značajke, ili preoblikovane značajke u naredbe vanjskom uređaju. Vanjski uređaj ovisi o svrsi za koju se BCI sučelje koristi, te može biti medicinski uređaj, računalo, pametni telefon i drugi. [11]

Tako se BCI može koristiti za interpretaciju moždane aktivnosti u okviru upravljanja videoigrom ili nekim drugim audiovizualnim sadržajem. Ova vrsta primjene je tzv. neurofeedback [43].

U proteklih nekoliko godina BCI sustavi se koriste za virtualnu stvarnost. BCI sučeljem se mjeri i detektira predmet pažnje osobe u virtualnom svijetu [46] te se ova dodatna informacija koristi za bolju interakciju korisnika u virtualnom okruženju što značajno olakšava korištenje VR sustava. No ovo su samo neke od mnoštva primjena sustava mozak računalo .

4 PREGLED SENZORA BCI SUSTAVA

Kao što je i ranije navedeno BCI sustav se sastoji od tri osnovna segmenta: **senzora, dekodera i aktuatora**. U ovom poglavlju prikazati će se osnovni principi, zahtjevi te izazovi i ograničenja metoda bilježenja aktivnosti mozga korištenih u svrhu BCI sustava.

Prvi dio poglavlja usmjeren je na pojašnjavanje svake metode zasebno u cilju shvaćanja načina funkcioniranja metoda. Metode su klasificirane u dvije skupine prema [47] na **senzore bazirane na elektrodama** i **senzore bazirane na funkcijskom oslikavanju mozga** (eng. Functional neuroimaging). Senzori se razlikuju po njihovoj prostornoj i vremenskoj rezoluciji kao i praktičnim aspektima poput invazivnosti, prenosivosti i održavanju.

Drugi dio poglavlja oblikovan je kao rasprava čija je svrha usporedba metoda i odabir senzora koji će biti obrađen u nastavku ovog rada.

4.1 Senzori bazirani na elektrodama

Pomoću elektroda moguće je bilježiti elektrofiziološku aktivnost neurona poput akcijskih potencijala, potencijala lokalnog polja neurona odnosno električnu aktivnost jednog ili skupine neurona.

Ključne značajke ove skupine metoda jesu [21]:

- Oblik elektroda
- Odnos između tkiva i elektroda
- Reakcija tijela na implantaciju elektroda u tkivo

Ova vrste senzora variraju od implantiranih mikroelektroda koje imaju mogućnost izoliranja i bilježenja aktivnosti jednog neurona u visokoj rezoluciji do elektroencefalografije kojom se registrira kolektivni signal različitih skupina neurona u niskoj rezoluciji [47].

4.1.1 Implantirane mikroelektrode

Mikroelektrode su invazivni senzori implantirani u korteks mozga kako bi se izravno izmjerio elektrofiziološki rad neurona. Najčešće korištena elektroda aplicirana u svrhu BCI-a je raster mikroelektroda Utah zbog demonstriranog potencijala glede kontrole vanjskih efektora.

S obzirom na primjenu intrakortikalnog snimanja neurona u BCI sustavima, niza mikroelektroda poput Utah Intracortical Electrode Array (UIEA), prikazane na Slika 4.1 lijevo, smatraju se pogodnim načinom pružanja istodobne i proporcionalne kontrole velikog broja vanjskih uređaja [48].

Utah array elektrode su izrađene od krutog silikona i volframa [49], no u posljednjih nekoliko godina razvijene su elektrode od elastomera i električni vodljivih polimera što omogućuje bolje prijanjanje i prilagodbu površini mozga [47].

Implantirane elektrode mogu zbog svoje neposredne blizine neuronima s lakoćom registrirati 3 različite vrste signala [45],[50]:

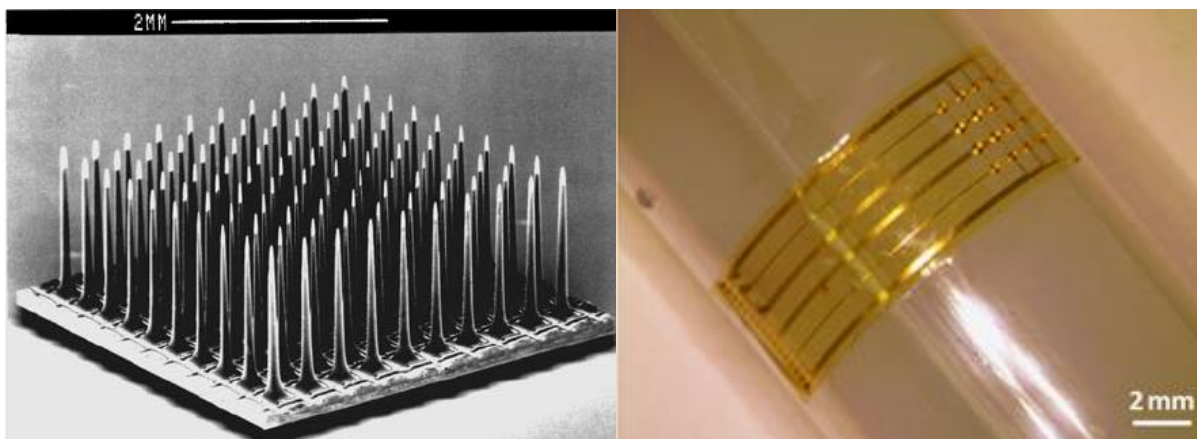
- Aktivnost jedne jedinice (eng. Single Unit Activity SUA),
- aktivnost više jedinica (eng. Multi-unit Activity MUA) i
- potencijal lokalnog polja neurona, LFP .

SUA se dobiva filtriranjem visoke propusnosti (> 300 Hz) signala jednog neurona. MUA se dobiva na isti način, ali signali mogu doći iz više neurona. LFP-ovi se ekstrahiraju niskopropusnim filtriranjem (< 300 Hz) aktivnosti neurona u blizini vrha elektrode.

Kvaliteta signala dobivena ovim sensorima degradira s vremenom. Grand [51] i Kozai [52] su prepoznali reakciju organizma na implantirano strano tijelo kao najčešći uzrok smanjenja kvalitete signala. Ostalim razlozima za ovu pojavu se smatraju biokompatibilnost [49] krutost odnosno nekomfornost elektroda uzrokovanom obliku i fleksibilnosti mozga [53]. Vrijeme korištenja ove metode nije konstantno. Ako se uzme u obzir prije spomenuti faktor reakcije

tijela na mikroelektrode [54] dolazi do promjene osjetljivosti elektroda, koja se u vremenskom periodu od nekoliko dana i godina može progresivno oštetiti [48].

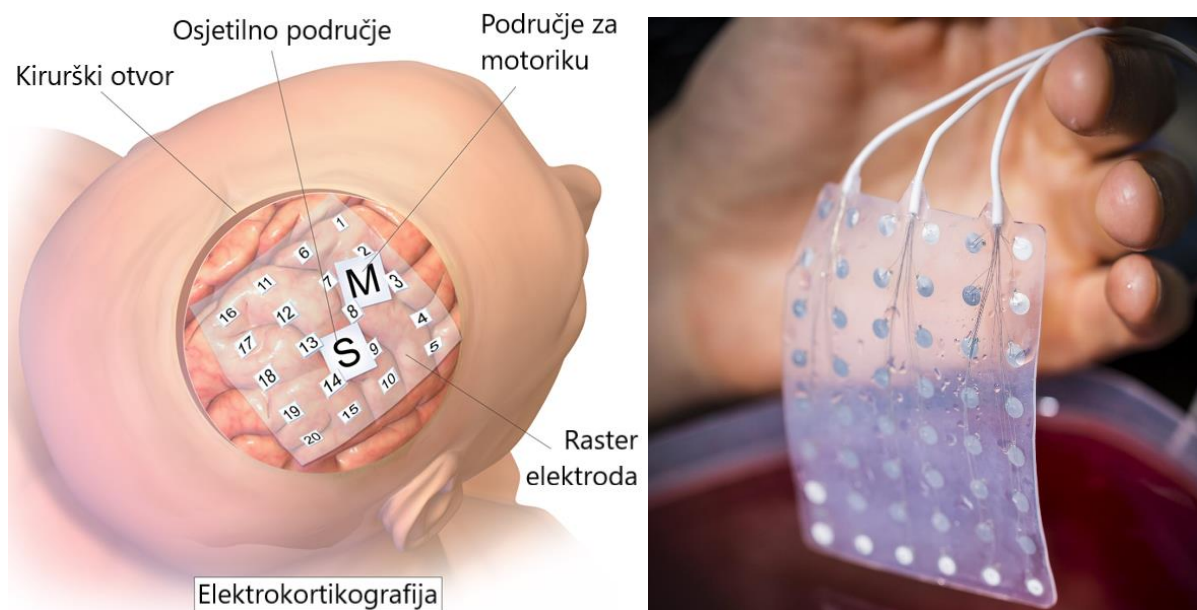
Korisnik se može prilagoditi tim sporim promjenama relativne osjetljivosti mikroelektroda, bez potrebe za specifičnim usavršavanjem. Unatoč tome, mogu biti potrebne periodične recalibracije elektroda [55].



Slika 4.1 (Lijevo) Raster elektroda "Utah" (eng. Utah Electrode Array - UEA). Pokazuje 100 mikroelektroda u konfiguraciji 10 sa 10 koje izlaze iz baze od silikona. Svaka elektroda je odvojena od svojih susjeda 400 μm i električno je izolirana od svojih susjeda staklenim snopom koji okružuje njezinu bazu. Svaka elektroda ima olovnu žicu vezanu za bazu [48]. (Desno) Fleksibilne trodimenzionalne mikroelektrode koje se u potpunosti prilagode površini mozga prilikom implantacije

4.1.2 Elektrokortikografija ECoG

ECoG je jedna od najčešće korištenih invazivnih metoda u svrhu BCI sučelja. Ova tehnika podrazumijeva postavljanje elektroda direktno na površinu mozga [33]. Shematski prikaz ove metode prikazan je na Slika 4.2 dok je stvaran izgled elektrode prikazan na slici



Slika 4.2 Shematski prikaz ECoG elektrode na mozgu (lijevo) [56], slika ECoG elektrode (desno)[57]

ECoG se odnosi na bilježenje električne aktivnosti izravno s moždane površine ili iz dubokih moždanih struktura. Najbolje je objasniti princip funkcioniranja kao što je opisano u [29] na primjeru stimuliranja pacijenta zvučnim signalom. Kad je predstavljen akustični stimulans, lokalni potencijal polja (LFP) može se pojaviti u slušnom ili slušnom području koje odražava aktivnost izazvana tim stimulansom u ansamblu neurona tzv. moždanoj oluji u blizini snimka elektroda.

Varijanta ovog pristupa omogućuje snimanje iz pojedinih neurona ili skupina neurona tzv. neuronskih klastera. Invazivno istraživanje mozga je oportunističke prirode jer koristi prednost pacijentove volje za sudjelovanje u operativnim zahvatima obično se izvodi za točnu lokalizaciju žarišta epileptičnih napadaja.[58]

ECoG ima niži rizik za pacijente u usporedbi s drugim invazivnim metodama snimanja. Ova metoda snimanja rutinski se koristi u kliničkoj praksi za predoperativno mapiranje kod epileptičnih bolesnika.

Brojna istraživanja [33], [59], [60] su pokazala izvedivost BCI utemeljenih na ECoG-u koji omogućuju kontrolu pokreta donjih i gornjih udova i komunikacijske funkcije.

Štoviše, ECoG pristup je pogodan za razvoj dvosmjernih BCI-ja koji kombiniraju eferentnu petlju koja obrađuje informacije dobivene iz neuronske aktivnosti i aferentnu petlju koja prenosi informacije u mozak.

Razvojem potpuno implantabilnih ECoG sustava i tehnologija za snimanje ECoG visoke gustoće, BCI utemeljeni na ECoG nude niz praktičnih rješenja za pacijente koji pate od neuroloških bolesti, trauma i gubitka udova.

Međutim kao što je objašnjeno u [59] ECoG kao invazivna metoda ima prednost obrade signala. Zbog položaja elektroda direktno na površini mozga, u registriranom signalu ima minimalan broj artefakata koje je potrebno eliminirati za dobivanje što jasnijeg signala. LFP su jasno čitljivi te se preciznije može odrediti izvor signala i time lokalizirati zonu zaslužnu za određenu funkciju izvedenu od strane pacijenta. To daje znatnu prednost nad neinvazivnim metodama poput MEG i EEG-a.

Stoga je ova metoda najčešće korištena za direktno povezivanje mozga i uređaja tzv. BMI (eng. Brain Machine Interface) [31] sustave, kojima se nastoji ponovno osposobiti motorna funkcija ozlijeđenih udova ili za pokretanje robotskih manipulatora i biomehaničkih proteza kojima se vraća pacijentu izgubljena funkcija.

4.1.3 Elektroencefalografija EEG

Elektroencefalogram (EEG) je zapis oscilacija moždanih električnih potencijala stečenih elektrodama na ljudskom vlasištu [61]. Električni potencijali izravna su posljedica postojanja električnih dipola stvorenih postsinaptičkim potencijalom koji nastaju na apikalnim dendritima piramidalnih stanica u korteksu. Stupci električnog dipola mogu se promatrati kao izvor i poniranje ionske struje nastale zbog viška i nedostatka kationa kod soma i apikalnih dendrita. Ti se ioni mogu slobodno kretati kroz moždanu tekućinu i tkiva mozga, uzrokujući ionske struje kao najtočniji dokaz postojanja električnih potencijala [61].

Tipične EEG elektrode imaju dva glavna konstrukcijska i električna ograničenja, veličinu i impedanciju. Električni dipol izazvan samo jednom piramidalnom ćelijom ne može se mjeriti s elektrodama pričvršćenim na vlasištu. Međutim, kada veliki broj dipolnih jedinica, otprilike 60 milijuna [61], sinkrono izbacuje njihove akcijske potencijale, to stvara potencijale u ljestvici mikrovolta, dovoljno velikih da se mjeri neinvazivnim metodama.

Ukratko, EEG je makroskopska mjera sinkrone aktivnosti velike populacije neurona. Teorijska procjena površine potrebne za pokrivanje ove populacije iznosi oko 6 cm². Trenutačne implementacije nisu daleko od ove procjene. Tipični promjer EEG elektrode je oko 10 mm (1,6 cm²), a komercijalni proizvodi poput Quick-Cap koriste efektivnu veličinu od 7 mm [62].

Kontakt EEG elektroda i skalpa korisnika ostvaruje se pomoću tzv. EEG kape (Slika 4.4) ili drugog nestandardnog načina kojim se osigurava pomicanje elektrode i dovoljna pritisna sila da se ostvari prijanjanje elektrode uz skalp. EEG kapa postavlja se na glavu pacijenta preko kose. Pravilan kontakt između elektroda i tjemena osigurava se pomoću posebnog gela koji služi za izolaciju od vanjske „buke“ (signala koji mogu uzrokovati smetnje i nepreciznosti u mjerenju npr. Frekvencija osvjetljenja u prostoriji te drugi uređaji koje se nalaze u blizini pacijenta). [63]

EEG ima nekoliko prednosti u usporedbi s drugim tehnikama snimanja ili čistim opažanjima u ponašanju. Najvažnija prednost EEG-a je njegova izvrsna razlučivost vremena, odnosno može uzeti stotine do tisuće električnih aktivnosti s više elektroda u jednoj sekundi. Ovo čini EEG

idealnom tehnologijom za proučavanje preciznog vremenskog tijeka kognitivne i emocionalne obrade u osnovi ponašanja.

Elektroencefalografija zahtjeva relativno velik broj senzora u rasponu od 10 do 500+ elektroda, ovisno uporabi. Za bržu primjenu, EEG elektrode se postavljaju po standardiziranim metodama. Metoda 10-20 je međunarodno priznat način postavljanja elektroda pri izvođenju istraga i eksperimenata EEG-om. Korištenje standardiziranog sustava omogućava reprodukciju već provedenih istraživanja kako bi se mogli uspoređivati nalazi pojedinog pacijenta tijekom vremena, ili više pacijenata međusobno. Sustav je ime dobio po odnosu lokacije pojedinih elektroda s obzirom na lubanju. Brojevi "10" i "20" odnose se na udaljenost susjednih elektroda gdje ona iznosi 10% ili 20% ukupne duljine ili širine lubanje. Svaka elektroda ima slovo koje označava režanj i broj koji označava polutku mozga. Slova F, T, C, P i O označavaju Frontalni, Temporalni, Centralni, Parijetalni i Okcipitalni režanj. Potrebno je napomenuti kako ne postoji centralni režanj, već ta oznaka služi samo za identifikaciju središnjeg dijela lubanje. Slovo "z" označava elektrode postavljene po sredini lubanje. Parni brojevi (2,4,6,8) označavaju elektrode postavljene na desnoj polutci, dok neparni brojevi (1,3,5,7) označavaju elektrode postavljene na lijevoj polutci. Anatomske značajke koje se koriste za određivanje položaja elektroda su: nazion koji označava područje između čela i nosa; te inion koji označava najniži dio stražnjeg dijela lubanje i može se opipati kao kvržica [64].

Ako se vrši detaljniji EEG pregled moguće je metodu 10-20 proširiti dodatnim elektrodama kako bi se dobila gušća mreža ispitivanja. Ovakva metoda se stoga naziva proširenom metodom 10-20 ili metodom 10-10. Kako samo ime govori kod ove metode se sve elektrode postavljaju na međusobnu udaljenost od 10% ukupne duljine ili širine lubanje. Slika 4.3. prikazuje metodu 10-20 (lijevo) i metodu 10-10 (desno).

4.2 Senzori bazirani na funkcijskom neuroimagingu

Ova vrsta senzora u potpunosti je neinvazivna međutim postoje znatna konstrukcijska ograničenja koja onemogućuju prenosivost te je vremenska rezolucija lošija u odnosu na senzore bazirane na elektrodama.

Funkcijskim neuroimagingom detektiraju se hemodinamičke promjene u mozgu. Detekcija neuralnih signala ovisi o lokalnim hemodinamičkim promjenama koje se javljaju sukladno aktivaciji neurona što uključuje protok krvi u promatranom području mozga, volumenu i oksigenaciji [67].

Bitno je naglasiti da iako regionalne promjene oksigeniranosti hemoglobina nisu direktno vezane za neuralno aktivnost one su međusobno pridružene [67].

U ovom segmentu obrađene su funkcijska magnetoencefalografija i funkcijska blisko-infracrvena spektroskopija kao najčešće korištene metode. Osim ovih dviju metoda kroz literaturu je metoda funkcijskog transkranijalnog doplera [75-76], no zbog rijetke primjene ova metoda nije razmotrena u nastavku rada.

4.2.1 Magnetoencefalografija

Magnetoencefalografija (MEG) je neinvazivna neurofiziološka tehnika koja mjeri magnetska polja nastala neuronskom aktivnošću mozga. Prostorne raspodjele magnetskog polja analiziraju se kako bi se lokalizirali izvori aktivnosti unutar mozga, a lokacije izvora nalježu na anatomske slike, kao što je MRI, kako bi se osigurale informacije o strukturi i funkciji mozga [70].

MEG (i EEG) signali proizlaze iz neto efekta ionske struje koja teče u dendritima neurona tijekom sinaptičkog prijenosa. U skladu s Maxwellovim jednadžbama, svaka električna struja proizvest će magnetsko polje, a upravo se to polje mjeri. Neto struje se mogu smatrati trenutnim dipolima [71], tj. Strujama sa položajem, orijentacijom i veličinom, ali bez prostornog opsega [sumnjivo - raspravljati]. Prema desnom pravilu, trenutni dipol stvara magnetsko polje koje usmjerava oko osi njegove vektorske komponente.

Istodobna depolarizacija tisuća piramidalnih stanica raspoređenih u istom smjeru može stvoriti magnetna polja dovoljnog intenziteta kako bi se mogle registrirati pomoći MEG-a [72].

Za generiranje signala koji se može otkriti potrebno je oko 50 000 aktivnih neurona [9] Budući da trenutni dipoli moraju imati slične orijentacije za stvaranje magnetskih polja koja se međusobno ojačavaju, često sloj piramidalnih stanica, koji se nalaze okomito na kortikalnu površinu, stvara mjerljiva magnetska polja. Snopovi tih neurona koji su tangencijalno orijentirani na površinu vlasišta projiciraju mjerljive dijelove njihovih magnetskih polja izvan glave, a ti se snopovi obično nalaze u moždanim naborima [73].

Sinkronizirane neuronske struje induciraju slaba magnetska polja. Magnetsko polje generirano aktivnosti mozga iznosi približno 10 fT (femtotesla) za kortikalnu aktivnost i 103 fT za alfa ritam. Magnetsko polje mozga znatno je manje od ambijentalnog magnetskog šuma u gradskom okruženju, reda veličine 108 fT ili 0,1 μ T. Kako bi se osiguralo kvalitetno bilježenje moždane aktivnosti već vanjskih smetnji, odnosno interferencija prostorija u kojoj se nalazi magnetoencefalogram mora biti magnetski izolirana od strane okoliša. Ovo predstavlja najveće ograničenje ove tehnologije, jer je sama prenosivost dodatno inhibirana zahtjevom postavljenim na sam prostor [74]. Na Slika 4.6 prikazana je magnetna izolacija prostorije.



Slika 4.5 Magnetoencefalogram [75]



Slika 4.6 Magnetski izolirana prostorija za EMG u procesu izgradnje na MIT-u [76]

4.2.2 fNIRS

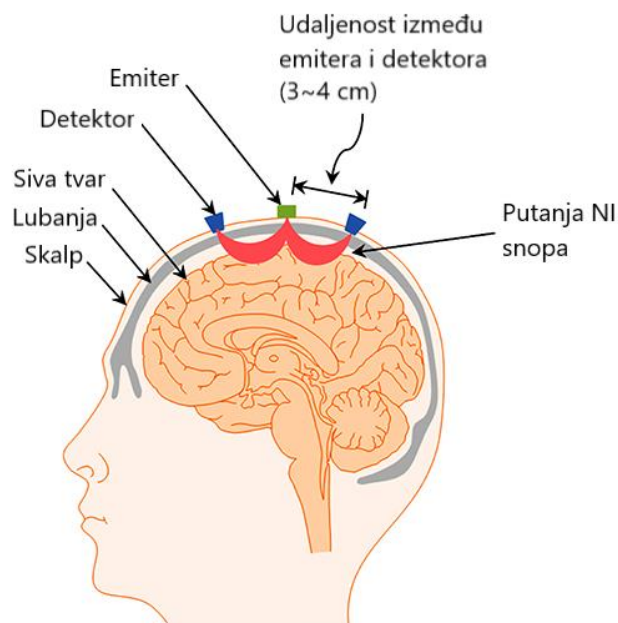
Funkcionalna infracrvena spektroskopija (fNIRS), ili optička topografija kako se naziva isključivo u Japanu, je uporaba blisko infracrvene spektroskopije (NIRS) za funkcionalno snimanje aktivnosti mozga. Koristeći fNIRS, cerebralni hemodinamički odgovori mjere se bliskom infracrvenom svjetlošću, koji se podudaraju sa aktivacijom ili deaktivacijom neurona. Konkretno, ova je tehnologija sposobna vizualizirati promjene u koncentraciji hemoglobina sa vezanim kisikom ili ugljičnim dioksidom [77]. Primjena fNIRS-a u BCI sustavu je, u odnosu na prethodno objašnjene metode, relativno nova.

Ova metoda koristi svjetlost valnih duljina blizu infracrvenog spektra (obično se koristi valna duljina od 650 do 1000 nm) za mjerenje promjena koncentracije oksigeniranog hemoglobina (HbO) i deoksigeniranog hemoglobina (HbR) [74–79].

Glavne prednosti fNIRS metode su relativno niska cijena, prenosivost, sigurnost, niska razina buke (u usporedbi s fMRI-om) i lakoća korištenja. Za razliku od EEG-a i MEG-a, dobiveni podaci nisu podložni električnom šumu, budući da se radi o optičkom modalitetu snimanja. [34]

fNIRS mjeri promjene protoka krvi u lokalnoj kapilarnoj mreži uzrokovanog aktivnosti neurona. Budući da je hemoglobin nositelj kisika, promjene koncentracije HbO i HbR nakon aktivacije neurona mogu se povezati s neuronskom aktivnosti na tom području. fNIRS koristi parove detektora svjetla skoro infracrvenog (NI) koji djeluju s dvije ili više valnih duljina, kao što je prikazano na slici Slika 4.7

NI svjetlost koja se emitira u vlasite te difuzijom kroz moždano tkivo rezultira u višestrukome raspršenju fotona. Neki od fotona izlaze iz glave nakon prolaska kroz kortikalnu regiju mozga, pri čemu se uočava promjena kromofora (tj. HbO i HbR) u vremenu. Ovi izlazeći fotoni otkrivaju se pomoću strateški postavljenih detektora. Budući da HbO i HbR imaju različite koeficijente apsorpcije za različite valne duljine NI svjetlosti, odnos između intenziteta izlaznog fotona i intenziteta upadnog fotona može se upotrijebiti za izračunavanje promjene koncentracije HbO i HbR [$\Delta\text{HbO}(t)$ i $\Delta\text{HbR}(t)$] duž staze fotona primjenjujući modificirani Beer-Lambertsov zakon [84]



Slika 4.7 Prikaz pozicioniranja fNIRS senzora [34]

Najčešća promatrana područja mozga pomoću fNIRS BCI-a su motorni korteks i perifrontalni korteks. fNIRS optoda prikazana je na Slika 4.8. [34]



Slika 4.8 fNIRS optoda [85]

5 USPOREDBA I ODABIR SENZORA ZA UNAPRIJEĐENJE

Nakon detaljne analize metoda bilježenja moždane aktivnosti koje se posljednjih godina najčešće koriste za sučelje mozga i računala potrebno je usporediti navedene metode i odabrati onu koja će se detaljnije razmotriti u nastavku rada

Po uzoru na literaturu [29], [45], [47] senzori su međusobno uspoređeni po 6 kriterija u tablici:

- Invazivnosti
- Prostornoj rezoluciji
- Vremenskoj rezoluciji
- Dometu senzora
- Održavanju
- Prenosivosti
- Potrebnim zahvatima koji prethode korištenje

Tablica 5.1 Usporedba senzora za bilježenje moždane aktivnosti

	ECOG	Interkortikalne mikroelektrode	EEG	MEG	fMRI	fNIRS
Invazivnost	Invazivna	Invazivna	Neinvazivna	Neinvazivna	Neinvazivna	Neinvazivna
Prostorna rezolucija	1.0 mm	0,05 / 0,10 / 0,50 mm	10 mm	≤ 1 mm	≤ 1 mm	1 cm
Vremenska rezolucija	5 ms	3 ms	50 ms	1 - 5 ms	1 s	1 s
Domet senzora	0.5 - 3 mm	1 - 5 neurona oko elektrode (1 - 3 mm)	1 mm - 3 cm	Mozak u cijelosti	Mozak u cijelosti	1 - 3 cm
Prenosivost	Prenosiva	Prenosiva	Prenosiva	Nije prenosiva	Nije prenosiva	Prenosiva
Snimljeni signal	Električni	Električni	Električni	Magnetno polje	Metaboličko stanje	Metaboličko stanje ⁹

Invazivne metode, ECoG i interkortikalne elektrode, zahtijevaju neurokiruršku operaciju kako bi se elektrode implantirale na površinu ili u korteks pacijenta. Zbog navedenog izlaganja kirurškom zahvatu ove metode se u svrhu BCI-a koriste u specifičnim slučajevima, kada su elektrode iz drugih potreba već ugrađene u pacijenta [33], [50] ili ako je njihovo korištenje neophodno za osposobljavanje određenih motornih funkcija pacijenata te je neophodna kvalitetna i stalna veza [31]. Zhou i suradnici [86] predlažu implementaciju implantiranih mikroelektroda za uporabu u novoj generaciji BCI sustava bez artefakata koja bi unaprijedila i omogućila široku primjenu ove metodologije za komercijalni BCI. U svom prezentirali su razvijeni robotski sustav za preciznu individualnu implantaciju elektroda u obliku mikro žica (microwire electrodes) izrađenih od biokompatibilnih materijala po uzoru na istraživanja i uspješne primjene na makaki majmunima Nicoletta i suradnika [87]. Ova tehnologija razvijena u Neuralinku na putu je do testiranja ove tehnologije na ljudskim subjektima no i dalje predstavlja probleme i kontroverzije vezane uz stvarnu široko-komercijalnu primjenu sustava.

Prihvatanje implantacije gore navedenih senzora u svrhu BCI-a kod osoba s paralizom je po istraživanjima iz 2015. [88] značajno manje od neinvazivnih BCI-a. Prema zadnjim istraživanjima [89] korištenje invazivnih metoda se smatra adekvatnim u krajnjim slučajevima kada korištenje neinvazivnih metoda nije moguće te se kao ključan razlog navodi rizik asociran uz nužne operativni zahvat te prihvatanje elektroda od strane organizma pacijenata.

Takvi rizici očito nisu zanemarivi, no po mišljenju određenih autora [90] oni se mogu smatrati i precijenjenima. Na primjer, validacija DBS-a pokazala je da su komplikacije rijetke i da se, odgovarajućim postupcima, smanji na 0,9% prolaznih i nema trajnih deficita [91].

Kao što se može vidjeti iz Tablica 5.1 Usporedba senzora za bilježenje moždane aktivnosti invazivne metode (ECoG i mikroelektrode) imaju višu prostornu i vremensku rezoluciju u odnosu na neinvazivne metode. Kvaliteta signala je ujedno i kvalitetnija zbog blizine elektroda izvoru te je samim time smanjen broj artefakata i drugih faktora koji mogu uzrokovati degradiranje kvalitete registriranog sirovog signala [32]. Međutim kao što je i navedeno u ranijim poglavljima ovog rada, reakcija tijela na implantat [92], biokompatibilnost i sama konstrukcija elektroda zbog svoje nekonformnosti tkivu može uzrokovati postepenu degradaciju signala [47].

Prenosivost invazivnih metoda je ograničena zbog kompleksnosti sustava odnosno aparature potrebne za obradu velikog broja signala koja se registrira ovim metodama. Iako napredak tehnologije te nove metode obrade signala umanjuju napor senzora BCI sustavi sa invazivnim sustavima ograničavaju slobodu kretanja pacijenata [47].

Uzimajući u obzir gore navedene prednosti i nedostatke ECoG, mikroelktroda i drugih invazivnih senzora ove metode neće biti razmatrane u nastavku rada.

Neinvazivne metode koje se najčešće koriste jesu elektrokortikografija, funkcionalna infracrvena spektroskopija funkcionalna magnetna rezonanca i magnetoencefalografija.

Magnetoencefalografija i funkcionalna magnetna rezonanca, fMRI prate aktivnosti mozga u cijelosti, no kao što je navedeno u prijašnjim poglavljima, postoje instance u kojima se ove metode mogu koristiti u svrhu sučelja mozak-računalo. Međutim ove metode zahtijevaju cijelu prostoriju, ili jako veliku aparaturu kako bi mogle bilježiti aktivnost mozga [11] [70], [93]. To ih čini primjenjivima za BCI u rijetkim i isključivo kliničkim scenarijima uporabe.

Kao što je naglašeno u radovima [21], [35], [90], [94]. Budućnost BCI-a je u konačnici komercijalno sučelje jednostavno za korištenje i robusno uz minimalno potrebnog vremena utrošenog na pripremu te mogućnost potpune uporabe van kliničkog ili laboratorijskog okruženja. Kako bi se to postiglo nužno je zadovoljiti prvom konstrukcijskom zahtjevu: **prenosivosti sustava.**

Metode koje zadovoljavaju ovaj kriterij su fNIRS i EEG. Određena istraživanja predlažu hibridno rješenje koje kombinira fNIRS i EEG senzore [18-19], [21], [29], [102]. Time bi se osigurala redundantna analiza signala. Analizirala bi se prokrvljenost korteksa zajedno sa elektronskom aktivnosti što u konačnici dovodi do cjelovitije slike. No ovo može dovesti do prekomjerne komplikacije sustava ako vodimo računa o zahtjevima koje svaki od ovih senzora ima.

Na temelju definiranih zahtjeva i prepoznatog smjera napredovanja tehnologije iz obrađene literature za daljnje razmatranje i unaprjeđenje istražiti će se elektroencefalografski senzori kao BCI senzor bilježenja aktivnosti mozga.

6 PREGLED VRSTA EEG ELEKTRODA

Ovo poglavlje služi kao pregled tehnologije u kojemu su prikazane sve vrste senzora baziranih na elektroencefalografiji. Na temelju ovog poglavlja odrediti će se temeljne funkcije kao i smjer unaprjeđenja odnosno tip elektrode koji će biti predmet analize smjernica unaprjeđenja.

Tipične vrijednosti impedancije elektrode-kože između 150 i 200 K Ω i 5 do 10 K Ω prije i nakon nanošenja gela. Postoje razlozi zašto se ova impedancija mora održati što nižom. Prvi od njih je smanjenje negativnog učinka razdjelnika napona na kontaktnom području elektrode i skalpa. Drugi je smanjenje neželjenih učinaka nepodudarnih impedancija u različitim EEG mjerama [25].

Zbog neinvazivne prirode, nema značajnih proceduralnih rizika povezanih s snimanjem EEG-om na vlasištu. Ova prednost je uravnotežena s nižim prostorno-vremenskim razlučivostima: vremenska razlučivost je oko 50 ms, dok je prostorna rezolucija oko 10 mm [25].

Razvoj učinkovitih i udobnih EEG senzora za svakodnevnu upotrebu zahtijeva razmatranje nekoliko čimbenika, uključujući [99]:

1. sposobnost dobivanja visokokvalitetnih signala od širokog spektra pojedinaca različitih oblika i veličina glave, vrste i duljine kose te svojstava vlasišta (npr. zatezanje vlasišta zbog izloženosti ćelavih površina ultraljubičastoj svjetlosti ili različitih ostataka kemikalija ili sapuna povezanih s higijenskim postupcima);
2. dugotrajna stabilnost senzora unutar aplikacije, postavljanje senzora i pitanja korisničke udobnosti;
3. učinke dugotrajne uporabe (višestruke akvizicije) na stabilnost / izdržljivost senzora i glavu / vlasište;
4. druga praktična razmatranja poput jednostavnosti primjene i troškova. Uz to, vrsta i dizajn elektrode mogu imati značajan utjecaj na artefaktne signale

6.1 Aktivne i pasivne elektrode

Primarna podjela EEG elektroda je na **aktivne** i **pasivne elektrode**. Kod pasivnih elektroda signal se prvotno detektira te se pojačava pomoću elektroničkog pojačala kako bi se signal obradio odnosno iz njega izdvojile značajke i prijevod signala u naredbu aktuatoru. Zabilježeni signali su u mikrovoltima (μV) te uz pojavu pada napona od procesa registracije do amplifikacije signala dovodi do gubitka informacija. Aktivne elektrode se razlikuju od pasivnih na način da se registriranje i pojačavanje signala dešavaju simultano. To u konačnici omogućava veću kvalitetu signala uz znatno manje potencijalnih gubitaka [45].

6.2 Kontaktne elektrode

Kontaktne elektrode kao što i sam naziv govore su u direktnom kontaktu sa kožom odnosno sa skalpom osobe te su najčešće izrađene od metala [100], [101]. Ovaj galvanski kontakt ukazuje na prijenos električnih impulsa između tkiva i senzora. Za prijenos struje u određenim slučajevima se koristi provodljivi gel. Elektrode koje ovise o korištenju gela ili drugog sredstva za smanjenje impedancije nazivaju se **mokre kontaktne elektrode**, dok su elektrode koje ne zahtijevaju uporabu gela klasificirane kao **suhe kontaktne elektrode** [63], [102].

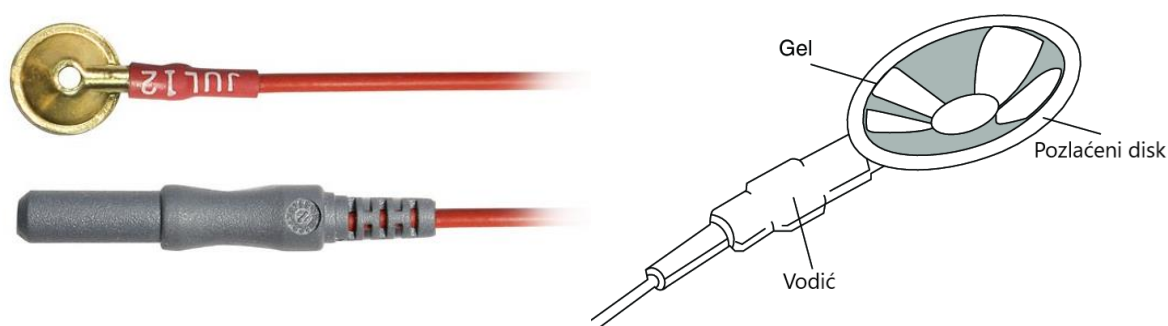
6.2.1 Gel elektrode

Gel elektrode smatraju se vodećim standardom za uporabu u kliničkom EEG-u jer daju najkvalitetniji signal odnosno najmanju impedanciju zahvaljujući provodljivom gelu te njihovom dizajnu [102]. Ove elektrode prikazane su na Slika 6.1

Svrha provodljivog gela je smanjenje impedancije na području kontakta na površini tjemena. Kako bi se dodatno smanjila impedancija potrebno je prije uporabe mokrih pasivnih elektroda pripremiti površinu tjemena korištenjem abrazivnih sredstava čime se odstranjuju masne naslage i mrtve stanice [103]. U slučaju korištenja aktivnih elektroda potrebno je gel direktno ubrizgati kroz provrt na elektrodi čime se omogućava brža priprema.

Elektrolitni gel i abrazivna pasta su ljepljive tvari te je nezaobilazna posljedica prljanje kose i vlasišta, ali iako su abrazivni neće oštetiti vlasište. Nadalje, proces smanjenja impedancije može biti dugotrajan [104]. Kako bi se ubrzao proces postizanja adekvatne impedancije može se koristiti veća količina elektrolita, što opet ima svoju negativnu stranu, povećanje vjerojatnosti da se stvori provodljivi most između elektroda te time naštetiti kvaliteti signala. Kada se postigne željena impedancija sustav nije održiv jer se gel postepeno suši te je najdulje vrijeme korištenja gel elektroda oko 20 minuta [103].

Ovo ograničenje značajno utječe na upotrebljivost gel elektroda za duži period korištenja kao i komercijalnu uporabu.



Slika 6.1 Prikaz gel EEG elektroda [105]

6.2.2 Elektrode na bazi vode

Vodene elektrode (slika) za razliku od gel elektroda koriste običnu vodu umjesto elektrolitnog gela. Ova vrsta elektrode je razvijena u sklopu projekta „BRAIN PROJECT“. Ove EEG elektrode su osim Gel elektroda jedne od najjednostavnijih glede strukture. Osnovna komponenta ove vrste elektroda je sferična elektroda izrađena od srebrovog klorida (AgCl) koja se nalazi u kućištu najčešće izrađenog od polimernog materijala i spužve koja je prilikom uporabe natopljena običnom vodom [104].

Da bi se povećala udobnost i smanjili artefakti kretanja, kućište senzora je umetnuto u gumeno ležište, integriranu u vrstu kape. Udobnost i činjenica da su na bazi vode omogućuje dugotrajna mjerenja te dugotrajno korištenje ovih elektroda uz propisano vrijeme od 6-8 sati pod uvjetom da su elektrode u određenim intervalima ponovno navlažene [1]

U usporedbi sa Gel elektrodama omogućuju približno jednaku kvalitetu signala uz veću impedanciju i osjetljivost na pokrete glave subjekta. te su pri tom udobnije i nema neželjenih pojava sušenja i prljanja skalpa zbog osušenog gela i abrazivnog sredstva [106].

BIOPAC EEG elektrode na bazi vode su postavljene najčešće u gumeni prihvat na kapi (Slika 6.3) za pridržavanje elektroda kako bi se smanjili artefakti uzrokovani pokretima.

TMSi elektrode iz TMSi (Slika 6.4) sastoje se od umetka od pamuka ili filca koji je čvrsto valjan i smješten u plastičnom kućišta. Zatim se elektroda namoči u vodu i umetne u kapu sa 33 fiksne pozicije za elektrode. Kapa koju TMSi propisuje za uporabu uz svoje elektrode, izrađena je od elastične meke tkanine koja osigurava dovoljnu silu za ostvarenje kontakta elektrode sa skalpom.

Postavljanje za vodene elektrode sastoji se od 3 koraka [107]:

- 1) Motanje filtra od filca i umetanje istog u plastično kućište,
- 2) Namakanje elektrode u vodu i postavljanje u kapu,
- 3) Montiranje i pritezanje kape na glavu korisnika.



Slika 6.2 EEG elektrode na bazi vode [1]



Slika 6.3 Lijevo prikaz gumenog prihvata za vodene elektrode. Desno prikaz kape sa ugrađenim prihvatima za vodene elektrode [1]



Slika 6.4 Prototip EEG elektrode na bazi vode [108]

6.2.3 Suhe elektrode

Elektrode koje za smanjenje impedancije ne zahtijevaju nikakav tekući medij poput gela ili vode nazivaju se suhe elektrode. Postoji velik broj različitih vrsta ovih elektroda, no u ovom radu će biti opisani osnovni princip rada suhih elektroda te navedene neke od najčešće korištenih varijanti [102].

Suhe EEG elektrode ne zahtijevaju uporabu tvari za smanjenje impedancije poput gela, vode ili fiziološke otopine, uspostavljajući kontakt izravno s vlasištem. Glavna prednost je što se brzo postavljaju, ne zahtijevaju dodatne instrumente poput šprica, ne zahtijevaju čišćenje skalpa prije nanošenja kao ni pranje vlasišta nakon upotrebe i ne zahtijevaju velike higijenske postupke na opremi poslije [102].

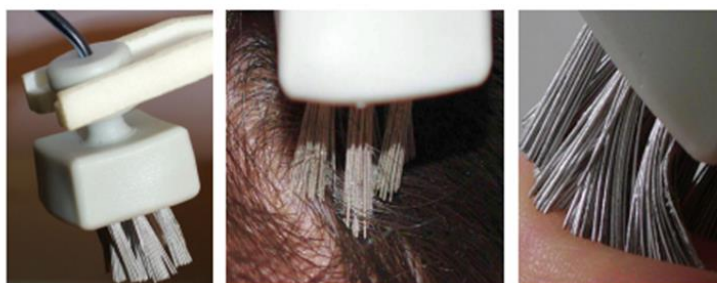
Glavni nedostatak ovog tipa elektroda je velika kontaktna impedancija između senzora i kože, koja zahtijeva korištenje kvalitetnijeg pojačala signala i programa za obradu signala kako bi nadoknadili višu razinu buke i artefakata [102].

Neke od tipova suhih elektroda su:

- g.Tech SAHARA suhe elektrode (Slika 6.5)
- Višekontaktne mikrošiljkaste elektrode (Slika 6.7)
- Eksperimentalne elektrode čekinjastog oblika (Slika 6.6)



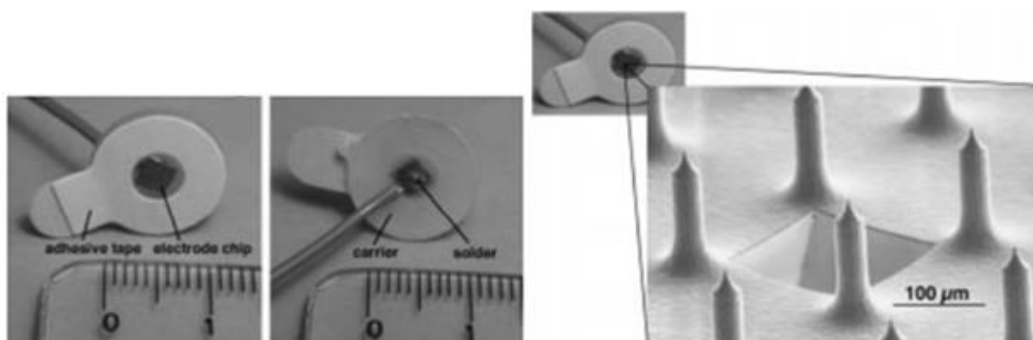
Slika 6.5 Suhe g.Tech SAHARA elektrode [109]



Slika 6.6 Prototip suhih elektroda s čekinjastim izdancima [110]

Višekontaktne suhe elektrode (eng. Multipoint Spiked Dry Electrode (MSDE))

Ova vrsta elektroda sastoje se od niza mikro dimenzioniranih ekstremno oštih šiljaka koji prodiru kroz vlasište te se time ostvaruje bolja mehanička fiksacija, električnom pričvršćivanju i sprječavaju probleme uzrokovane visokom impedancijom koji se odnose na vanjski sloj kože [102].



Slika 6.7 MSDE suhe elektrode [102]

6.3 Beskontaktne ili Kapacitivne EEG elektrode

Za razliku od mokrih i suhih elektroda kapacitivne elektrode ne zahtijevaju direktan kontakt elektrode sa tjemenom. To omogućava primjenu bez upotrebe tvari za smanjenje impedancije i abraziva za pripremu tjemena te je moguće ovu vrstu elektrode ugraditi direktno u odjeću [111].



Slika 6.8 Beskontaktne EEG elektrode [111]

7 RASPRAVA I ODABIR EEG ELEKTRODE ZA UNAPRIJEĐENJE

Za odabir vrste elektrode koja će se koristiti u svrhu ostvarivanja van kliničkog i van laboratorijskog okruženja potrebno je uzeti u obzir sljedeće parametre:

- Vrijeme pripreme elektroda
- Aplikacija odnosno postavljanje elektroda
- Udobnost elektroda
- Prilagodljivost elektroda antropomorfiskim značajkama čovjeka
- Kvalitetu signala
- Gubitak informacija
- Razinu impedancije i šum
- Duljina mjerenja

Gel elektrode predstavljaju dosegnuti maksimum razvoja EEG elektroda po pitanju prijenosa informacija, razine šuma odnosno kvalitete signala. Njihova konstrukcija i princip rada minimalno su se mijenjale tijekom godina no njihov najveći ograničavajući faktor je korištenje gela bez kojeg mjerenje s ovim elektrodama nije moguće.

Mnoga istraživanja su pokazala da korištenje gel elektroda bilo u kliničke ili terapijske svrhe uzrokuje veliku razinu neudobnosti i nezadovoljstva od strane pacijenata [90], [104], [106], [112], isključivo zbog uporabe gela i abrazivnih sredstava za tretiranje tjemena prije uporabe.

Osim neugode gel nakon što se aplicira, postepeno suši čime je vrijeme mjerenja skraćeno do u prosjeku 20 minuta ovisno o količini gela. Ako uzmemo u obzir da smanjenje impedancije odnosno bolju provodljivost signala osigurava veća količina gela, u sustavu sa više, relativno blisko postavljenih elektroda postoji opasnost stvaranja kratkih spojeva koji drastično narušavaju bilježenje signala.

Logičan slijed predstavlja korištenje suhih elektroda koje ne zahtijevaju uporabu dodatnog sredstva za ostvarivanje kvalitetnog signala. Međutim iako je vrijeme pripreme tjemena i

pripreme samih elektroda nepostojeće, ove elektrode imaju značajna ograničenja. U usporedbi sa Gel elektrodama preciznost elektroda pada za 35-45% kao što je pokazano u [104], [106] i drugim istraživanjima. Zbog svojeg oblika ova vrsta elektrode je poprilično neudobna i nefleksibilna (ovisno o vrsti) pogotovo ako se radi o aktivnoj suhoj elektrodi [104]. Ova vrsta elektroda osobito je osjetljiva na artefakte uzrokovane pokretima te i minimalno pomicanje elektrode drastično narušava kvalitetu signala. Ovo ograničenje se nastoji unaprijediti većom pritiskom silom kape kojom elektrode većim intenzitetom prijanjaju tjemenu, no to uzrokuje neudobnost prilikom duljih mjerenja te je prikladno isključivo za kraća mjerenja [106].

Gel elektrode korisnik ne može postaviti samostalno te mu je potrebna asistencija, dok suhe elektrode i elektrode na bazi vode omogućuju veću samostalnost gdje je korisnik u mogućnosti sa varijantnom razinom samostalnosti aplicirati na svoje tjeme ove dvije vrste elektroda (teže je postaviti mokre elektrode) [107].

Elektrode na bazi vode po kvaliteti signala i prijenosu informacija su između Gel i suhih elektroda. Gubitak preciznosti u odnosu na gel elektrode je za razliku od suhih elektroda samo 10-25%, te su brojna istraživanja pokazala kako je ova vrsta elektroda najudobnija i korisnici imaju najmanje odbojnosti spram korištenja ove vrste elektroda. EEG elektrode na bazi vode imaju manju mogućnost individualne prilagodbe korisniku u odnosu na pasivne suhe elektrode. Ova vrsta elektroda ima veću osjetljivost na pokrete u odnosu na suhe elektrode no impedancija kontaktnog područja je znatno manja [106].

Ako analiziramo duljinu mjerenja ranije je napomenuto da od ove tri vrste elektroda gel elektrode imaju najkraću mogućnost snimanja, dok elektrode na bazi vode mogu mjeriti konstantno između 6 i 8 sati uz povremenu hidrataciju. Suhe elektrode mogu prividno mjeriti neograničeno, no ovisno o izvedbi udobnost može biti veća (elektrode na bazi silikona) ili manja (krute aktivne suhe elektrode) [102].

Suhe elektrode su u proteklih nekoliko godina značajno napredovale glede udobnosti, fleksibilnosti i prilagodljivosti no zadržale su određene nedostatke koje mokre elektrode na bazi

vode nemaju [113]. Pri istraživanju literature primijećeno je da nije došlo do značajnijeg napretka u mokrim EEG elektrodama na bazi vode te su istraživanja ostavljena na nizu zahtjeva potrebnih za unaprjeđenje ovih elektroda.

Stoga će u nastavku rada biti predložene smjernice unaprjeđenja te provedena konstrukcijska razrada i izrađeni konstrukcijski prijedlozi unaprijeđena mokrih elektroda na bazi vode.

Naglasak će biti na unaprjeđenju prepoznatih nedostataka:

- Individualizirana prilagodba korisniku s ergonomske strane
- Optimizacija dizajna i materijala
- Bolje vremenske karakteristike u pogledu trajanja uporabe bez ponovnog hidratiziranja ili premještanja
- Smanjenje osjetljivosti na pokrete
- Lakše postavljanje elektroda
- Kraća i jednostavnija priprema elektroda za korištenje

8 SINTEZA SAZNANJA I KONSTRUKCIJSKI ZAHTJEVI

Posljednjih godina, ova nova metoda interakcije čovjeka s njegovom okolinom privukla je pažnju ljudi zbog svojeg velikog potencijala kao novom obliku komunikacije i primjeni u rehabilitaciji, inteligentnim asistivnim robotima itd. [45] Konkretnije, najveća prednost sučelja mozak-računalo je ta što omogućava ljudima s oštećenim motoričkim funkcijama ili potpuno paraliziranim ljudima pomoć pri komunikaciji ili ograničenim motoričkim funkcijama.

8.1 Izazovi i ograničenja

Budući da je sama tehnologija BCI prilično složena, uključuje mnoge discipline i područja, mada je BCI tehnologija u proteklom desetljeću postigla brzi razvoj i u nekim se slučajevima uspješno primjenjivala, predstoji dug put prije nego što se stvarno primijeni i popularizira.

Mala brzina prijenosa podataka

Trenutno prosječna brzina prijenosa informacija na mrežnom BCI sustavu obično iznosi između 60 bita / min i 120 bita / min [20], ali to je daleko od zahtjeva kontrole u stvarnom vremenu. Poboljšanje brzine prijenosa informacija može se postići poboljšanjem metode treninga, povećanjem vrste odabira upravljačkog signala i skraćivanjem vremena pojedinog eksperimenta. Uz to, odgovarajući trening može omogućiti BCI korisnicima da precizno kontroliraju vlastiti moždani ritam, na taj način poboljšati kvalitetu signala iz izvora i neizravno poboljšati brzinu prijenosa informacija.

Niska točnost prepoznavanja podataka

BCI sustav je u osnovi sustav prepoznavanja uzoraka, koji može prepoznati što ljudi misle. Trenutno stopa klasifikacijskog zadatka sustava BCI iznosi oko 90%, stopa prepoznavanja zadataka u tri kategorije je oko 80%, međutim, stopa prepoznavanja zadataka klasifikacije u četiri kategorije je samo oko 70%. Što je više klasifikacijskih kategorija niže, dobivena je stopa priznavanja. Pogrešna klasifikacija je nevaljana informacija, što uvelike utječe na učinkovitost prijenosa informacija za cijeli BCI sustav. Da bi se poboljšala stopa prepoznavanja, potrebno je poboljšati tehnologiju izdvajanja i klasificiranja signalnih signala BCI, posebno za zadatak

klasifikacije više kategorija kako bi stopa prepoznavanja udovoljila minimalnim zahtjevima za praktične primjene.

Postizanje asinkronosti sustava.

Trenutno gotovo svi BCI sustavi pripadaju sinkronom BCI sustavu, tj. Upravljački signal upravlja brzom informacijom koja se pruža izvana, a svaki zadatak klasifikacije mora biti završen u predviđeno vrijeme. Da bi postao pravi sustav interakcije čovjek-računalo, BCI sustav ne smije podlijegati vremenskim ograničenjima, vremenu i drugim čimbenicima, kako bi korisnici mogli uistinu samostalno zamišljati i time upravljati BCI-om.

BCI sustav može kontinuirano analizirati EEG signale, brzo i točno klasificirati namjere korisnika i kontrolirati radnje perifernih uređaja, a to je asinkroni BCI sustav. Ova vrsta asinkronog BCI sustava ključna je za kontrolu motornih živčanih proteza i kombinirane opreme čovjek-stroj. Asinkroni BCI sustav bit će trend istraživanja i razvoja BCI tehnologije u budućnosti.

Tehnološki nedostaci

Tehnološki nedostaci vezani su primarno uz detekciju i obradu signala. Senzorom se mora osigurati što bolji signal što podrazumijeva malu impedanciju, čim veću amplitudu i smanjiti čim više pozadinski buku. Pozadinskom bukom smatraju se fiziološki artefakti uzrokovani mišićima koji se nalaze ispod ili u blizini senzora.

Razina buke, odnosno šumova direktno se smanjuje što je senzor bliže izvora. Tako invazivni senzori omogućuju signal sa minimalnim brojem artefakata, te jedine smetnje nastaju zbog jakih pomaka ili udara glave pacijenta te reakcijom organizma na implantirano tijelo koje postepeno stvaranjem ožiljkastog tkiva oko elektroda smanjuje mogućnost bilježenja signala s jednakom jasnoćom. Neinvazivne metode time imaju najveće ograničenje jer signal pod piramidalnih stanica korteksa mora prolaziti kroz slojeve moždane ovojnice, moždane tekućine kosti, mišića i skalpa. Prostorna razlučivost neinvazivnih metoda na bazi elektroda je stoga značajno manja od invazivnih poput implantiranih elektroda koje se nalaza u neposrednoj blizini neurona. Kod neinvazivnih metoda djelomice se mogu prevladati tehnološka ograničenja oblikovanjem senzora i odabirom prave metode bilježenja aktivnosti mozga ovisno

o slučaju primjene, dok se oni artefakti koji se nisu eliminirali konstrukcijskim rješenjem senzora se nastoje ukloniti određenim metodama obrade signala.

8.2 Konstrukcijski zahtjevi komercijalnih BCI sustava

Danas se BCI sve više koristi i van medicinskog područja u svrhu zabave, kontrole virtualne stvarnosti, biometrijskoj identifikaciji itd. Komercijalizacija tehnologije osim izazova, predstavlja poticaj za brži razvoj i inovacije. Tako je za potrebe komercijalne uporabe BCI sustava isti konstrukcijski preoblikovan, a razvoj novih tehnologija poput umjetne inteligencije i smanjenje veličini procesora doveo do minijaturizacije sustava. Nova sfera primjene sustava ima značajni utjecaj na same konstrukcijske i funkcijske zahtjeve koji se postavljaju na komercijalni BCI. Sustav mora biti što jednostavniji za korištenje do razine da korisnik samostalno može u potpunosti postaviti sustav. Potrebno je produžiti vrijeme korištenja uređaja sa aspekta ergonomije. Uvođenje novih konstrukcijskih zahtjeva ide i na štetu funkcionalnosti uređaja. Kako bi se osigurala prenosivost, i unaprijedila udobnost sustava smanjuje se broj senzora te se limitira područje mozga čija se aktivnost promatra Tako uporaba EEG elektroda na bazi gela nije moguća u komercijalne svrhe već se javila potreba za pronalaskom novih rješenja koja bi zaobišla korištenje gela unatoč smanjenju kvalitete signala.

Stoga su konstrukcijski zahtjevi komercijalnih BCI sustava slijedeći:

Prenosivost

Uređaji moraju biti kompaktni odnosno što manje veličine, te relativno lagani kako bi osigurali udobnost i omogućili duže periode mjerenja i korištenja

Ergonomičnost

Uređaj sa sensorima mora biti u mogućnosti prilagoditi se različitim oblicima glave, odnosno svakom korisniku zasebno, a da se pritom ne kompromitiraju modaliteti poput rasporeda elektroda i kvaliteta signala

Jednostavnost korištenja i upotrebljivost

Ovaj konstrukcijski zahtjev odnosi se na složenost konstrukcije koja inherentno ograničava ili unaprjeđuje korištenje. Sustav, kao što je ranije navedeno mora biti dovoljno jednostavan za primjenu od strane samostalnog korisnika bez vanjske asistencije. Odabir senzora, kompleksnost dekodera i unaprijed definirana kompatibilnost uređaja sa vanjskim aktuatorima može značajno doprinijeti poboljšanju ovog konstrukcijskog zahtjeva.

9 FUNKCIJSKA STRUKTURA I MODEL RELACIJA

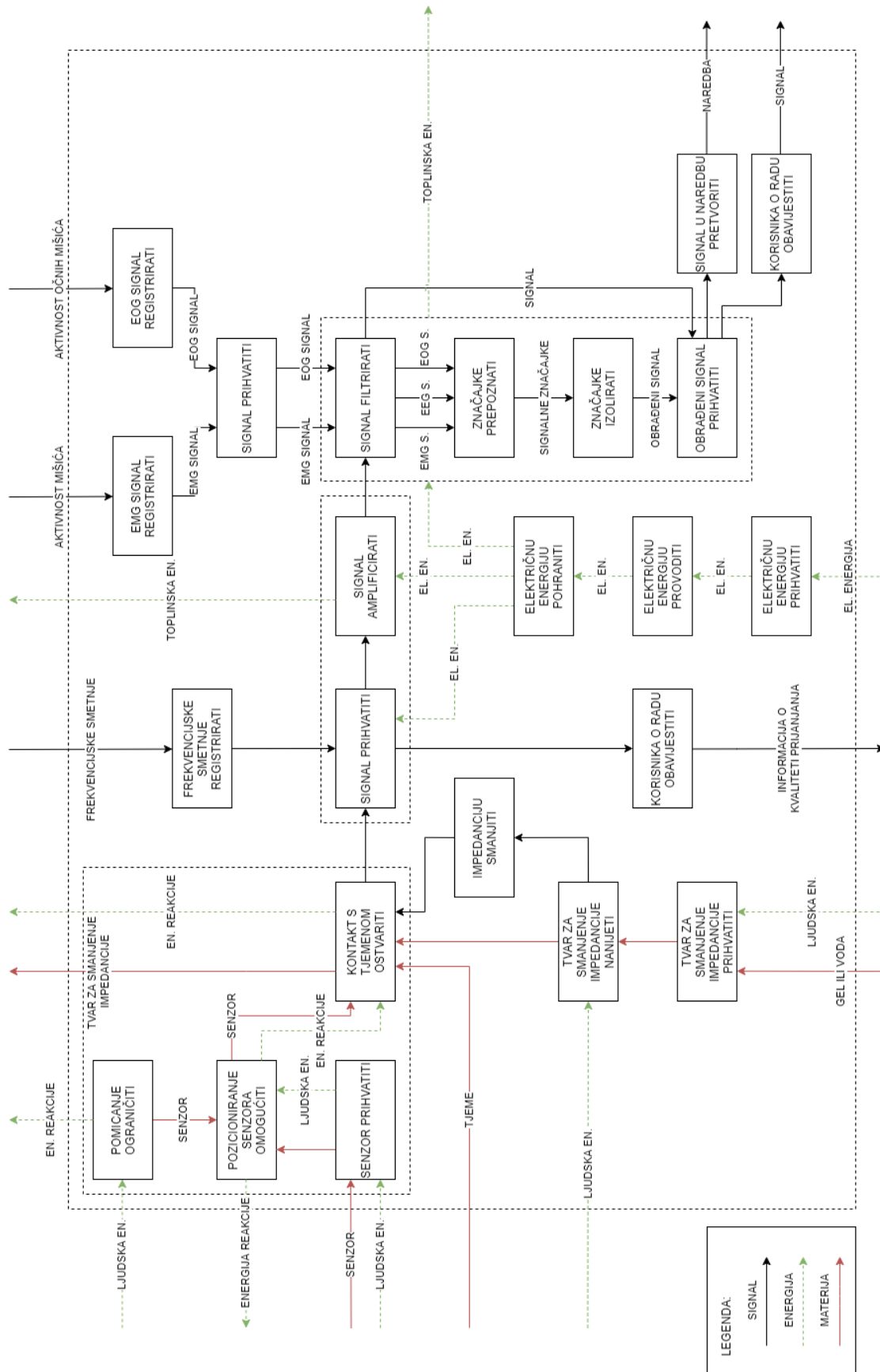
Na temelju funkcijske strukture (Slika 9.1) izdvojene su slijedeće glavne funkcije koje je potrebno unaprijediti s obzirom na postojeća rješenja, ili za koja je potrebno predložiti nestandardna rješenja:

- POZICIONIRANJE SENZORA OMOGUĆITI
- SENZOR PRIHVATITI
- KONTAKT S TJEMENOM OSTVARITI
- SIGNAL PRENOSITI
- IMPEDANCIJU SMANJITI

Dodatni konstrukcijski zahtjevi koji su prepoznati nakon odabira mokrih EEG elektroda uzrokuju da novi BCI sustav koji će koristiti unaprijeđeni senzor mora imati slijedeće karakteristike:

- Kompaktan i mobilan uređaj
- Proces detektiranja signala zasnovan na mokrim EEG elektrodama na bazi vode
- Hidratacija senzora mora biti jednostavna
- Senzor je nužno rehidratizirati čim manje tijekom dužeg perioda mjerenja
- Prihvat i pozicioniranje senzora mora biti ostvareno u minimalnom broju koraka (manje ili jednako 3)
- Dimenzije senzora moraju inherentno biti što manje

Nakon funkcijske strukture napravljen je model relacija (Slika 9.2) te je pomoću TRIZ metode riješena kontradikcija smanjenja impedancije uz povećanje prostorne rezolucije senzora.



Slika 9.1 Funkcijska struktura BCI sustava

9.1 Rješavanje kontradikcije - TRIZ metoda

Pomoću modela relacija, uočena je tehnička kontradikcija u rješavanju problema povećanja prostorne rezolucije EEG elektrode smanjenjem kontaktne površine a da se pritom impedancija smanji ili održi niskom. Što je kontaktna površina veća to je impedancija manja ponašajući se po zakonu otpora vodiča gdje je odnos između otpora (u ovom slučaju impedancije) obrnuto proporcionalan promjeru vodiča (u slučaju elektroda odnosi se na kontaktnu površinu elektroda s tjemenom). Smanjenje impedancije omogućava bolju kvalitetu signala i manji gubitak informaciju u procesu povodjenja od tjemena do samog senzora, dok smanjenje površine omogućava preciznije definiranje izvora signala odnosno povećanje rezolucije.

Impedanciju smanjiti: **GUBITAK INFORMACIJA** – unaprijediti (**parametar #24**)

Kontaktnu površinu: **POVRŠINU STACIONARNOG OBJEKTA** – zadržati (**parametar #6**)

Predložena rješenja su slijedeća:

#30 Korištenje fleksibilnih stijenki i tankih filmova

Prijevodom ovog rješenja u smislu konstrukcije elektrode značilo bi smanjenje visine 3. dimenzije elektrode odnosno njene debljine uz zadržavanje iste površine što sukladno zakonu otpora vodiča direktno uzrokuje smanjenje impedancije. Princip korištenja tankih stijenki za elektrode dokazano je djelotvoran na primjeru gel elektroda koje predstavljaju prihvaćeni standard glede mjerenja EEG signala.

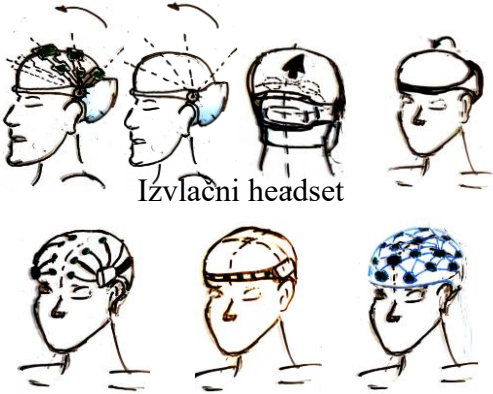
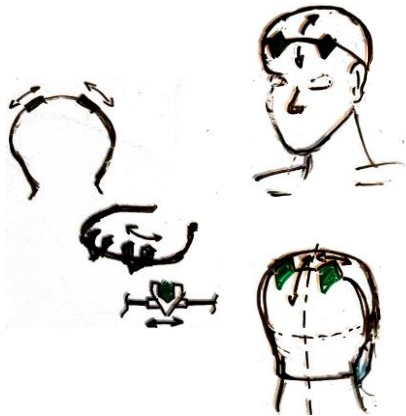
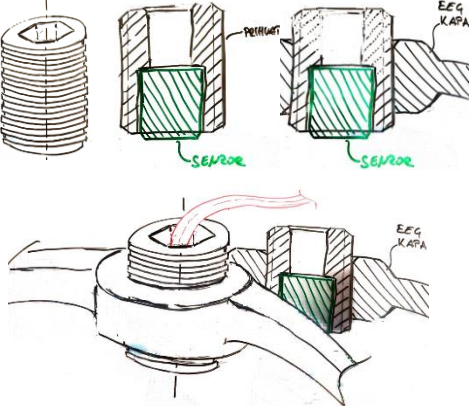

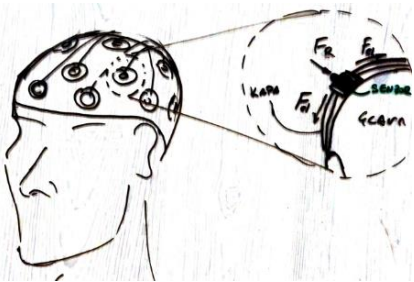

Fleksibilnost stijenke utječe na komfornost elektrode uz oblik skalpa čovjeka i u kombinaciji sa korištenjem fleksibilnog materijala može značajno doprinijeti udobnosti za korisnika. Nadalje fleksibilnost elektrode može omogućiti ostvarivanje reaktivne sile kojom se može napeti struktura koja osigurava pomicanje i kontakt elektrode sa skalpom.

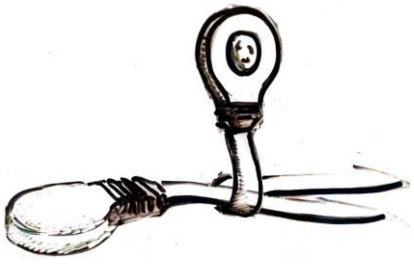
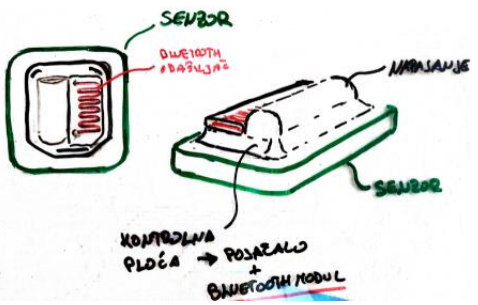
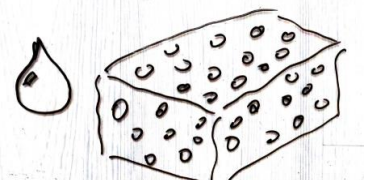
#16: Djelomična ili prekomjerna akcija – korištenje matrice ili rastera

Ovo rješenje se može dodatno proširiti po uzoru na suhe elektrode, gdje se kontaktna površina zadržala na način da su se na bazi elektrode ugradili članci manjih promjera koji omogućuju prolazak kose i ostvarivanje kontakta direktno na tjemenu čovjeka bez nečistoća i smetnji uzrokovanih kosom. Površina elektrode je ostala velika što je smanjilo impedanciju iako se visina elektrode povećala.

10 MORFOLOŠKA MATRICA

Tablica 10.1 Morfološka matrica

<p>Pozicioniranje senzora omogućiti</p>	 <p>Izvlačni headset</p> <p>Standardna EEG kapa i komercijalno dostupni EEG headset</p>	 <p>Individualno postavljanje samostojećih elektroda</p>
<p>Senzor prihvatiti</p>	 <p>Kućiče s navojem ili dosjedom na standardnu elastičnu EEG kapu</p>	 <p>Nestandardni prihvat – senzor ugrađen u headset ili odjevni predmet</p>
<p>Kontakt sa tjemenom ostvariti</p>	 <p>Pomoću standardne EEG kape kojom se osiguravaju potrebne pritisne sile na svakoj elektrodi</p>	 <p>Pomoću trake od elastične tkanine</p>

<p>Signal prenositi</p>	 <p>Standardnim žicama sa snap-in konektorima</p>	 <p>Prijenos putem bluetooth ili wifi modula</p>
<p>Impedanciju smanjiti</p>	 <p>Pomoću dodatnog sredstva poput vode, gela ili odabirom kontaktnog materijala veće provodljivosti</p>	<p>Povećanjem dodirne površine</p>

11 IZRADA KONCEPATA

Potrebno je koncipirati uređaj i provesti konstrukcijsku razradu senzora (elektrode) za bilježenje aktivnosti mozga do stupnja izrade konstrukcijskih prijedloga. Odabrana je elektroda za elektroencefalografsko mjerenje moždane aktivnosti uz detaljno obrazloženje i raspravu glede odabira u poglavlju **Error! Reference source not found..** Pregled tržišta trenutno dostupnih varijanti EEG elektroda prikazane su u poglavlju **Error! Reference source not found..**

Koncipirani proizvod mora biti lagan za prenošenje te prihvat i pozicioniranje elektroda mora biti jednostavno. Kreativni razvoj i inventivno rješenje usmjereno je tako da se unaprijedi način na koji je ostvareno prijanjanje elektroda uz tjeme, smanjenje impedancije sustava, ograničavanje pomicanja senzora, izolacija senzora od vanjskih artefakata.

Limit na kreativnost koji se javlja u razvoju je da udobnost senzora kod korisnika te na potencijalno narušavanje zdravlja ili nanošenje boli korisniku.

Primarno tržište kojemu je proizvod namijenjen je komercijalna uporaba BCI sučelja. Zato su osnovne karakteristike takve da se konstruira lagan, izdržljiv, samodostatan uređaj koji može biti jednostavno pozicioniran od strane korisnika bez vanjske pomoći. Nadalje mora biti osigurano jednostavno korištenje do takve razine da je laik u mogućnosti slijediti jednostavne upute kojima se osigurava pravilan rad uređaja.

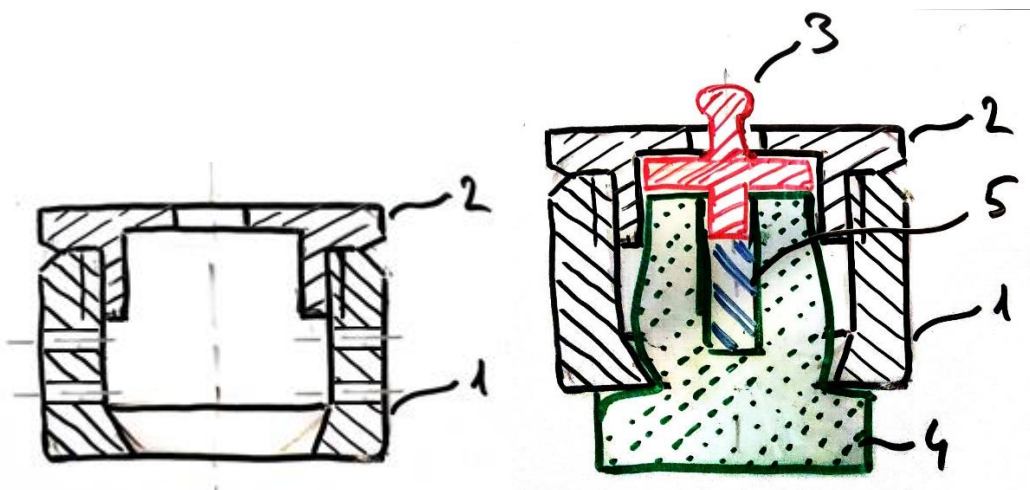
Javlja se stoga i limit veličine i težine uređaja kao i njegova kompleksnost glede zamjene ili popravljivanja dijelova.

11.1 Koncept 1

Prvi koncept osmišljen je u obliku pasivnog senzora temeljenog na elektroda tanke stijenke (3) od AgCl sa spužvom (4) prikazanog na slikama Slika 11.1 Slika 11.4. Ovu elektrodu potrebno je samo inicijalno navlažiti pomoću obične nedestilirane vode.

Prvi problem standardnih mokrih elektroda koji ovaj koncept rješava je njihova osjetljivost na pomicanje uzrokovana malom stabilnošću i malom površinom dodira sa tjemnom pacijenta.

Kako bi se povećala stabilnost elektroda a ujedno i smanjila impedancija uzrokovana malom dodirnom površinom standardnih elektroda u ovom konceptu je implementirana provodljiva spužva (4) koja je u direktnom kontaktu sa elektrodom od srebrenog klorida. Predložen materijal za spužvu je ESD PU pjena gustoće 30 kg/m^3 volumnog otpora $10^3 - 10^6 \Omega\text{cm}$. Dobra provodljivost, ali i svojstvo upijanja ovog materijala omogućava dulji period hidratacije elektrode što u konačnosti sprječava gubitak kvalitete signala. Kontaktna impedancija između same elektrode (3) i provodljive spužve (4) je po istraživanju dovoljno mala da osigurava dobar prijenos napona no potrebno je izvršiti testiranja koja bi potvrdila ovu tvrdnju.

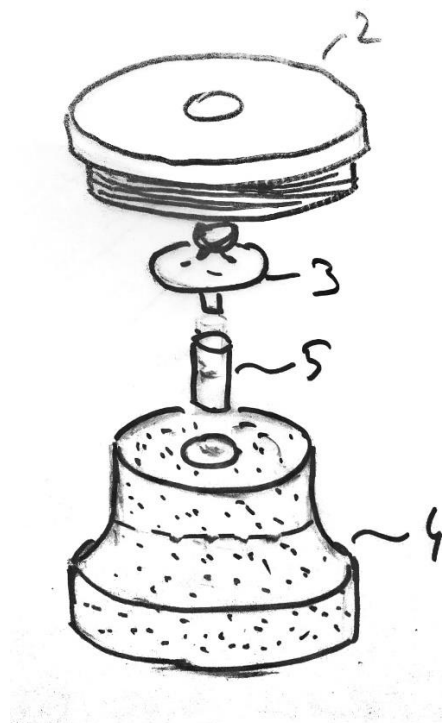


Slika 11.1 Presjek kućišta (lijevo) i senzora (desno) sa svim elementima koncepta 1

Element 5 naznačen na slikama odnosi se na kristale hidrogela ili kalcijevog karbonata (CaCO_3) inače korištenih za upijanje ili izvlačenje vlage iz prostora. Implementacijom ovog elementa u središte spužve (4) omogućava upijanje vlage iz prostora i sa vlasišta koja dodatno hidratizira senzor osiguravajući nužne uvjete za kvalitetnu provodljivost i smanjenu

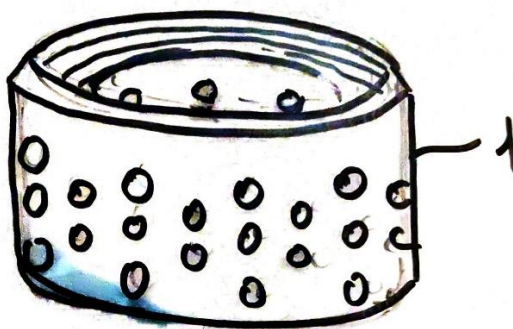
impedanciju na kontaktu tjemena i spužve kao i spužve i elektrode (3). Kako se ne bi samim kućištem (1) ograničilo upijanje vlage iz okolnog prostora elektrode, donji element kućišta (1) osmišljene su prolazne rupe u njegovoj stijenici kao što je prikazano na Slika 11.3.

Ukoliko se za element 5 koriste kristali kalcijevog karbonata (CaCO_3) prilikom dodavanja vode na senzor isti se postepeno (ali dovoljno sporo zbog male količine vode) otapa te otopina vode i CaCO_3 povećava provodljivost elektrode. Kako bi se osiguralo od potencijalnog otpora provođenja struje na spoju elektrode (3) i elementa 5 80% površine elektrode nalazi se u kontaktu sa spužvom što se može vidjeti na Slika 11.1.



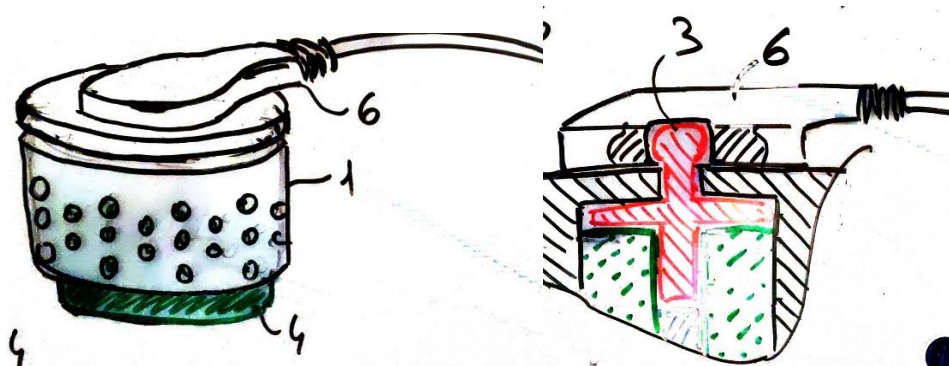
Slika 11.2 Ekspandirani prikaz koncepta senzora 1

Vanjska konstrukcija ovog koncepta sačinjena je od dva osnovna elementa 1 i 2 međusobno spojenih navojem po principu posude i poklopca. Element 1 kućišta svojim oblikom zadržava spužvu na mjestu te ju osigurava od pomicanja i ispadanja prema dolje te kao što je ranije opisano zahvaljujući malim prolaznim rupama dopušta prolazak vlage. Navoj elementa 1 i 2 je samokočan te se time sprječava odvajanje ova dva elementa pod utjecajem reakcijskih sila nastalih deformacijom spužve.



Slika 11.3 Prikaz rupičaste strukture donjeg dijela kućišta senzora

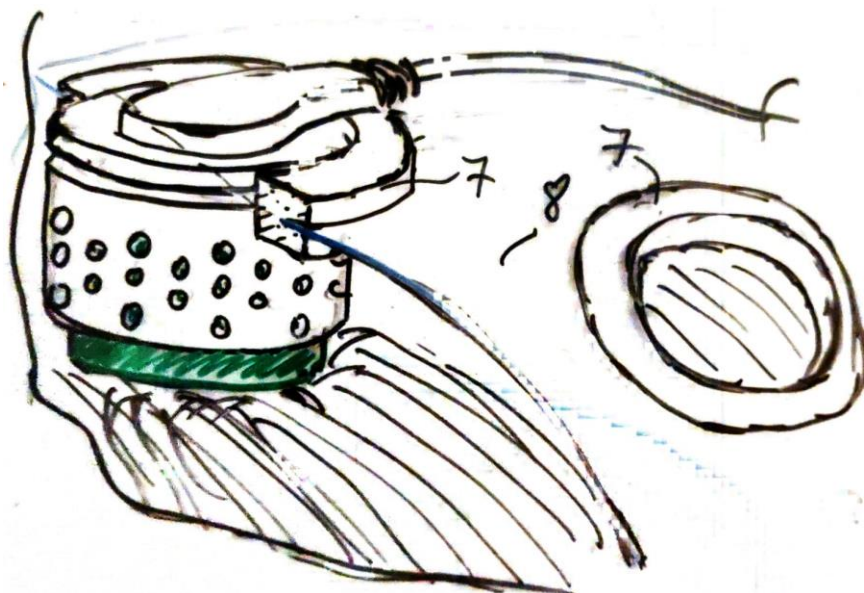
Za kontaktnu elektrodu od srebrovog klorida (3) predlaže se uporaba standardnih kontaktnih elektroda inače korištenih za primjenu uz gel ili suhe elektrode koje imaju pin (gornji dio okruglastog oblika) koji je kompatibilan sa standardnim tzv. snap-in konektorskim kablovima za EEG elektrode (Slika 11.4). Na Slika 11.1 je prikazan nestandardni oblik elektrode koji u sredini ima malu perturziju odnosno zatic koji naliježe unutar spužve i svojim oblikom sprječava pomicanje elementa 5 unutar cijelog senzora. Ovakav dizajn otežava proizvodnju i može se unaprijediti ranije navedenim korištenjem standardnih kontaktnih elektroda.



Slika 11.4 Prikaz spajanja standardnog snap-in kabela za EEG elektrode sa elektrodom

Kontakt cijele elektrode predložene u ovom konceptu s tjemenom omogućeno je korištenjem standardne EEG kape. EEG kapa postoji radi stvaranja pritisnih sila koje drže senzore na mjesto te osiguravaju konstantan kontakt između tjemena i senzora. EEG kape se sastoje od otvora najčešće obloženih plastičnim torusom koji omogućuju jednostavno umetanje elektroda koja se osiguravaju od pomicanja trenjem i ulegnućima na kućištu senzora kao što je prikazano na Slika 11.5. Drugi način na koji se ovaj koncept može koristiti sa standardnim EEG kapama jest preko standardnog „snap-in“ konektora, gdje se elastična stijenka kape postavi na površinu elementa

2 te se perturzija elektrode 3 provuče kroz predviđenu rupu te spajanjem konektora s elektrodom ista je osigurana od ispadanja.



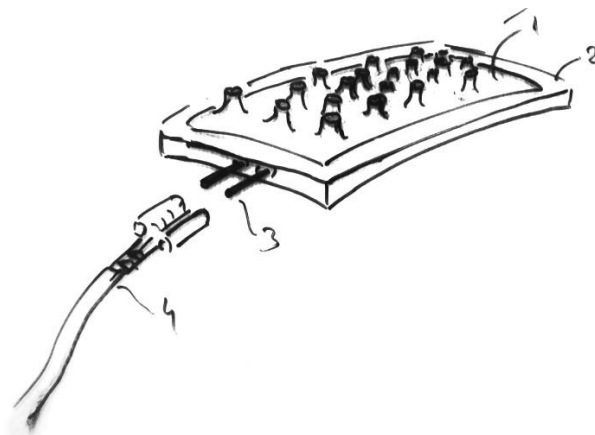
Slika 11.5 Prikaz ostvarenog kontakta elektrode sa tjemenom pomoću EEG kape na jedan od načina na koji se senzor može ugraditi u standardne EEG kape

Korištenje spužve (4) za razliku od standardnog dizajna EEG elektroda na bazi vode omogućava deformaciju elektrode i te ukoliko dođe do pomicanja EEG kape spužva će se deformirati pomicanjem cjelokupnog kućišta elektrode dok će se pomaci ublažiti te će kontakt između spužve i tjemena ostati. Naravno navedeno je moguće samo u slučaju relativno malih pomaka, no uzimajući u obzir da EEG mjerenja pa tako i uporaba EEG-a je predviđena uz pretežito mirovanje ili minimalno kretanje predloženo rješenje se smatra adekvatnim za apsorpciju malih pomaka.

Temeljni nedostatak ovog rješenja je manja prostorna rezolucija na štetu stabilnosti elektrode (zaštiti od artefakata uzrokovanih pomicanjem elektrode) i smanjenju impedancije. Stoga je predviđena rezolucija elektroda predloženih u ovom konceptu približno jednaka rezoluciji standardnih gel elektroda.

11.2 Koncept 2

Koncept 2 razrađen je oko ideje izrade savitljive elektrode koja se može u potpunosti prilagoditi antropomorfskim karakteristikama korisnika i time značajno unaprijediti udobnost i olakšati korištenje.



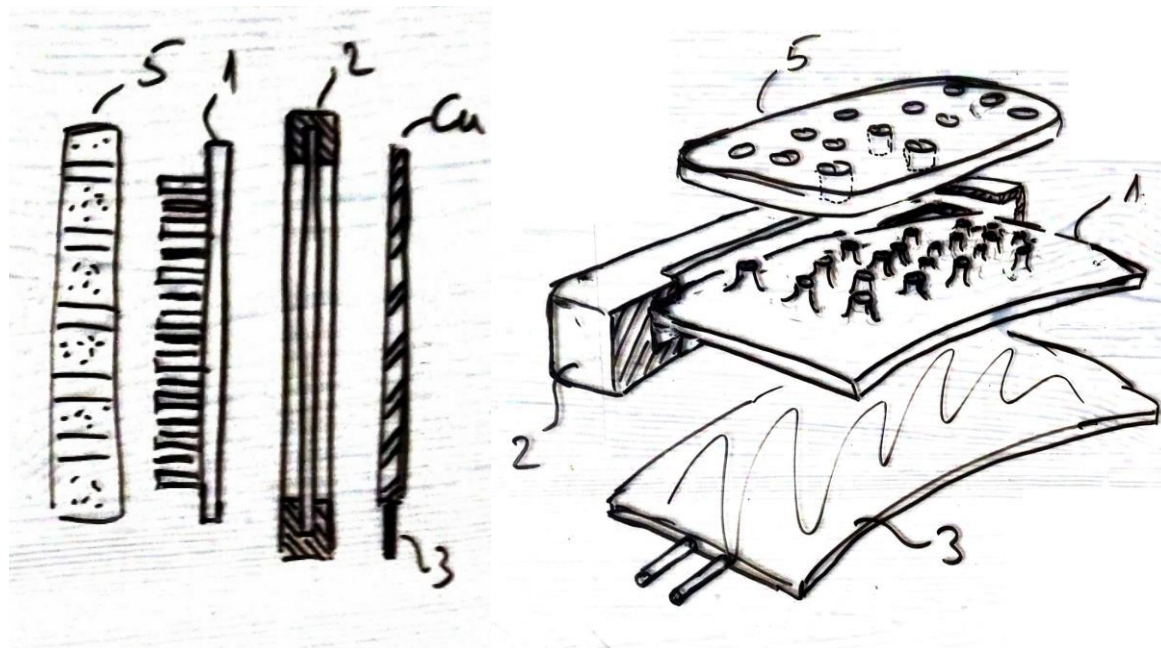
Slika 11.6 Prikaz koncepta 2

Ovaj koncept se sastoji od 3 odnosno 4 komponente koje su međusobno u interakciji. Prvi i osnovni element je element 1, točnije element od ekstrudiranog higroskopskog hidrogela. Ova komponenta je u stalnom kontaktu sa tjemenom pacijenta te higroskopska svojstva hidrogela od kojeg je izrađena omogućava održavanje konstantne hidratacije elektrode što produžava vrijeme korištenja. Istraživanja su pokazala izuzetno dobra svojstva provođenja signala niskih napona poput elektroencefalografskog signala [114]. Stoga ovaj koncept može koristiti samo element 1 za kontakt sa tjemenom, ili isti može biti ostvaren u kombinaciji sa spužvastim polimernim materijalom (element5) koji dodatno zadržava vlagu koja u konačnici smanjuje impedanciju. Izgled komponente 1 nije slučajna, već kontakti izdanci svojom deformacijom osiguravaju bolje, i čvršći prihvat elektrode uz tjeme korisnika i smanjuju mogućnost pomicanja istoga.



Slika 11.7 Prikaz savijanja koncepta 2 za kut α u oba smjera

Signal se sa hidrogelnog elementa 1 prenosi putem direktnog kontakta na elektrodu izrađenu od provodljivog i savitljivog metala (npr. bakrena pločica) (3) koji dalje signal prenosi putem kabela do amplifikatora signala. Kontakt između elemenata 1 i 3 osiguran je pomoću kućišta od elastomera koji zbog manjih dimenzija (konkretno tanjeg utora) osigurava elemente 1 i 2 od razdvajanja te ih drži u konstantnom kontaktu unatoč savijanjima.



Slika 11.8 Prikaz svih elemenata savitljivog senzora predloženog konceptom 2

Prijedlog izrade kućišta (element 2) od elastomera osim osiguravanja komponenti cjelokupnog senzora od razdvajanja pruža zaštitu od potencijalnih vibracija prilikom korištenja koje mogu naštetiti signalu. Ukoliko se samo kućište prilagodi oblikom, gdje se isto prilikom izrade može napraviti ekscesom materijala sa strana, omogućuje se jednostavna ugradnja ovih senzora u odjevne predmete poput kapa ili sportskih traka za glavu odnosno znojne trake.

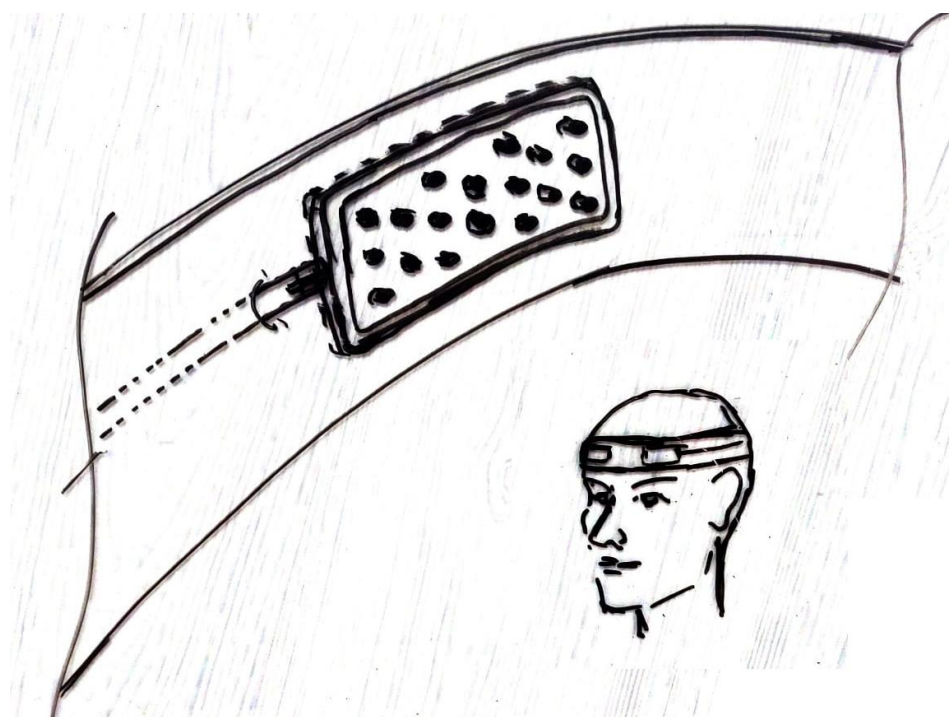
Zbog velike površine elektrode predviđena kontaktna impedancija sa tjemenom je znatno manja od one u komercijalno dostupnim elektrodama na bazi vode. Međutim, veća dimenzija uzrokuje inherentno smanjenje prostorne rezolucije samog senzora.

Sam dizajn ovog koncepta aludira na primjenu istoga u situacijama kada rezolucija ne predstavlja ključan faktor u analizi signala. Ovaj kompromis nužno ne kompromitira performanse ovog senzora.

Optimalna primjena ovako koncipiranog EEG senzora je za potrebe neurofeedbacka u sportskim okruženjima gdje je uporaba elemenata poput znojne trake stalna pojava, te njegov dizajn neće inducirati averziju ili glomaznost korištenja ovakve vrste pasivnog senzora.

Sama konstrukcija je dosta niskog profila, odnosno debljina cjelokupne predložene elektrode je predviđena da bude manja od 5 mm što olakšava korištenje ovog senzora.

Način na koji se održava kontakt sa tjemenom korisnika je, kao što je ranije navedeno, ugradnjom senzora u trake od elastičnog materijala, umetanje istog ispod odjevnih predmeta, odnosno kapa, a korištenje je omogućeno i pomoću standardnih EEG kapa iako to inicijalno nije predviđeno zbog konektora kojim je senzor priključen na provodljivi kabel za prijenos signala do pojačala i ostatka BCI sustava.



Slika 11.9 Prikaz inkorporiranja senzora u znojnu traku kao jednog od načina omogućavanja kontakta senzora sa tjemenom korisnika

Odabrana je pasivna konfiguracija senzora, što znači da je omogućena čim veća fleksibilnost uređaja jer konstrukcija nije ograničena PCB pločicama sa modulima za bežičan prijenos signala i pojačalima te mikro-kontrolerom za predobradu signala..

12 EVALUACIJA I ODABIR KONCEPATA

Radi evaluacije predloženih koncepata potrebno je definirati na tržištu konkurentno rješenje s kojim će oba koncepta biti uspoređena. Nakon prikaza karakteristika komercijalno dostupnog senzora potrebno je definirati kriterije po kojima će se vršiti vrednovanje koncepata.

Kao referentan komercijalni proizvod odabrane su BIOPAC MOBITA H₂O elektrode (



Slika 12.1 Prikaz Biopac elektroda [115]

Biopac mokre elektrode na bazi vode koriste zamjenjive trake određene gustoće koje korisnik mora prije uporabe zamotati i umetnuti u kućište elektrode te cjelokupan senzor prije korištenja namočiti u posudi s vodom nekoliko minuta.

Kriteriji za evaluaciju koncepata su slijedeći:

- 1. Prostorna rezolucija**
- 2. Stabilnost (osjetljivost na pomicanje)**
- 3. Vrijeme pripreme elektroda za korištenje**
- 4. Maksimalno vrijeme korištenja**
- 5. Udobnost**
- 6. Mogućnost upotrebe**
- 7. Jednostavnost pozicioniranja (Samostalno postavljanje)**

Evaluacija je strukturirana na način da se svaki koncept zasebno uspoređuje sa referentnim proizvodom po definiranoj gradaciji od -3 do +3:

- 3** Funkcionalnost ne postoji te značajno utječe na konkurentnost predloženog rješenja
- 2** Funkcionalnost ne postoji no značajno ne utječe na konkurentnost predloženog rješenja
- 1** Funkcionalnost postoji no njena izvedba je značajno lošija
- 0** Funkcija je ostvarena ili na jednak način, ili osigurava jednaku kvalitetu izvedbe
- +1** Funkcija je bolja od izvedbe ostvarene u referentnom rješenju
- +2** Funkcija je ili značajnije bolja od postojeće ili ista ne postoji u referentnom rješenju
- +3** Razlika u izvedbi funkcije je toliko velika da u potpunosti deklasira proizvod

Tablica 12.1 Evaluacija koncepata u odnosu na referentne Biopac elektrode na bazi vode

KRITERIJ OCJENJIVANJA	TEŽINSKI FAKTOR	BIOPAC H ₂ O	KOCEPT #1		KONCEPT #2	
			OCJENA	POND. OCJENA	OCJENA	POND. OCJENA
1. PROSTORNA REZOLUCIJA	15%	0	0	0	-1	-0,15
2. STABILNOST	25%	0	+1	0,25	+3	0,75
3. VRIJEME PRIPREME	15%	0	+1	0,15	+2	0,3
4. MAX. VRIJEME KORIŠTENJA	25%	0	+3	0,75	+3	0,75
5. UDOBNOST	10%	0	+1	0,1	+2	0,2
6. MOGUĆNOST PRIMJENE	5%	0	+2	0,1	+3	0,15
7. SAMOSTALNO POSTAVLJNJE	5%	0	+2	0,1	+3	0,15
UKUPNA OCJENA		0	1,45		2,15	
RANG		REF.	2.		1.	

Osim klasičnog načina ocjenjivanja koncepata po usporedbi na referentni uređaj, svakom od kriterija dodijeljen je težinski faktor kojim se naglašava važnost kriterija. Sveukupna ponderirana ocjena formirana nakon zbrajanja ocjena svakog kriterija sa dodanim težinskim faktorom ukazuje da je koncept 2 bolji, odnosno značajnije unaprjeđenje u odnosu na referentni uređaj. Ako se usporede koncept 1 i 2 po svakom kriteriju, vidi se da koncept dva ima veću ocjenu u svim osim 1. kriteriju, prostornoj razlučivosti. Po tom kriteriju koncept dva je lošiji i u odnosu na referentno rješenje.

Pod prostornom razlučivošću smatra se mogućnost elektrode da registrira određeno područje mozga iznad kojeg se nalazi. Inherentna mana EEG-a je loša prostorna razlučivost zbog samog položaja elektroda koje se nalaze na površini skalpa te signal koji je nastao u određenom dijelu korteksa se postepeno propagira kroz slojeve te je konačni signal značajnije slabi i teže je definirati iz kojeg je dijela mozga nastao. Na prostornu razlučivost direktno utječe kontaktna površina elektrode. Što je površina elektrode veća, to je veće područje koje senzor pokriva i time je omogućeno prihvaćanje više signala, no teže je odrediti točan izvor signala.

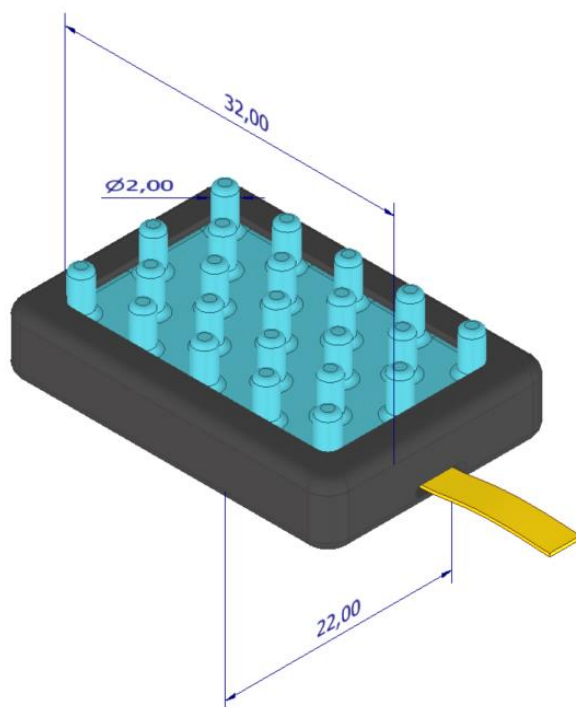
Ako se usporede kontaktna površina referentnih BIOPAC elektroda i predviđena kontaktna površina elektrode koncepta 1 one su relativno slične. Dok koncept dva ima predviđeno veću površinu kako bi se osigurao bolji kontakt sa skalpom i osigurala manja impedancija i veća udobnost elektrode.

Nužno je razmotriti pretpostavku hoće li lošija prostorna razlučivost u odnosu na referentno tržišno rješenje biti značajan utjecajni faktor na samu tržišnu konkurentnost predloženog koncepta 2 (u daljnjem tekstu koncept).

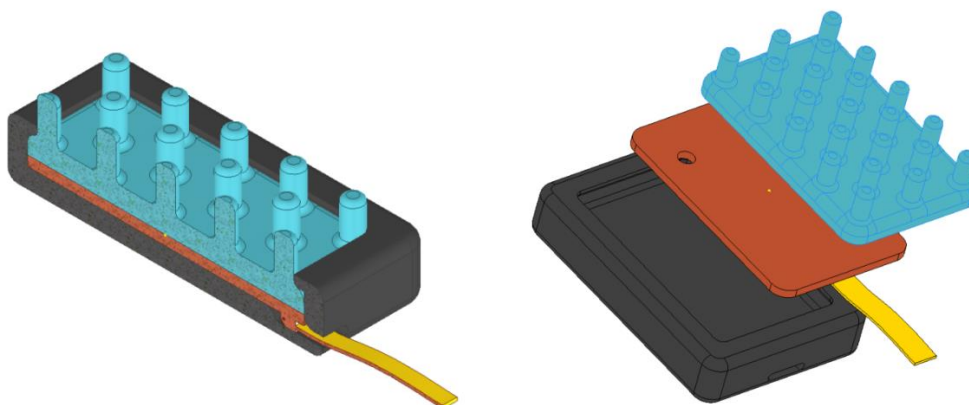
Jedni od glavnih nedostataka Biopac elektroda su dugi period pripreme, vrijeme trajanja mjerenja, udobnost i cjelokupna upotrebljivost elektroda. Koncept drastično unaprjeđuje svaku od tih karakteristika te pruža novi scenarij primjene mokrih elektroda. Elektrode koncepta su profilom tanje, iako imaju veću površinu te su savitljive što drastično unaprjeđuje udobnost u vidu prilagodbe antropomorfskim karakteristikama korisnika. Druga inherentna prednost ovih

značajki je ta što se senzor lako može inkorporirati u odjevne predmete, ili staviti ispod njih bez značajnog smetanja korisnika uređaja sa predloženim elektrodama.

Na temelju navedenoga može se zaključiti da iako je koncept lošiji u segmentu prostorne razlučivosti on je po svojim karakteristikama značajnije bolji te ukoliko se pokuša unaprijediti taj parametar neće se značajno doprinijeti poboljšanju konstrukcijskog prijedloga. 3D model predloženog rješenja izrađen je u CAD paketu Autodesk Inventor 2020 te je prikazan na slikama 12.2 do 12.5.



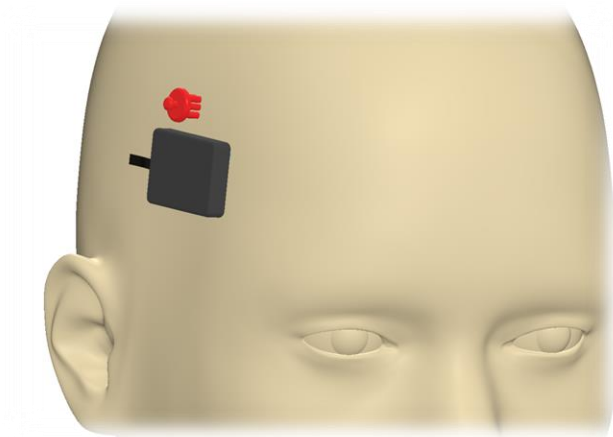
Slika 12.2 Izometrijski prikaz koncepta 2



Slika 12.3 Presjek i ekspanzirani prikaz predložene elektrode



Slika 12.4 Prikaz elektrode K2 na modelu glave



Slika 12.5 Usporedba K2 elektrode i modela SAHARA suhe EEG elektrode

13 PRIJEDLOG UNAPRIJEĐENJA SENZORA

Na temelju pregleda literature zlatnim standardom senzora za elektroencefalografiju predstavljaju gel elektrode, kao što je objašnjeno detaljnije u prethodnim poglavljima. Oni se koriste od začetka ove metode bilježenja aktivnosti mozga no u komercijalne svrhe gel elektrode se ne mogu koristiti. Stoga se postavila potreba za pronalaskom idućeg senzora koji će zadovoljiti konstrukcijske i funkcionalne zahtjeve da svojim karakteristikama bude što bliže ili u konačnici bolji od gel elektroda.

Mokre elektrode postavile su se 2010.-ih kao obećavajuće rješenje koje u potpunosti zamjenjuje upotrebu gela kao sredstva za smanjenje impedancije uz zadržavanje 75-80 % kvalitete signala. No ovo unaprjeđenje je imalo svoje nedostatke: povećane dimenzija senzora, nužnost EEG kape za upotrebu elektroda, te najveći nedostatak, povećanu osjetljivost na pomake.

Kako bi se osigurao senzor od pomaka, odnosno smanjio utjecaj pomaka elektrode na poremećaj u registriranom signala predlaže se pasivna elektroda nižeg profila s kontaktnom površinom od hidrogela s izdancima.

Pasivna elektroda

Predlaže se konstrukcija elektrode u obliku pasivne elektrode uvjetuje bolje savijanje odnosno prilagodljivost elektrode obliku glave korisnika za razliku od aktivnih elektroda. To za posljedicu ima korištenje jačeg pojačala i povećanje broja komponenti u ostalom djelu sustava (npr. kućištu).

Promjena oblika

Promjena oblika omogućava smanjenje visine elektrode i povećanje sveukupne kontaktne površine. Nižim profilom elektrode su manje podložne slučajnom pomicanju prilikom korištenja te se lakše inkorporiraju u odjevne predmete. Veća kontaktna površina smanjuje kontaktnu impedanciju. Izdancima prikazanim u konceptu 2 nastoji se smanjiti utjecaj pomaka elektrode neregistrirani signal, gdje unatoč malim pomacima kontakt i dalje ostaje na istim dodirnim točkama što je osigurano deformacijom izdanaka, te se osigurava bolji kontakt i na području skalpa s kosom.

Materijal

Predloženi materijal za korištenje je hidrogel. U istraživanjima [114] je pokazano kako hidrogel ima jako dobra svojstva provodljivosti i smanjenja impedancije te je jedan od trenutno istraživanih materijala za upotrebu u svrhu EEG elektroda za BCI.

Podatljivost senzora

Značajna prednost predloženog senzora u odnosu na tržište je njegova komfornost i deformabilnost. Ove karakteristike omogućuju jednostavnu prilagodbu senzora svakom korisniku individualno. Ono može biti ugrađeno u odjevne predmete te je za ostvarivanje kontakta dostatno osigurati kontakt vrha izdanaka i skalpa. Udobnost cjelokupnog komercijalnog BCI sustava primarno ovisi o senzoru. Ukoliko je ono prilagodljivo i deformabilno korisnik će imati bolje iskustvo prilikom korištenja te će biti moguća dulja uporaba sustava. Stoga konstrukcija senzora mora biti takva da omogućuje deformiranje senzora bez kompromitiranja konstrukcijske stabilnosti i ostalih parametara.

14 ZAKLJUČAK

Najviši dio središnjega živčanog sustava čovjeka je mozak. On je sjedište inteligencije i pamćenja te usklađuje živčanu aktivnost cijeloga tijela. Mozak prima informacije iz osjetnih organa, obrađuje ih i šalje upute izvršnim organima (npr. mišićima, žlijezdama). Svaka nerefleksna, voljna uputa započinje malim električnim impulsom, akcijskim potencijalom neurona u korteksu. Sučeljem mozak-računalo ili BCI, moguće je registrirati tu električnu aktivnost neurona te ju prevesti u uputu računalu ili drugom uređaju van ljudskog organizma. Time je omogućena interakcija čovjeka sa okolinom bez upravljanja izvršnim organima.

Princip rada BCI sučelja objašnjen je kroz osnovne elemente sustava: senzor, dekođer i aktuator. Senzorom se bilježi aktivnost mozga koja može biti aktivirana određenim podražajima te po tome razlikujemo. osjetilnim podražajem uzrokovane potencijale, događajem uzrokovanu (de)sinkronizaciju, spori kortikalni ritam i senzormotorni ritam.

Zabilježena moždana aktivnost se kategorizira kao značajka koju je potrebno izolirati od ostalih registriranih smetnji poput aktivnosti okolnih mišića, pokreta korisnika i frekvencijskih smetnji. Izolacija značajki odnosno obrada signala odrađuje se pomoću dekodera (npr. računalo). U radu su opisane najzastupljenije metode obrade signala te je objašnjen osnovni princip rada svake od obrađenih metoda.

Obrađeni signal se potom pretvara u naredbu vanjskom uređaju (aktuatoru) koji može biti računalo, egzoskelet, VR naočale i drugi. BCI tehnologija se od svojih početaka koristi kako bi povećala kvalitetu života ljudi sa određenom razinom invalidnosti, dok se u protekla dva desetljeća inačice BCI tehnologije koriste kao dio režima treninga profesionalnih sportaša, u virtualnoj stvarnosti te kao uređaji za pomoć pri meditaciji i spavanju.

Mogućnosti ove tehnologije i njene primjene su naizgled neograničene, Ali kako bi ova tehnologija dostigla svoj puni potencijal potrebno je riješiti određene izazove i ograničenja BCI tehnologije. Mala brzina prijenosa podataka, točnost prepoznavanja i interpretiranja moždanih signala za postizanje asinkronog sustava te tehnološki nedostaci samo su neki od ograničenja

koja se implementacijom strojnog učenja i unaprjeđenjem elemenata za obradu podataka nastoje riješiti.

Za unaprjeđenje ove tehnologije je prepoznat senzor kojim se registriraju moždani signali te je on ujedno i predmet istraživanja ovog diplomskog rada. Senzor BCI sustava ključan je element koji diktira koje je signale moguće detektirati te prostornu i vremensku rezoluciju mjerenja aktivnosti mozga.

Provedena je analiza tržišta te su prikazane najznačajnije odlike, prednosti i nedostaci metoda bilježenja aktivnosti mozga korištenih za BCI sustave. Metode su međusobno uspoređene s obzirom na invazivnost, prostornu i vremensku razlučivost senzora, te njegovom dometu. Ujedno su razmotreni i faktori održavanja, prenosivosti te potrebni zahvati prije korištenja.

Na temelju definiranih zahtjeva i prepoznatog smjera napredovanja tehnologije iz obrađene literature za daljnje razmatranje i unaprjeđenje istražiti će se elektroencefalografski (EEG) senzori kao BCI senzor bilježenja aktivnosti mozga.

Kroz analizu vrsta EEG elektroda, zaključuje se da mokre elektrode na bazi vode imaju veliki potencijal za unaprjeđenje. Ova vrsta elektrode zadržava 80% kvalitete signala gel elektroda koje se smatraju najvišim standardom, uz izostajanje nedostataka uzrokovanih uporabom gela.

Formiranjem funkcijske dekompozicije i modela relacija uočena je tehnička kontradikcija u rješavanju problema povećanja prostorne rezolucije EEG elektrode smanjenjem kontaktne površine a da se pritom impedancija smanji ili održi niskom. Rješenje kontradikcije formulirano je pomoću TRIZ metodologije, kojom su definirana moguća rješenja: korištenje izdanaka manjih promjera te korištenjem fleksibilnih stijenki.

Kroz konstrukcijsku razradu predložena su dva koncepta u poglavlju jedanaest, kojima se nastoje riješiti prethodno definirana ograničenja senzora za BCI i nedostatke EEG elektroda na bazi vode:

- Stabilnost i osjetljivost na pomicanje
- Kratak period hidratacije
- Prenosivost
- Ergonomska prilagodljivost korisniku
- Upotrebljivost

Predlaže se senzor pasivnog tipa što omogućuje veću fleksibilnost konstrukcije i zadovoljenje drugih konstrukcijskih zahtjeva. Nadalje konceptom #2 predložen je senzor izrađen sa ekstrudiranim hidrogelnim kontaktnim materijalom kojim se nastoji osigurati konstantnu hidrataciju elektrode i u konačnosti smanjiti impedanciju. Specifičnim oblikom sa kontaktnim izdancima i većom kontaktnom površinom za razliku od referentnog rješenja nastoji se povećati stabilnost i umanjiti osjetljivost na pomake.

Predloženim rješenjem u ovom radu ostvaruje se veća udobnost i bolje prijanjanje senzora na skalp korisnika neovisno o kosi. Fleksibilnost konstrukcije omogućuje konformnost senzora pacijentu, a smanjena kompleksnost elektrode olakšava održavanje i zamjenu senzora te se skraćuje vremenski period pripreme prije korištenja.

Analizom tržišta zaključuje se da bi predložen senzor bio značajan napredak u odnosu na komercijalno dostupne EEG elektrode. Oblik i dimenzije senzora omogućuju njegovo lako implementiranje u odjevne predmete (npr. sportske trake ili kape), čime se povećava upotrebljivost.

Za komercijalizaciju BCI sustava teži se udobnim, nezamjetnim prenosivim uređajima za koje je nužan jednostavan, efikasan i prilagodljiv senzor koji će zadovoljiti svim konstrukcijskim zahtjevima. Stoga se zaključuje da u ovom radu predloženi senzor zadovoljava svim postavljenim zahtjevima te konkurira trenutno dostupnim rješenjima, unatoč nezamjetno

smanjenoj prostornoj razlučivosti, koja se može značajno unaprijediti isključivo formuliranjem drugačije metode bilježenja moždanih signala.

Ovim diplomskim radom prikazano je trenutno stanje BCI tehnologije. Definirani su svi fiziološki, konstrukcijski i funkcijski zahtjevi neophodni za iskorištavanje potencijala ove tehnologije. Slijedeća stepenica u razvoju je postizanje prenosivog sustava prilagodljivog svakom korisniku i osiguravanje jednostavne implementacije u postojeće sustave interakcije čovjeka sa tehnologijom. Identificirana je potreba da tehnologija bilježenja moždane aktivnosti bude neinvazivnog tipa unatoč ograničenoj prostornoj razlučivosti i kvaliteti signala u odnosu na invazivne metode. Naime, invazivne metode zbog svoje prirode zahtijevaju implantaciju senzora kirurškim zahvatom što inhibira široku primjenu BCI tehnologije.

Stoga je predložen koncept kao prijedlog smjera razvoja, kojim se osigurava jednostavno korištenje, prilagodljivost antropomorfskim karakteristikama svakog korisnika i potencijalno neograničeno vrijeme trajanja mjerenja.

Iz opsežne analize koja je provedena u ovom radu uočeni su brojni izazovi. Kao jedan od budućih koraka može se očekivati i unaprjeđivanje elektroda koje su bile predmet ovog rada. Također sva ostvarena poboljšanja elektroda i ostalih utjecajnih parametara uporabe BCI sustava, očekivan je daljnji doprinos razvoju ovih sustava. Predloženim i ostalim mogućim inkrementalnim unaprjeđenjima šire se i otvaraju novi oblici i načini primjene ove tehnologije.

15 LITERATURA

- [1] “Data Acquisition, Loggers, Amplifiers, Transducers, Electrodes | BIOPAC.” [Online]. Web stranica: <https://www.biopac.com/>. [07-Jun-2020].
- [2] N. Konopinski-Klein, “Der menschliche Körper Anatomija čovjeka,” in *Kroatisch - Deutsch für die Pflege zu Hause*, Springer Berlin Heidelberg, 2017, pp. 59–64.
- [3] Wikipedia, “Central Nervous System” 14.02.2020. [Online]. Web stranica: https://en.wikipedia.org/wiki/Central_nervous_system.
- [4] “mozak | Hrvatska enciklopedija.” [Online]. Web stranica: <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=42173>. [07-Apr-2020].
- [5] “Getting our head around the brain - Curious.” [Online]. Web stranica: <https://www.science.org.au/curious/people-medicine/brain>. [07-Apr-2020].
- [6] J. J. Schultz, *Human body systems*, vol. 17, no. 5. 2005.
- [7] “Overview of neuron structure and function (article) | Khan Academy,” 20-Mar-2020. [Online]. Web stranica: <https://www.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/overview-of-neuron-structure-and-function>. [20-Mar-2020].
- [8] I. Chen and F. Lui, *Neuroanatomy, Neuron Action Potential*. StatPearls Publishing, 2019.
- [9] “Neuron action potentials: The creation of a brain signal (article) | Khan Academy.” [Online]. Web stranica: <https://www.khanacademy.org/test-prep/mcat/organ-systems/neuron-membrane-potentials/a/neuron-action-potentials-the-creation-of-a-brain-signal>. [08-Apr-2020].
- [10] S. Briefs and I. N. Applied, *Real-Time BCI System Design to Control Arduino Based Speed Controllable Robot Using EEG* SpringerBriefs in Applied Sciences. 2018.
- [11] I. Arafat, “Brain – Computer Interface : Past , Present & Future,” *Int. Islam. Univ. Chittagong (IIUC), Chittagong, Bangladesh*, pp. 1–6, 2013.
- [12] W. O. Tatum, A. M. Husain, and S. R. Benbadis, *Handbook of EEG Interpretation*. Demos Medical Publishing, 2008.
- [13] C. S. Lessard, *Signal Processing of Random Physiological Signals*, vol. 1, no. 1. 2006.
- [14] H. U. Amin *et al.*, “Feature extraction and classification for EEG signals using wavelet

- transform and machine learning techniques,” *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 38, no. 1, pp. 139–149, Mar. 2015.
- [15] H. Amin and A. S. Malik, “Human memory retention and recall processes: A review of EEG and fMRI studies,” *Neurosciences*, vol. 18, no. 4, pp. 330–334, 2013.
- [16] A. M. Tuladhar, N. Ter Huurne, J. M. Schoffelen, E. Maris, R. Oostenveld, and O. Jensen, “Parieto-occipital sources account for the increase in alpha activity with working memory load,” *Hum. Brain Mapp.*, vol. 28, no. 8, pp. 785–792, Aug. 2007.
- [17] T. H. Grandy, M. Werkle-Bergner, C. Chicherio, M. Lövdén, F. Schmiedek, and U. Lindenberger, “Individual alpha peak frequency is related to latent factors of general cognitive abilities,” *Neuroimage*, vol. 79, pp. 10–18, Oct. 2013.
- [18] M. Gola, M. Magnuski, I. Szumska, and A. Wróbel, “EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 89, no. 3, pp. 334–341, Sep. 2013.
- [19] S. Siuly, Y. Li, and Y. Zhang, *Health Information Science EEG Signal Analysis and Classification Techniques and Applications*. .
- [20] O. Jensen, J. Kaiser, and J. P. Lachaux, “Human gamma-frequency oscillations associated with attention and memory,” *Trends in Neurosciences*, vol. 30, no. 7, pp. 317–324, Jul-2007.
- [21] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, “Brain-computer interfaces for communication and control,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.
- [22] D. Looney, P. Kidmose, and D. P. Mandic, “Ear-{EEG}: User-Centered and Wearable {BCI},” in *Brain-Computer Interface Research*, Springer Berlin Heidelberg, 2014, pp. 41–50.
- [23] J. Wolpaw, E. W.-B. interfaces: principles, and undefined 2012, “Brain-computer interfaces: something new under the sun,” *books.google.com*.
- [24] T. O. Zander and C. Kothe, “Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general,” *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 2, p. 025005, Mar. 2011.
- [25] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, “Brain Computer Interfaces, a Review,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, 2012.

- [26] T. P. Luu, S. Nakagome, Y. He, and J. L. Contreras-Vidal, “Real-time EEG-based brain-computer interface to a virtual avatar enhances cortical involvement in human treadmill walking,” *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, pp. 1–12, 2017.
- [27] M. A. L. Nicolelis and S. Ribeiro, “Multielectrode recordings: The next steps,” *Curr. Opin. Neurobiol.*, vol. 12, no. 5, pp. 602–606, 2002.
- [28] Reza Abiri, Soheil Borhani, Eric W Sellers, Yang Jiang, and Xiaopeng Zhao, “A comprehensive review of EEG-based brain-computer interface paradigms - IOPscience,” *J. Neural Eng.*, vol. 16, no. 1, Jan. 2019.
- [29] L. R. Hochberg and J. P. Donoghue, “Sensors for brain-computer interfaces: Options for turning thought into action,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 25, no. 5. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., pp. 32–38, 2006.
- [30] A. von Lüthmann, B. B. Zimmermann, A. Ortega-Martinez, N. Perkins, M. A. Yücel, and D. A. Boas, “Towards Neuroscience in the Everyday World: Progress in wearable fNIRS instrumentation and applications,” in *Biophotonics Congress: Biomedical Optics 2020 (Translational, Microscopy, OCT, OTS, BRAIN)*, 2020, p. BM3C.2.
- [31] F. Ryohei, “Real-time BMI using ECoG for paralyzed patients,” *Front. Comput. Neurosci.*, vol. 9, 2015.
- [32] N. Elsayed, Z. Saad Zaghoul, and M. Bayoumi, “Brain Computer Interface: EEG Signal Preprocessing Issues and Solutions,” 2017.
- [33] H. Bin Zhao, C. Y. Yu, C. Liu, and H. Wang, “ECoG-based brain-computer interface using relative wavelet energy and probabilistic neural network,” in *Proceedings - 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2010*, 2010, vol. 2, pp. 873–877.
- [34] N. Naseer and K. S. Hong, “fNIRS-based brain-computer interfaces: A review,” *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 9, no. JAN. Frontiers Media S. A., p. 3, 28-Jan-2015.
- [35] X. Li, F. Chen, Y. Jia, and X. Liu, “Signal Detection, Processing and Challenges of Non-invasive Brain-Computer Interface Technology,” in *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 2020, vol. 586, pp. 60–67.
- [36] D. Blackwood, W. M.-T. B. J. of Psychiatry, and undefined 1990, “Cognitive brain potentials and their application,” *cambridge.org*.

- [37] N. Peterson, C. Schroeder, ... J. A. C. N., and undefined 1995, "Neural generators of early cortical somatosensory evoked potentials in the awake monkey," *Elsevier*.
- [38] S. Sur and V. Sinha, "Event-related potential: An overview," *Ind. Psychiatry J.*, vol. 18, no. 1, p. 70, 2009.
- [39] W. G. Walter, R. Cooper, V. J. Aldridge, W. C. McCallum, and A. L. Winter, "Contingent negative variation: An electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain," *Nature*, vol. 203, no. 4943, pp. 380–384, 1964.
- [40] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, B. Hong, and S. Gao, "VEP-based brain-computer interfaces: Time, frequency, and code modulations," *IEEE Comput. Intell. Mag.*, vol. 4, no. 4, pp. 22–26, Nov. 2009.
- [41] C. Guger, G. Edlinger, W. Harkam, I. Niedermayer, and G. Pfurtscheller, "How many people are able to operate an EEG-based brain-computer interface (BCI)?," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 2, pp. 145–147, Jun. 2003.
- [42] G. Pfurtscheller and F. H. Lopes Da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles," *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 11. Clin Neurophysiol, pp. 1842–1857, 01-Nov-1999.
- [43] H. Gevensleben *et al.*, "Neurofeedback of slow cortical potentials: Neural mechanisms and feasibility of a placebo-controlled design in healthy adults," *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 8, no. DEC, pp. 1–13, Dec. 2014.
- [44] T. Mulder, "Motor imagery and action observation: Cognitive tools for rehabilitation," in *Journal of Neural Transmission*, 2007, vol. 114, no. 10, pp. 1265–1278.
- [45] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, no. 2. pp. 1211–1279, Feb-2012.
- [46] A. Lécuyer, F. Lotte, R. B. Reilly, R. Leeb, M. Hirose, and M. Slater, "Brain-computer interfaces, virtual reality, and videogames," *Computer (Long. Beach. Calif.)*, vol. 41, no. 10, pp. 66–72, 2008.
- [47] M. L. Martini, E. K. Oermann, N. L. Opie, F. Panov, T. Oxley, and K. Yaeger, "Sensor Modalities for Brain-Computer Interface Technology: A Comprehensive Literature Review."
- [48] E. M. Maynard, C. T. Nordhausen, and R. A. Normann, "The Utah Intracortical Electrode Array: A recording structure for potential brain-computer interfaces,"

- Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 102, no. 3, pp. 228–239, 1997.
- [49] B. JC *et al.*, “Failure Mode Analysis of Silicon-Based Intracortical Microelectrode Arrays in Non-Human Primates,” *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 6, 2013.
- [50] S. Waldert, T. Pistohl, C. Braun, T. Ball, A. Aertsen, and C. Mehring, “A review on directional information in neural signals for brain-machine interfaces,” *J. Physiol. Paris*, vol. 103, no. 3–5, pp. 244–254, 2009.
- [51] L. Grand *et al.*, “Short and long term biocompatibility of NeuroProbes silicon probes,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 189, no. 2, pp. 216–229, Jun. 2010.
- [52] T. D. Y. Kozai, A. S. Jaquins-Gerstl, A. L. Vazquez, A. C. Michael, and X. T. Cui, “Brain tissue responses to neural implants impact signal sensitivity and intervention strategies,” *ACS Chem. Neurosci.*, vol. 6, no. 1, pp. 48–67, Jan. 2015.
- [53] L. Karumbaiah *et al.*, “Relationship between intracortical electrode design and chronic recording function,” *Biomaterials*, vol. 34, no. 33, pp. 8061–8074, Nov. 2013.
- [54] V. S. Polikov, P. A. Tresco, and W. M. Reichert, “Response of brain tissue to chronically implanted neural electrodes,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 148, no. 1. J Neurosci Methods, pp. 1–18, 15-Oct-2005.
- [55] M. Ferrari and V. Quaresima, “A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application,” *NeuroImage*, vol. 63, no. 2. Academic Press, pp. 921–935, 01-Nov-2012.
- [56] J. A. Cronin *et al.*, “Task-Specific Somatosensory Feedback via Cortical Stimulation in Humans,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 9, no. 4, pp. 515–522, Oct. 2016.
- [57] “CSNE EcOG Electrode Grid [image] | EurekAlert! Science News.” [Online]. Web stranica: <https://www.eurekalert.org/multimedia/pub/125670.php>. [02-Jun-2020].
- [58] G. Buzsáki, C. A. Anastassiou, and C. Koch, “The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes,” *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 13, no. 6. Nature Publishing Group, pp. 407–420, 18-Jun-2012.
- [59] J. C. Principe and D. J. McFarland, “BMI/BCI modeling and signal processing,” in *Brain-Computer Interfaces: An International Assessment of Research and Development Trends*, Springer Netherlands, 2008, pp. 47–64.
- [60] C. Science, “Brain – Computer Interface : Past , Present & Future,” pp. 1–6.
- [61] P. L. Nunez and R. Srinivasan, “Electric Fields of the Brain The Neurophysics of EEG

- Second Edition,” 2006.
- [62] J. O. Ollikainen, M. Vauhkonen, P. A. Karjalainen, and J. P. Kaipio, “Effects of electrode properties on EEG measurements and a related inverse problem,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, no. 8, pp. 535–545, 2000.
- [63] E. Forvi *et al.*, “Preliminary technological assessment of microneedles-based dry electrodes for biopotential monitoring in clinical examinations,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 180, pp. 177–186, Jun. 2012.
- [64] C.-H. Im, *Computational EEG Analysis and Applications. Methods and Applications*, vol. 10, no. 4. 2018.
- [65] Wikimedia, “10-20_system_for_EEG.” Wikipedia, 2017.
- [66] J. J. Shih, D. J. Krusienski, and J. R. Wolpaw, “Brain-Computer Interfaces in Medicine,” *Mayo Clin. Proc.*, vol. 87, no. 3, pp. 268–279, 2012.
- [67] N. K. Logothetis, J. Pauls, M. Augath, T. Trinath, and A. Oeltermann, “Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal,” *Nature*, vol. 412, no. 6843, pp. 150–157, Jul. 2001.
- [68] A. Khalaf, M. Sybeldon, E. Sejdic, and M. Akcakaya, “A brain-computer interface based on functional transcranial doppler ultrasound using wavelet transform and support vector machines,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 293, pp. 174–182, Jan. 2018.
- [69] S. Purkayastha and F. Sorond, “Transcranial doppler ultrasound: Technique and application,” *Semin. Neurol.*, vol. 32, no. 4, pp. 411–420, 2012.
- [70] J. Mellinger *et al.*, “An MEG-based brain-computer interface (BCI),” *Neuroimage*, vol. 36, no. 3, pp. 581–593, Jul. 2007.
- [71] M. Hämäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, and O. V. Lounasmaa, “Magnetoencephalography theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain,” *Rev. Mod. Phys.*, vol. 65, no. 2, pp. 413–497, Apr. 1993.
- [72] F. da Silva, “Electrophysiological Basis of MEG Signals,” *MEG An Introd. to Methods*, pp. 1–24, 2010.
- [73] A. Hashizume and N. Hironaga, “Principles of magnetoencephalography,” in *Clinical Applications of Magnetoencephalography*, Tokyo: Springer Japan, 2016, pp. 3–32.
- [74] C. Babiloni, V. Pizzella, C. Del Gratta, A. Ferretti, and G. L. Romani, “Chapter 5

- Fundamentals of Electroencefalography, Magnetoencefalography, and Functional Magnetic Resonance Imaging,” *International Review of Neurobiology*, vol. 86. pp. 67–80, 2009.
- [75] Wikipedia, “Magnetoencefalography” 14.02.2020. [Online]. Web stranica: <https://en.wikipedia.org/wiki/Magnetoencefalography>.
- [76] “Engineers building the magnetically shielded MEG room in our lab. | Download Scientific Diagram.” [Online]. Web stranica: https://www.researchgate.net/figure/Engineers-building-the-magnetically-shielded-MEG-room-in-our-lab_fig4_273518073. [02-Jun-2020].
- [77] S. K. Piper *et al.*, “A wearable multi-channel fNIRS system for brain imaging in freely moving subjects,” *Neuroimage*, vol. 85, pp. 64–71, Jan. 2014.
- [78] A. Villringer, J. Planck, C. Hock, ... L. S.-N., and undefined 1993, “Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults,” *Elsevier*.
- [79] Y. Hoshi, H. Onoe, Y. Watanabe, ... J. A.-N., and undefined 1994, “Non-synchronous behavior of neuronal activity, oxidative metabolism and blood supply during mental tasks in man,” *Elsevier*.
- [80] Y. Hoshi and M. Tamura, “Near-Infrared Optical Detection of Sequential Brain Activation in the Prefrontal Cortex during Mental Tasks,” 1997.
- [81] A. Villringer, B. C.-T. in neurosciences, and undefined 1997, “Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function,” *Elsevier*.
- [82] D. Boas, A. Dale, M. F.- Neuroimage, and undefined 2004, “Diffuse optical imaging of brain activation: approaches to optimizing image sensitivity, resolution, and accuracy,” *Elsevier*.
- [83] K. Hong, H. N.-B. O. Express, and undefined 2014, “State-space models of impulse hemodynamic responses over motor, somatosensory, and visual cortices,” *osapublishing.org*.
- [84] D. T. Delpy, M. Cope, P. Van Der Zee, S. Arridge, S. Wrayt, and J. Wyatt, “Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement,” 1988.
- [85] “FLAT TIP NIRS OPTODE - Brain Latam.” [Online]. Web stranica: <https://www.brainlatam.com/manufacturers/nirs/flat-tip-nirs-optode-226>. [02-Jun-

- 2020].
- [86] A. Zhou *et al.*, “A wireless and artefact-free 128-channel neuromodulation device for closed-loop stimulation and recording in non-human primates,” *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 15–26, Jan. 2019.
- [87] M. A. L. Nicolelis *et al.*, “Chronic, multisite, multielectrode recordings in macaque monkeys,” 2003.
- [88] C. H. Blabe, V. Gilja, C. A. Chestek, K. V. Shenoy, K. D. Anderson, and J. M. Henderson, “Assessment of brain–machine interfaces from the perspective of people with paralysis,” *J. Neural Eng.*, vol. 12, no. 4, p. 043002, Jul. 2015.
- [89] U. Chaudhary, N. Mrachacz-Kersting, and N. Birbaumer, “Neuropsychological and neurophysiological aspects of brain-computer-interface (BCI)-control in paralysis,” *J. Physiol.*, p. JP278775, Feb. 2020.
- [90] S. Waldert, “Invasive vs. non-invasive neuronal signals for brain-machine interfaces: Will one prevail?,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 10, no. JUN. Frontiers Research Foundation, 27-Jun-2016.
- [91] L. Zrinzo, T. Foltynie, P. Limousin, M. H.-J. of neurosurgery, and undefined 2012, “Reducing hemorrhagic complications in functional neurosurgery: A large case series and systematic literature review-Clinical,” *thejns.org*.
- [92] D. W.- Biomaterials and undefined 2008, “On the mechanisms of biocompatibility,” *Elsevier*.
- [93] P. T., K. Sharma, T. Holroyd, H. Battapady, D.-Y. Fei, and O. Bai, “A High Performance MEG Based BCI Using Single Trial Detection of Human Movement Intention,” in *Functional Brain Mapping and the Endeavor to Understand the Working Brain*, InTech, 2013.
- [94] T. W. Berger *et al.*, *Brain-computer interfaces: An international assessment of research and development trends*. Springer Netherlands, 2008.
- [95] J. D. R. Millán *et al.*, “Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: State-of-the-art and challenges,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 4, no. SEP. Frontiers, p. 161, 07-Sep-2010.
- [96] A. Nijholt, B. Z. Allison, and R. J. K. Jacob, “Brain-computer interaction: Can multimodality help?,” in *ICMI’11 - Proceedings of the 2011 ACM International*

- Conference on Multimodal Interaction*, 2011, pp. 35–39.
- [97] G. Pfurtscheller, “The hybrid BCI,” *Front. Neurosci.*, vol. 4, p. 30, 2010.
- [98] K. S. Hong and M. J. Khan, “Hybrid brain-computer interface techniques for improved classification accuracy and increased number of commands: A review,” *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 11, no. JUL. 2017.
- [99] L. De Liao *et al.*, “Biosensor technologies for augmented brain-computer interfaces in the next decades,” in *Proceedings of the IEEE*, 2012, vol. 100, no. SPL CONTENT, pp. 1553–1566.
- [100] D. V. McAllister *et al.*, “Microfabricated needles for transdermal delivery of macromolecules and nanoparticles: Fabrication methods and transport studies,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 100, no. SUPPL. 2, pp. 13755–13760, Nov. 2003.
- [101] H. J. G. E. Gardeniers *et al.*, “Silicon micromachined hollow microneedles for transdermal liquid transport,” *J. Microelectromechanical Syst.*, vol. 12, no. 6, pp. 855–862, Dec. 2003.
- [102] M. A. Lopez-Gordo, D. Sanchez Morillo, and F. Pelayo Valle, “Dry EEG electrodes,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 7, pp. 12847–12870, 2014.
- [103] K. E. Mathewson, T. J. L. Harrison, and S. A. D. Kizuk, “High and dry? Comparing active dry EEG electrodes to active and passive wet electrodes,” *Psychophysiology*, vol. 54, no. 1, pp. 74–82, Jan. 2017.
- [104] S. S. Jyoti Sinha, “Electrodes Used in Brain Computer Interface,” 2017.
- [105] “Genuine Grass 10mm Gold Cup EEG Electrode with touchproof connector - Box of 10.” [Online]. Web stranica: <https://bio-medical.com/genuine-grass-10mm-gold-cup-electrode-with-touchproof-connector-box-of-10.html>. [19-Jun-2020].
- [106] G. Garcia-Molina, J. Peuscher, V. M. Mihajlović, and G. G. Molina, “To what extent can dry and water-based EEG electrodes replace conductive gel ones?: A Steady State Visual Evoked Potential Brain-Computer Interface Case Study TO WHAT EXTENT CAN DRY AND WATER-BASED EEG ELECTRODES REPLACE CONDUCTIVE GEL ONES? A Steady State Visual Evoked Potential Brain-Computer Interface Case Study,” 2012.
- [107] M. Jochumsen, H. Knoche, P. Kidmose, T. W. Kjær, and B. I. Dinesen, “Evaluation of EEG Headset Mounting for Brain-Computer Interface-Based Stroke Rehabilitation by

- Patients, Therapists, and Relatives,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 14, Feb. 2020.
- [108] V. I, V. D, M. T, P. J, and G. A, “Brain-computer Interface Using Water-Based Electrodes,” *J. Neural Eng.*, vol. 7, no. 6, 2010.
- [109] “SAHARA active dry EEG electrode system.”
- [110] C. Grozea, C. D. Voinescu, and S. Fazli, “Bristle-sensors-Low-cost Flexible Passive Dry EEG Electrodes for Neurofeedback and BCI Applications.”
- [111] Y. M. Chi and G. Cauwenberghs, “Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks.”
- [112] P. Griss, H. K. Tolvanen-Laakso, P. Meriläinen, and G. Stemme, “Characterization of micromachined spiked biopotential electrodes,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 6, pp. 597–604, Jun. 2002.
- [113] C. Fonseca *et al.*, “A novel dry active electrode for EEG recording,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 1, pp. 162–165, Jan. 2007.
- [114] D. Klee and H. Höcker, “Polymers for Biomedical Applications: Improvement of the Interface Compatibility,” *Biomed. Appl. Polym. Blends*, pp. 1–57, 2007.
- [115] “Water Electrode Inserts for Mobita EEG | RX-H2O-ELECT | Research | BIOPAC.” [Online]. Web stranica: <https://www.biopac.com/product/water-electrode-inserts/#product-tabs>. [13-Jun-2020].