



**Univerzitet u Novom Sadu
Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“
Zrenjanin**



Modeliranje i razvoj računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom

- Doktorska disertacija –

**Kandidat:
Mr Dejan Lacmanović**

Zrenjanin, 2016.



**Univerzitet u Novom Sadu
Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“
Zrenjanin**



Modeliranje i razvoj računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom

- Doktorska disertacija –

Mentor:
Prof. dr Miodrag Ivković

Kandidat:
Mr Dejan Lacmanović

Zrenjanin, 2016.

Cogito, ergo sum
Mislim, dakle postojim

René Descartes

ZAHVALNICA

Veliko hvala mojoj supruzi Izabeli na podršci tokom izrade ove disertacije.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr Miodragu Ivkoviću koji je svojim sugestijama i primedbama doprineo stvaranju kvalitetne naučne disertacije.

Takođe, zahvaljujem se članovima komisije za ocenu i odbranu doktorske disertacije: prof. dr Branku Markoskom, prof. dr Dragici Radosav, prof. dr Branku Milosavljeviću i prof. dr Dragani Glušac na pomoći pri izradi disertacije.

Zahvalnost dugujem mojim roditeljima ocu Dragiši i majki Ireni na podršci tokom obrazovanja.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
TEHNIČKI FAKULTET „MIHAJLO PUPIN“ ZRENJANIN
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada: VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	Mr Dejan Lacmanović
Mentor: MN	Prof. dr Miodrag Ivković, redovni profesor
Naslov rada: NR	Modeliranje i razvoj računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom
Jezik publikacije: JP	Srpski
Jezik izvoda: JI	Srpski / Engleski
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	AP Vojvodina
Godina: GO	2016
Izdavač: IZ	Autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Tehnički fakultet – „Mihajlo Pupin“, Đure Đakovića b.b., Zrenjanin, Republika Srbija
Fizički opis rada: (poglavlja/ strana/ citata/ tabela/ slika/ grafika/ priloga) FO	11 / 109 / 54 / 14 / 38 / 0 / 9
Naučna oblast: NO	Informacione tehnologije
Naučna disciplina: ND	Primenjene računarske nauke i informatika
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	BCI, moždani talasi, EEG signali, kontrola računara, invaliditet, e-uprava
UDK	

Čuva se: ČU	U biblioteci Tehničkog fakulteta – „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin
Važna napomena: VN	-
Izvod: IZ	Cilj ove doktorske disertacije je da predstavi model i računarski sistem koji rešava problem osoba sa invaliditetom koja nisu u mogućnosti da koriste ruke ili funkciju govora u ostvarivanju komunikacije. Disertacija se bavi problematikom mogućnosti primene ekonomski pristupačnih asistivnih tehnologija u domenu primene servisa elektronske uprave. Od asistivnih tehnologija disertacija istražuje mogućnosti primene neinvazivne BCI tehnologije u poređenju sa sistemima baziranih na HD kamerama. Razvijen je računarski sistem koji omogućava integraciju u operativni sistem i upotrebu računara za unos komandi upotrebom detekcije moždanih talasa.
Datum prihvatanja teme: DP	10.06.2013. godine
Datum odbrane: DO	
Članovi komisije: KO	<p>Predsednik: Prof. dr Dragica Radosav, red. prof., uža naučna oblast: Tehničke nauke, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Član: Prof. dr Branko Milosavljević, red. prof., uža naučna oblast: Primenjene računarske nauke i informatika, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad;</p> <p>Član: Prof. dr Dragana Glušac, red. prof., uža naučna oblast: Informatika u obrazovanju, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Član: Prof. dr Branko Markoski, van. prof., uža naučna oblast: Informacione tehnologije, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Mentor: Prof. dr Miodrag Ivković, red. prof., uža naučna oblast: Informacione tehnologije, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin.</p>

UNIVERSITY OF NOVI SAD
TEHNICAL FACULTY „MIHAJLO PUPIN“ ZRENJANIN
KEY WORD DOCUMENTATION

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph.D. Dissertation
Author: AU	Dejan Lacmanović, M.Sc.
Mentor: MN	Miodrag Ivković, Ph.D., full time professor
Title: TI	
Language of text: LT	Serbian
Language of abstract: LA	English / Serbian
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	AP Vojvodina
Publication year: PY	2016
Publisher: PB	The author's reprint
Publication place: PP	Technical Faculty - „Mihajlo Pupin“, Đure Đakovića b.b., Zrenjanin, Serbia
Physical description: (chapters/ pages/ ref./ tables/ pictures/ graphs/ appendixes) PD	11 / 109 / 54 / 14 / 38 / 0 / 9
Scientific field SF	Information Technologies
Scientific discipline SD	Applied Computer Science and Informatics
Subject/Key words S/KW	BCI, brain waves, EEG signals, computer control, disability, e-government
UC	
Holding data: HD	In the library of Technical faculty – „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin

Note: N	-
Abstract: AB	The main objective of this doctoral thesis is to present the model and a computer system that solves the communication problem of people with disabilities (people who cannot use their hands or the function of speech communication). The dissertation researches the possibility to apply economic affordable assistive technologies in the field of application of e-government services. Thesis explores the possibilities of application of non-invasive BCI technology compared to systems based on HD cameras. Has been developed a computer system that allows the integration into the operating system that allow to enter commands by the detection of brain waves.
Accepted on Scientific Board on: ASB	10.06.2013.
Defended: DE	
Thesis defend board: DB	<p>President: Ph.D. Dragica Radosav, full time professor, Technical faculty „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Member: Ph.D. Branko Milosavljević, full time professor, Faculty of Technical Sciences, Novi Sad;</p> <p>Member: Ph.D. Dragana Glušac, full time professor, Technical faculty „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Member: Ph.D. Branko Markoski, associated professor, Technical faculty „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p> <p>Mentor: Ph.D. Miodrag Ivković, full time professor, Technical faculty „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin;</p>

Apstrakt

U svetu se nalazi nekoliko miliona ljudi sa visokim stepenom invaliditeta. Ove osobe pate od različitih oblika motorne i govorne disfunkcije. Takve osobe nisu u mogućnosti da obavljaju funkcionalne dnevne aktivnosti. Većina pojedinaca razume u potpunosti govorni jezik i poseduje kognitivne sposobnosti, ali nisu u mogućnosti da govore i komuniciraju. BCI (*Brain Computer Interface*) uređaji predstavljaju tehnologiju koja koristi neuro signale kao fizički ulaz za različite asistivne aplikacije. BCI uređaji čitaju moždane talase i generišu izlaz u formi EEG signala, čime se istraživačima omogućava neinvazivno, portabilno i ekonomski prihvatljivo istraživanje.

U ovom radu su dizajnirana dva modela, jedan model je baziran na čitanju EEG signala primenom BCI tehnologije i konverziji signala u akcije korisnika uređaja. Drugi model je baziran na upotrebi HD kamere za detektovanje pozicije oba oka korisnika. Interpolacijom ulaznih signala se uz primenu softverskih algoritama dobijeni podaci obrađuju i konvertuju u akcije korisnika. Ove akcije se kasnije prevode u komande računara: kao što su odabir slova, pomeranje pozicije miša, izbor levog klika miša ili pokretanje odgovarajuće aplikacije. Nedostaci detekcije BCI signala su najčešće posledica refleksnih radnji i velike količine šuma nastalog u toku prijema EEG signala. Većina drugih istraživanja u ovoj oblasti broj grešaka pokušavaju da smanje ponavljanjem akcija i povećanjem vremena reakcije u toku selekcije. Razvijeni model računarskog sistema za unos akcija, u ovoj disertaciji zasnovan je na odabiru diskretnih signala koji generiše malo grešaka i na dizajniranju asocijativnog interfejsa sa visokim stepenom integracije softvera u operativni sistem računara.

Ključne reči: BCI, moždani talasi, EEG signali, kontrola računara, invaliditet, e-uprava

SADRŽAJ RADA

1. Uvod.....	8
2. Organizacija istraživanja.....	11
3. Metodološki koncept istraživanja	13
3.1. Problem i predmet istraživanja.....	13
3.2. Cilj istraživanja	15
3.3. Hipoteze istraživanja.....	15
3.4. Metode istraživanja	16
3.5. Naučna i društvena opravdanost istraživanja.....	17
4. Teorijska istraživanja.....	18
4.1. Neuron, ljudski mozak i naponski potencijal.....	18
4.1.1. Nervne ćelije - neuroni	18
4.1.2. Električna aktivnost neurona	20
4.1.3. Struktura ljudskog mozga	22
4.2. Augmentativna i alternativna komunikacija	24
4.3. Kompjuterski interfejs moždanih talasa (BCI)	25
4.4. Elektroencefalografija (EEG).....	27
4.5. Snimanje i obrada EEG signala.....	28
5. Prethodna istraživanja u oblasti rada	37
5.1. Projekat „ <i>Neural Communicator</i> “	37
5.2. Projekat „ <i>MindWave</i> “	42
5.3. Projekat „ <i>eViacam</i> “	46
6. Empirijsko-eksperimentalna istraživanja.....	51
6.1. Model sistema baziran na BCI tehnologiji.....	51
6.1.1. Istraživanje karakteristika sistema	52
6.1.2. Personalizacija, trening i kalibracija.....	53
6.1.3. Portabilnost	54
6.1.4. Predikcija odlučivanja.....	54
6.1.5. Realizacija računarskog sistema	54
6.2. Model sistema baziran na HD kameri.....	57
6.2.1. Istraživanje karakteristika sistema	57
6.2.2. Personalizacija, trening i kalibracija.....	58
6.2.3. Portabilnost	58
6.2.4. Predikcija odlučivanja.....	58
6.2.5. Realizacija računarskog sistema	58
6.3. Eksperimentalna analiza.....	61
6.3.1. Preduslovi i ograničenja.....	61

6.3.2.	Procedura testiranja.....	62
6.3.3.	Evaluacija performansi	62
6.3.4.	Analiza rezultata testiranja.....	62
7.	Implementacija modela sistema za korišćenje servisa e-uprave.....	76
7.1.	Problemi povezani sa implementacijom i moguća rešenja	80
8.	Rezultati istraživanja.....	82
8.1.	Dokazivanje tačnosti prve pomoćne hipoteze.....	82
8.2.	Dokazivanje tačnosti druge pomoćne hipoteze.....	82
8.3.	Dokazivanje tačnosti glavne hipoteze.....	83
9.	Zaključna razmatranja.....	84
9.1.	Naučni i praktični doprinos disertacije	84
9.2.	Predlozi za nastavak daljih istraživanja	84
10.	Literatura.....	85
11.	Prilozi.....	89

SPISAK TABELA

Tabela 1. Rezultati testiranja preciznosti upotrebom prototipa HD kamere.....	63
Tabela 2. Rezultati testiranja preciznosti upotrebom prototipa 3IC HD kamere.....	63
Tabela 3. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa HD kamere	64
Tabela 4. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa HD kamere.....	64
Tabela 5. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa 3IC HD kamere	66
Tabela 6. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa 3IC HD kamere.....	66
Tabela 7. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa zasnovanog na BCI tehnologiji	67
Tabela 8. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa zasnovanog na BCI tehnologiji.....	68
Tabela 9. Rezultati ocene korisnika po pitanju lakoće upotrebe računarskog sistema	70
Tabela 10. Rezultati ocene korisnika po pitanju preciznosti upotrebe računarskog sistema	70
Tabela 11. Rezultati ocene korisnika po pitanju komfornosti upotrebe računarskog sistema	71
Tabela 12. Rezultati ocene korisnika po pitanju nivoa stresa upotrebe računarskog sistema	72
Tabela 13. Rezultati ocene korisnika po pitanju nivoa zamora upotrebe računarskog sistema	73
Tabela 14. Rezultati ocene korisnika po pitanju brzine adaptacije upotrebe računarskog sistema.....	74

SPISAK SLIKA

Slika 1. Pojednostavljeni prikaz modela neurona.....	20
Slika 2. Električni potencijal nervnog vlakna.....	20
Slika 3. Akcijski potencijal nervne ćelije.....	22
Slika 4. Prikaz značajnih delova moždanog korteksa.....	23
Slika 5. Mapa senzornog i motornog korteksa, izvor: (Penfield; Rasmussen, 1950).....	24
Slika 6. Princip rada BCI uređaja.....	26
Slika 7. BCI sistem za upravljanje invalidskim kolicima.....	26
Slika 8. Podela EEG na osnovu frekvencije talasa.....	28
Slika 9. Snimak EEG talasa pri zatvaranju i otvaranju oka osobe.....	30
Slika 10. Bioelektrične smetnje nastale pomeranjem vilice.....	30
Slika 11. Bioelektrične smetnje nastale srčanim ritmom.....	31
Slika 12. Bioelektrične smetnje nastale treptanjem očiju.....	31
Slika 13. Bioelektrične smetnje usled kontakta elektroda.....	32
Slika 14. Smetnje nastale kroz mrežu 50 Hz.....	32
Slika 15. Glavni meni – 3 kolone.....	38
Slika 16. Meni za unos teksta – 3 akcije.....	38
Slika 17. Modul za čitanje knjiga – 3 akcije.....	40
Slika 18. Bing mape – 3 kolone.....	40
Slika 19. Fejsbuk modul u meniju – 3 akcije.....	41
Slika 20. Bing slike – 3 akcije.....	41
Slika 21. Neinvazivni uređaj „MindWave Mobile“.....	42
Slika 22. Prikaz neobrađenog EEG signala u realnom vremenu.....	43
Slika 23. Interfejs računarskog softvera eViacam.....	46
Slika 24. Konfiguracija sistema za aktiviranje funkcije „ <i>dwell click</i> “.....	47
Slika 25. Prozor za alat „ <i>toolbar</i> “ za specijalne funkcije miša.....	47
Slika 26. Podešavanje virtuelne tastature, prepoznavanja lica i zauzeća procesora.....	48
Slika 27. Kalibracija osetljivosti kamere i pomeranja miša po X osi.....	48
Slika 28. Kalibracija osetljivosti kamere i pomeranja miša po X osi.....	49
Slika 29. Model sistema baziran na BCI tehnologiji.....	52
Slika 30. Model sistema baziran na 3IC HD kamerama.....	57
Slika 31. Selekcija veb sajta virtuelnog matičara grada Zrenjanin korišćenjem implementiranog modela zasnovanog na BCI sistemu.....	76
Slika 32. Stranica veb sajta elektronske uprave grada Zrenjanin.....	77
Slika 33. Stranica veb sajta matične knjige rođenih grada Zrenjanin.....	77
Slika 34. Unos podataka (ime i prezime) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin.....	78
Slika 35. Unos podataka (datum rođenja) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin.....	78
Slika 36. Aktiviranje funkcije pomeranja ekrana pomoću implementiranog BCI sistema na sajtu e-uprave grada Zrenjanin.....	79

Slika 37. Unos podataka (ime naručioca) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin.....	79
Slika 38. Potvrđivanje podataka pomoću BCI sistema i saglasnost za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin	80

SPISAK PRILOGA

Prilog 1. Anketa korisnika bazirana na korišćenju tri različite tehnologije (I).....	89
Prilog 2. Anketa korisnika bazirana na korišćenju tri različite tehnologije (II)	91
Prilog 3. Rezultati istraživanja testa preciznosti baziranog na upotrebi HD kamere	93
Prilog 4. Rezultati istraživanja testa preciznosti baziranog na upotrebi 3IC kamere	95
Prilog 5. Rezultati istraživanja testa rešavanja problema unosa teksta baziranog na upotrebi HD kamere.....	99
Prilog 6. Rezultati istraživanja testa rešavanja problema unosa teksta baziranog na upotrebi 3IC kamere	101
Prilog 7. Rezultati istraživanja testa rešavanja problema unosa teksta baziranog na upotrebi BCI tehnologije (I)	104
Prilog 8. Rezultati istraživanja testa rešavanja problema unosa teksta baziranog na upotrebi BCI tehnologije (I)	106
Prilog 9. Rezultati istraživanja testa rešavanja problema unosa teksta baziranog na upotrebi BCI tehnologije (III).....	108

1. UVOD

Komunikacija predstavlja prenosu informacija i znanja između ljudi. Značaj komunikacije je veoma bitan za svakog čoveka. Na komunikaciji su bazirana društva, civilizacije i cela ljudska vrsta.

Osobe koje imaju teške zdravstvene probleme ili neke oblike invaliditeta koji im onemogućavaju upotrebu ruku i funkciju govora posebno su pogođene nedostatkom komunikacije. Kada se osoba nađe u situaciji da ne može da komunicira, osoba pati i nije u mogućnosti da uživa u svim pogodnostima koje komunikacija daje, kao što su izražavanje misli, osećanja i razmena znanja. Posebno teška situacija je kada osoba nije u mogućnosti da koristi ni moderne uređaje za komunikaciju kao što su kompjuteri ili mobilni uređaji.

Postoji bitna razlika između reči invaliditet i invalidnost. Pojmovi „invaliditet“ i „invalidnost“ u jezičkom smislu predstavljaju sinonime, međutim u upotrebi među njima postoje razlike. Invaliditet se odnosi na anatomski ili funkcionalni biološki gubitak kao što su telesna oštećenja (oštećenje na nivou organa ili delova tela) i gubitak opšte radne sposobnosti i najčešće je izražen u procentima. Invalidnost se upotrebljava kod trajnih promena u zdravstvenom stanju osobe - medicinski ili psihološki nepovoljnih faktora radne sposobnosti, koji su usko povezani sa konkretnim profesionalnim zahtevima posla.

Cilj ove doktorske disertacije je da predstavi model i računarski sistem koji rešava problem za lica sa invaliditetom koja nisu u mogućnosti da komuniciraju standardnim tehnologijama, kao što su govor, upotreba elektronskih uređaja sa standardnim ulazima i sl. Korišćenjem jeftinih biotehnoških uređaja i veštini dizajniranjem softvera, kreirana su dva modela i računarska sistema koji osobama sa visokim stepenom invaliditeta omogućavaju upotrebu računara, unos komandi, a samim tim i osnovu za dalju komunikaciju.

Brojna zdravstvena stanja mogu uticati na sposobnost komunikacije. Zdravstvena stanja koja kombinuju onesposobljenu motornu i govornu sposobnost su najtipičniji primer ovih bolesti. Moguća zdravstvena stanja mogu biti amputacije kao i razni oblici paralize. Paraliza može biti prouzrokovana zapaljivim procesima, vaskularnim incidentima, degenerativnim bolestima, kancerom i povredama moždanih struktura, kao i povredama kičmene moždine i perifernog nervnog sistema. Uzrok invaliditeta mogu biti i bolesti koje utiču na mišićni sistem kao što su zapaljenski procesi i degenerativne bolesti. Jedan od najčešćih simptoma ovih poremećaja je gubitak motorne funkcije, koji se može manifestovati kao slabost (pareza) ili kompletan gubitak motornih funkcija ili grupe mišića (paraliza). Slabost ili gubitak motorne funkcije može uticati na samo jedan ekstremitet (monopareza ili monoparaliza), na samo na jednu stranu tela (hemipareza ili hemiparaliza), gornje ili donje ekstremitete (parapareza ili paraplegija) ili na sve ekstremitete (kvadripareza ili kvadriplegija). Pored svega navedenog, osobe u pojedinim

stanjima mogu patiti i od gubitka autonomnih telesnih funkcija (npr. disanje). Ozbiljnost stanja osobe zavisi od težine povrede ili napretka bolesti.

Sposobnost govora može biti degradirana na nivou moždanih struktura, na nivou perifernog nervnog sistema i na nivou organa koji su zaduženi za govor.

Kada se pojavi kombinacija ova dva simptoma, gubitka motornih funkcija, kao i funkcije govora, osoba više nije u mogućnosti da komunicira. Problem možemo podeliti na dva nivoa:

1. Komunikacija nije uopšte moguća,
2. Osoba ima teškoće u komunikaciji, postoji neki oblik komunikacije, ali je teško razumljiv zbog prirode bolesti (npr. Cerebralna paraliza).

Osobama sa visokim stepenom invaliditeta kvalitet života je teško narušen njihovim zdravstvenim stanjem, jer nisu u stanju da se kreću, govore, da obavljaju njihove uobičajene dnevne aktivnosti kao i da učestvuju u društvenim aktivnostima. Kod ovakvih osoba stanje depresije je česta pojava, praćena jakom letargijom, poremećajem sna, niskim samopouzdanjem i povlačenjem u sebe. S obzirom da ne mogu da komuniciraju i ne mogu da se socijalizuju, osobe padaju u još teže stanje praćeno potpunim odbijanjem saradnje i komunikacije.

BCI je skraćenica za „*Brain Computer Interface*” i predstavlja uređaje koji omogućavaju povezivanje moždanih aktivnosti sa računarom. Autor ove disertacije bio je mentor na projektu *Neural Communicator*, koji je kao projekat razvijen za učešće na takmičenju *Microsoft Imagine Cup 2010* gde je osvojio drugo mesto na svetskom finalu u Varšavi u Poljskoj u kategoriji dizajn softvera, kao rezultat razvoja novog modela za interpretaciju EEG signala. Savremena znanja iznedrila su nove biotehnoške uređaje. BCI uređaji koriste elektrode koje detektuju moždane talase. Ovi EEG talasi se koriste kao akcije za unos podataka u računar. Moždani talasi su rezultat misaonog procesa i mentalnog stanja korisnika. Uređaj koji je korišćen u projektu detektuje pokrete oka, grčenje vilice, alfa i beta moždane talase. Detekcija se vrši korišćenjem EOG (elektro okulograf), EMG (elektro miograf) i EEG (elektro encefalograf) funkcija. BCI uređaj se ponaša kao HID (*Human Interface Device*) i stavlja na raspolaganje akcije koje omogućavaju prenos komandi u računar. Korisnik vrši interakciju sa računarom u potpunosti bez upotrebe ruku, isključivo pomoću prepoznavanja misaonih akcija koje se očitavaju upotrebom BCI uređaja.

U ovoj disertaciji se porede dva ekonomski pristupačna BCI uređaja, jedan uređaj razvijen od firme OCZ (*Neural Impulse Actuator*) koji koristi tri gel elektrode i drugi uređaj razvijen od firme *NeuroSky (MindWave Mobile)* koji koristi jednu suhu elektrodu. Porede se njihove tehničke karakteristike i mogućnosti koje dati uređaji pružaju u pogledu neuro komunikacije sa računarom. Za svaki od uređaja razvijen je softver za komunikaciju koji je u eksperimentalnim uslovima testiran nad uzorkom od 36 kandidata. Precizno su

beleženi parametri kao što su preciznost i potrebno vreme za savladavanje postavljenih zadataka. Nakon svakog testa korisnici su dodatno odgovorili na anketu koja prikazuje podatke u pogledu subjektivnih parametara pri upotrebi uređaja.

2. ORGANIZACIJA ISTRAŽIVANJA

Istraživanje je fokusirano na razvoju modela i računarskog sistema koji omogućava osobama sa visokim stepenom invaliditeta komunikaciju sa računarom. Uopšteni prikaz faza istraživanja:

1. Proučavanje relevantne literature povezane sa istraživanjem. Cilj ove faze je razumevanje funkcionisanja ljudskog mozga u oblasti detekcije neuro impulsa i drugih alternativnih ulaza u okvirima problematike disertacije.
2. Istraživanje karakteristika moždanih računarskih interfejsa i asistivnih uređaja za unos komandi pomoću pogleda i pozicije očiju.
3. Modeliranje računarskog sistema za komunikaciju pomoću BCI tehnologije.
4. Modeliranje računarskog sistema za komunikaciju pomoću kamere visoke rezolucije.
5. Razvoj računarskog sistema baziranog na modelu BCI tehnologije koji bi omogućio beleženje EOG i EMG signala i interpretaciju moždanih signala u komande.
6. Razvoj računarskog sistema baziranog na modelu za praćenje pozicije svakog oka i interpretacija pogleda u formi zadatih komandi.
7. Testiranje BCI Tehnologije u laboratorijskim uslovima, analiza rezultata i provera tačnosti interpretacije.
8. Testiranje uređaja za kontrolu računara pogledom u laboratorijskim uslovima, analiza rezultata i provera tačnosti interpretacije.
9. Analiza i komparacija rezultata dobijenih korišćenjem dve različite tehnologije.
10. Kreiranje modela servisa e-uprave za osobe sa visokim stepenom invaliditeta na bazi preporučenog modela. Implementacija modela je bazirana na primeru izdavanja izvoda iz matične knjige rođenih. Predlog i preporuke za razvoj veb stranica prilagođenih osobama sa visokim stepenom invaliditeta.
11. Analiza i prezentacija rezultata istraživanja doktorske disertacije.
12. Zaključna razmatranja i predlozi za dalja istraživanja.

U trećem poglavlju se prikazuje metodološki koncept istraživanja u kojem se jasno definišu problemi, predmet i cilj istraživanja. Postavljaju se hipoteze istraživanja kao i naučna i društvena opravdanost istraživanja.

U četvrtom poglavlju autor analizira stručnu relevantnu literaturu koja obrađuje potrebne pojmove vezane za temu disertacije. Razmatraju se pojmovi vezani za električni potencijal neurona i moždanih talasa, funkcionisanje BCI uređaja, način obrade i procesiranja EEG signala, hardverski uređaj za prepoznavanje pozicije pogleda, kao i perspektiva asistivnih uređaja.

Peto poglavlje obrađuje dosadašnja istraživanja autora u oblasti BCI komunikacije i postavlja smernice za dalji pravac razvoja softvera koji pomaže osobama sa visokim stepenom invaliditeta.

Empirijsko eksperimentalno istraživanje predstavlja fokus disertacije. Autor razvija dva modela i računarska sistema koji pomažu osobama sa invaliditetom. Jedan pristup je upotreba čitača moždanih talasa uz pomoć EEG signala, dok se drugi model bavi upotrebom uređaja za interpretaciju pogleda u formi direktnog upravljanja računarom. Oba pristupa pružaju inovativni način kontrole računarom, predstavljaju se prednosti i problemi nastali u realizaciji. Konačne podatke daju korisnici koji su oba modela testirali u laboratorijskim uslovima. Podaci su precizno mereni od strane računara koji je merio parametre brzine izvršavanja zadataka i beleženje preciznosti realizacije zadataka. Nakon svakog testiranja korisnici su dali svoj subjektivni stav o upotrebljivosti modela računarskog sistema.

Implementacija modela predstavlja realizaciju i testiranje modela sistema za korišćenje servisa elektronske uprave. Dat je prikaz problema i mogućih rešenja povezanih sa realizacijom elektronske uprave u domenu polja istraživanja. Urađena je implementacija modela sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe koje ne mogu da koriste ruke i funkciju govora.

U rezultatima istraživanja dobijeni rezultati su obrađeni i prezentovani uz deskriptivnu statističku analizu. Proverene su postavljene pomoćne i glavna hipoteza istraživanja.

Zaključna razmatranja sadrže analizu postignutih rezultata i opštu ocenu predloženih rešenja za kreiranje modela i računarskog sistema koji omogućava komunikaciju računara i osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Zaključna razmatranja sadrže prikaz naučnog i praktičnog doprinosa disertacije i plan za dalja istraživanja u okviru posmatranog problema.

3. METODOLOŠKI KONCEPT ISTRAŽIVANJA

Metodološki koncept istraživanja definisan je preko problema, predmeta, ciljeva istraživanja, hipoteza, metoda i tehnika, naučnog i društvenog doprinosa i očekivanih rezultata istraživanja.

3.1. PROBLEM I PREDMET ISTRAŽIVANJA

Problem istraživanja predstavlja nemogućnost interakcije između veb servisa e-uprave i osoba sa visokim stepenom invaliditeta. Potrebno je modelirati i razviti računarski sistem za korišćenje servisa e-uprave, upotrebom savremenih informaciono komunikacionih tehnologija, koje će omogućiti osobama sa visokim stepenom invaliditeta njegovu upotrebu. Da bi se razvio takav sistem, potrebno je pronaći odgovarajući pristupačan model koji omogućava korisnicima sa visokim stepenom invaliditeta interakciju čovek – računar bez upotrebe fizičke interakcije unosa podataka pomoću tastature, računarskog miša ili govornih komandi. Jedan od ponuđenih modela se bazira na upotrebi i beleženju EEG (*Electroencephalography*) talasa kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta. U EEG talasima najjače signale čine EOG (*Electrooculography*) i EMG (*Electromyography*) talasi, koji se beleže, analiziraju i interpretiraju u odgovarajuće komande. Prvi nivo je hardversko rešenje koje se sastoji od suvih EKG (*Electrocardiography*) elektroda koje beleže EOG i EMG signale, ovi signali se beleže pomoću softvera u mikro kontroleru kao analogni signali i vrši se njihova dalja obrada. Ovakav uređaj se naziva moždani računarski interfejs, odn. BCI (*Brain Computer Interface*). U ovom postupku je veoma značajno razdvojiti šum od korisnog signala, potrebno je analizirati prikupljene signale u datom vremenskom intervalu, odn. potrebno je razdvojiti signal komande između dva različita unosa od strane korisnika. U ovoj fazi softver mikro kontrolera čeka na promenu ulaznog signala i kada se izvrši događaj, mikro kontrolorska logika prikuplja i obrađuje analogne ulazne signale. Ova promena se najčešće ogleda u skoku ulaznog napona. U zavisnosti na kojoj EKG elektrodi je najjači ulazni napon, vrši se interpretacija ulaznog signala u datu komandu. Ako korisnik ima mogućnost kontrole motorike oba oka i mogućnost mišićne kontrole vilice, tada je moguće razlikovati tri ulazne komande. Ovakve komande se nadalje prosleđuju softveru računara. Mikrokontroler se ponaša kao USB-HID (*Universal Serial Bus - Human Interface Device*), u prevodu ljudski interfejs uređaji, odn. omogućava direktnu interakciju pomoću USB ulaza i izlaza uređaja i računara. Puno je novih uređaja koje je moguće povezati kao USB-HID, na primer USB kamera, tastatura, miš. Mikrokontroler je podešen da se ponaša kao USB-HID tastatura, na taj način softver u mikro kontroleru prevodi analogne signale u komande koje se od strane računara interpretiraju kao komande sa tastature računara. Time se postiže prepoznavanje EOG i EMG signala u odgovarajuće naredbe.

Drugi model je baziran na potpuno bez-kontaktnom pristupu, gde se pomoću specijalizovanog uređaja sa 3 infracrvene kamere visoke rezolucije u realnom vremenu

beleže podaci o poziciji svakog oka u trodimenzionalnom koordinatnom sistemu. Ove koordinate omogućavaju interpolaciju podataka o tome gde je korisnik fokusiran pogledom na ekranu, dok Z koordinata predstavlja rastojanje od monitora, odn. uređaja. Kod ovog modela problem predstavlja razvoj dovoljno precizne interpretacije (X,Y) koordinata da bi korisnik mogao da upravlja računarom. Osim toga, neophodno je realizovati barem dve akcije, od koji jedna mora da bude akcija selekcije, dok je druga akcija pozicioniranja, odn. pomeranja miša. Oba modela zahtevaju pristup aplikativnom sloju operativnog sistema uz obilato korišćenje višenitnog programiranja.

Drugi sloj predstavlja softversko rešenje na samom računaru koji omogućava interakciju korisnik – računar pomoću odgovarajućeg menija grafičkog interfejsa u sprezi sa hardverom uređaja. Sa obzirom na veoma limitiran broj ulaznih komandi, potrebno je omogućiti proširenje ovog skupa. To se postiglo automatizacijom izbora ulaznog interfejsa, odn. uvodi se vremenski interval u kojem je odgovarajući izbor selekcije ulaznog interfejsa aktivan. Interfejs se deli na tri dela, pri čemu je jedan red aktivan u odgovarajućem vremenskom intervalu, a ostali redovi su pasivni. Nakon isteka odgovarajućeg vremenskog intervala, aktivni i pasivni izbor interfejsa se rotiraju i menjaju stanja. Vremenski interval je moguće podesiti prema svojstvima korisnika. Ovim mehanizmom je broj komandi proširen na potreban broj ulaznih akcija. Problem u ovom pristupu je obezbediti korisniku lakoću izbora, u smislu jednostavnog i pristupačnog interfejsa, jer je korisnicima potrebno da lako i brzo pronađu odabranu selekciju u prikazanom meniju interfejsa. U tom cilju interfejs se prikazuje iznad aktivne aplikacije u donjem delu ekrana, ali obe aplikacije (prikazani interfejs i aktivna aplikacija) koegzistiraju kao zajednički aktivne. Na ovaj način korisnik vidi meni interfejsa koji mu omogućava unošenje komandi ili teksta, a aplikacija koja je ispod interfejsa je aktivna i ona prima zadate komande i time se uspostavlja interakcija između korisnika i aktivne aplikacije na računaru.

Treći sloj predstavlja aktivnu veb stranicu veb servisa e-uprave koja je posebno modelirana i razvijena da bi u potpunosti podržala gore navedeni sistem. U tom smislu je potrebno veb stranu prilagoditi da bude čitljiva, jasna i razumljiva korisnicima i da elementi kojima korisnik želi pristupiti budu označeni definisanim tagovima.

Istraživanje koje se planira ovim projektom ima empirijsko teoretski karakter. Ono treba da pruži odgovore o efikasnosti korišćenja ovakvog računarskog sistema, o ulozi i efektima korišćenja integrisanog modela računarskog servisa e-uprave namenjenih osobama sa visokim stepenom invaliditeta.

Predmet istraživanja ove doktorske disertacije je:

- Istraživanje i analiza uređaja za interakciju između računara i osoba sa visokim stepenom invaliditeta.
- Istraživanje i analiza sistema za korišćenje veb servisa e-uprave za potrebe korisnika sa visokim stepenom invaliditeta.

- Projektovanje integrisanog modela za korišćenje servisa e-uprave kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta.
- Razvoj pilot aplikacije.
- Sistematizacija i analiza rezultata dobijenih upotrebom integrisanog modela za korišćenje veb servisa e-uprave kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta.
- Definisanje mogućnosti unapređenja i daljeg razvoja modela.

3.2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja je kreiranje modela računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Urađen je model i razvijen servis e-uprave koji je posebno projektovan za osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Uz pomoć moždanog kompjuterskog interfejsa ostvarena je komunikacija pomoću moždanih EEG signala. Primenom ovog sistema očekuje se odgovarajući stepen tačnosti interpretacije moždanih signala u konkretne računarske komande. Pored moždanih talasa, uređaj beleži i šum koji se dobija iz okoline od strane drugih elektronskih uređaja, a moguće su i greške u izdavanju komandi od strane korisnika. Sistem softverskih rešenja pokušava da koriguje greške koje nastaju u obradi signala, kao i subjektivne greške koje korisnik napravi. Uz pomoć infracrvenih kamera visoke rezolucije ostvarena je komunikacija sa računarom uz pomoć pogleda oka korisnika.

3.3. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Hipoteze istraživanja formulisane su na osnovu predmeta i cilja istraživanja.

Glavna hipoteza ovog istraživanja glasi:

Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom.

Pomoćne hipoteze glase:

1. Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za interakciju sa računarom uz korišćenje BCI uređaja.
2. Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za interakciju sa računarom uz korišćenje uređaja za upravljanje pogledom.

Pored osnovne hipoteze, tokom istraživanja očekuju se sledeći rezultati:

1. Eliminacija ili smanjenje šuma u EEG talasima u toku komunikacije korisnik – BCI uređaj ili kontrolom pogleda korisnika.
2. Određivanje zadate komande na osnovu reakcije korisnika upotrebom EEG signala ili kontrolom pogleda korisnika.
3. Eliminacija ili smanjenje broja slučajnih grešaka ili grešaka nastalih kao rezultat refleksnih radnji.

4. Izvršavanje zadate komande u okviru integrisanog sistema i reakcija korisnika na korisnički interfejs.
5. Analiza podataka dobijenih eksperimentom.

3.4. METODE ISTRAŽIVANJA

U istraživanju su korišćene sledeće metode:

1. Analiza – teorijska analiza, analiza prezentovanih rešenja u oblasti, analiza karakteristika moždanih računarskih interfejsa (u okviru empirijskog istraživanja).
2. Sinteza – sinteza modela teorijske osnove za implementaciju sistema, sinteza zaključaka na osnovu empirijskih podataka (empirijsko- induktivna metoda).
3. Deskriptivna metoda – opis karakteristika teorijskog modela i implementiranog rešenja.
4. Eksperiment – korišćenje implementiranog rešenja i merenje ključnih karakteristika sistema.
5. Statističke metode – obrada podataka i vrednovanje realizacije ciljeva.

Populacija nad kojom je testiran model i računarski sistem za interakciju čovek-računar čine studenti, kojima nije dozvoljena upotreba ruku u toku praktičnog dela eksperimenta. Ovaj deo eksperimenta treba da simulira uslove kao kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta, koji naravno nije realan niti idealan, ali omogućava prikupljanje rezultata sa ciljem dobijanja verodostojnih podataka.

U istraživanju će se koristiti EOG i EMG talasi dobijeni od strane studenata eksperimentalnim istraživanjem. Ovi EEG talasi variraju po dužini trajanja i intenzitetu. U drugom testu isti korisnici će koristiti model zasnovan na upravljanju pogledom gde će se beležiti preciznost i vreme reakcije na postupak rešavanja zadatka. Nakon praktičnog dela eksperimenta studenti će popuniti anketu o korišćenju testiranog integrisanog sistema koji treba da odredi koji je od predloženih modela lakši i bolji kao podrška servisu e-uprave za osobe sa invaliditetom.

Jedan deo istraživanja je urađen kroz *Microsoft Imagine Cup* takmičenje 2010. godine. Preostali rad je vezan za testiranje BCI uređaja i eksperimentalno istraživanje, objedinjavanje i objavljivanje rezultata u časopisima sa SCI liste, kao i pisanje same disertacije.

Istraživanja su rađena u računarskoj laboratoriji na Tehničkom fakultetu „Mihajlo Pupin“, od opreme su korišćeni Microsoft Windows bazirani računari, BCI uređaji i integrisana infracrvena kamera visoke rezolucije.

Podaci korišćeni u ovom istraživanju predstavljaju rezultate anketiranja studenata u okviru formativne evaluacije razvijenog integrisanog modela sistema za korišćenje

servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom u vidu pokazatelja kao što su: vreme pristupa elementima interfejsa, tačnost interpretacije komandi od strane BCI uređaja ili HD kamere, broj grešaka i broj ponavljanja određenih zahteva. Ovi podaci će biti obrađeni osnovnim metodama statističke obrade podataka. Svi dobijeni pokazatelji se mogu iskoristiti za dalje unapređenje sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom.

Statistička obrada podataka biće izvršena numeričkim proračunima i grafičkim tehnikama prezentovanja podataka.

3.5. NAUČNA I DRUŠTVENA OPRAVDANOST ISTRAŽIVANJA

Istraživanje je primenljivo u organima e-uprave u procesu izdavanja dokumenata za osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Moguće su i druge upotrebe modela računarskog sistema i korisničkog interfejsa u vidu procesa rehabilitacije privremeno imobiliziranih osoba, računarske komunikacije, edukacije, čitanja i opšteg informisanja, mogućnost izražavanja osećanja kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta.

Značaj ovog rada ogleda se u nastojanju da osobama sa visokim stepenom invaliditeta omogući korišćenje servisa e-uprave, kao i da omogući dalje unapređenje sistema, a samim tim povećava kvalitet života korisnika.

4. TEORIJSKA ISTRAŽIVANJA

Kada se posmatraju relevantna istraživanja povezana sa modeliranjem i razvojem računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom, autor disertacije je istražio radove koji se bave sličnom tematikom, kao i radove koji se bave korišćenjem moždanog računarskog interfejsa – BCI i drugim asistivnim tehnologijama nad ciljnom grupom.

Posmatrano teoretski, disertacija se bavi istraživanjem mogućnosti upravljanja računarom uz primenu informaciono komunikacionih tehnologija. Na osnovu drugih istraživanja u ovoj oblasti odabir uređaja se sveo na dva neinvazivna pristupa:

- upotreba BCI uređaja za detekciju moždanih talasa, obradu i konverziju u računarske akcije
- upotreba infracrvenih kamera visoke rezolucije za detekciju pokreta glave i očiju, obradu signala i konverziju u računarske akcije

Prvi rad u oblasti BCI uređaja je od autora Jacques Vidal objavljen 1973. godine (Vidal, 1973). Ipak, tokom 70-tih godina objavljeno je samo četiri rada. Na osnovu podataka pretraživanja sa veb stranice „*ISI Web of Knowledge: Web of Science*“, istraživanje uređaja baziranih na BCI tehnologijama i obradi EEG signala je postalo intenzivno počev od 2003. godine, od kada se broj radova svake godine uvećava za 20-50% u ovoj oblasti.

4.1. NEURONI, LJUDSKI MOZAK I NAPONSKI POTENCIJAL

Centralni nervni sistem se sastoji od dve glavne komponente: kičmene moždine i mozga. Razumevanje strukture ljudskog mozga, neurona i električne aktivnosti unutar neurona je preduslov za primenu BCI tehnologije.

4.1.1. Nervne ćelije - neuroni

Ljudski mozak je jedan od najkompleksnijih proučavanih objekata, ali ipak nije u potpunosti istražen. Pitanje na koje još nije u potpunosti odgovoreno: Šta je misao? Iz razloga teškog razumevanja kako misli rade, naučnici su se okrenuli ka osnovnim operacijama i funkcijama mozga, od čega se mozak sastoji i kako su te ćelije međusobno povezane (Walker, 2002).

Osnovni elemenat mozga, kao i celog nervnog sistema, predstavlja neuron. Teorijski koncept neurona prvi je objavio španski naučnik Santiago Ramón y Cajal 1894. godine. Ovaj koncept je sporo usvajan, ali je danas osnova moderne neuro nauke.

Neuroni imaju ulogu provodnika nadražaja od receptora do nervnog sistema kičmenjaka, i od nervnog sistema do odgovarajućih ćelija i organa. Osim prenosa informacija značajna

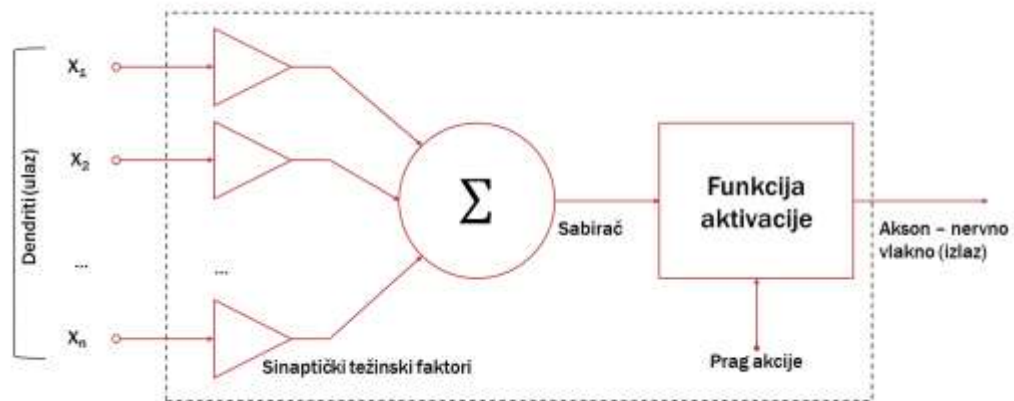
uloga neurona je u prenosu i skladištenju informacija u nervnom sistemu. Neuronima nemaju sposobnost deljenja (izuzetak su mirisni neuroni) i poseduju sve ćelijske i metaboličke mehanizme kao i ostale ćelije, ali za razliku od ostalih ćelija neuroni imaju bioelektrične sposobnosti, stvaraju električne signale, impulse i specijalizovani su za međućelijske kontakte i komunikacije.

Neuron se sastoji od tela u kome se nalazi jedro, a sa njega polaze dve vrste nastavaka: dendriti (gr. dendron = drvo) i akson (gr. axon = osovina) ili nervno vlakno.

Dendriti su kratki razgranati nastavci koji nadražaj dovode do tela neurona i granaju se čime se povećava površina kojom primaju signale iz drugih neurona. Dužina dendrita je obično oko 100 mikrona. Imaju funkciju primanja nadražaja koji dolaze od drugih neurona i njihovom provođenju ka telu nervne ćelije. Dendriti, kao receptori (senzitivni završeci) primaju različite vrste osećaja: bol, toplotu, dodir, ukus, miris, zvuk itd.

Akson, neurit ili nervno vlakno je cilindrični nastavak neurona koji se samo na kraju grana. Nervno vlakno odvodi nadražaj (odn. impulse) od tela neurona ka sledećem neuronu. Veličina tela neurona kreće se u mikroskopskim razmerama. Prečnik tela patuljastih neurona, kakvi su npr. zrnasti neuroni kore malog mozga čoveka je 7-8 μm . Divovski neuroni, kao što su ćelije u kori malog mozga čoveka, imaju prečnik od 120 - 150 μm . Nervno vlakno kičmenjaka može biti kratko (kod većine njegova dužina je oko 5 μm) ili kod krupnih životinja značajno duži, kao kod npr. plavog kita njegova dužina iznosi do 10 m. Kratki neuriti se granaju u neposrednoj okolini tela neurona i karakteristični su za umetnute neurone. Dugački neuriti se završavaju u udaljenom području sive mase prenoseći signale iz jednog dela mozga u drugi. Takvi neuriti mogu biti: senzorni koji donose signal (nadražaj) u neki deo mozga i motorni koji signal iz jednog dela odnosi u drugi deo mozga (Walker, 2002).

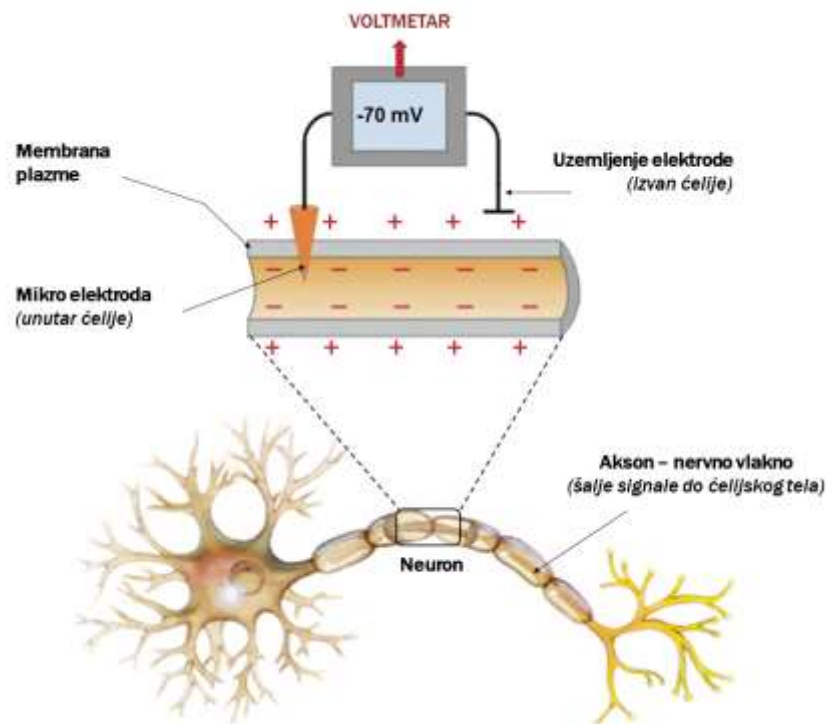
Slika 1 prikazuje pojednostavljeni matematički model rada neurona. Neuron funkcionalno predstavlja nezavisnu procesorsku jedinicu koja je specijalizovana za slanje i prijem elektrohemijskih signala, odn. akcionih potencijala. Pomoću dendrita neuron prima ulazna stanja od drugih ćelija i ovi signali ulaze u sabirač. Ako rezultat dodavanja zadovoljava kriterijum neuro zavisnog uslova definisanog pomoću praga akcije koji se fizički određuje pomoću neuronskog brežuljka, nervna ćelija se onda postavlja u stanje „okidača“, odn. neuron šalje novi generisani izlazni signal.



Slika 1. Pojednostavljeni prikaz modela neurona

4.1.2. Električna aktivnost neurona

Neuroni se kao i sve ćelije nervnog sistema sastoje uglavnom od fluida i veoma tankog omotača – membrane. Membrana nije u potpunosti nepropusna, već omogućava odgovarajuću razmenu jona i molekula neurona sa okolinom. Uopšteno, fluid unutar neurona sadrži visoku koncentraciju jona Kalijuma K^+ i nisku koncentraciju jona Na^+ i Cl^- , dok se van nervne ćelije koncentracije jona u obrnutoj srazmeri. Razlika u jonskoj koncentraciji omogućava stvaranje naponskog potencijala. U stanju mirovanja nervne ćelije, membranski potencijal neurona približno iznosi -70 mV (Slika 2).



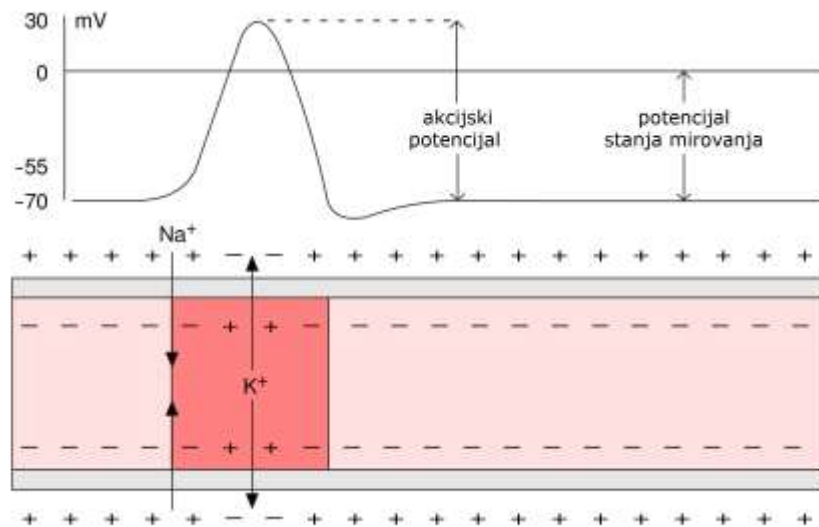
Slika 2. Električni potencijal nervnog vlakna

Prema Goldmanovoj jednačini napon se može opisati sledećom formulom (Junge, 1981):

$$V_m = \frac{R \times T}{F} \ln \left(\frac{P_K [K^+]_s + P_{Na} [Na^+]_s + P_{Cl} [Cl^-]_s}{P_K [K^+]_u + P_{Na} [Na^+]_u + P_{Cl} [Cl^-]_u} \right) \approx -70mV$$

gde R - predstavlja gasnu konstantu, T - apsolutnu temperaturu i F - Faradejevu konstantu. Izrazi P_K , P_{Na} , P_{Cl} , predstavljaju relativnu permeabilnost membrane ova tri jona. Razlika koncentracije jona unutar membrane su obeležene sa $[\]_u$, a sa spoljne strane membrane sa $[\]_s$.

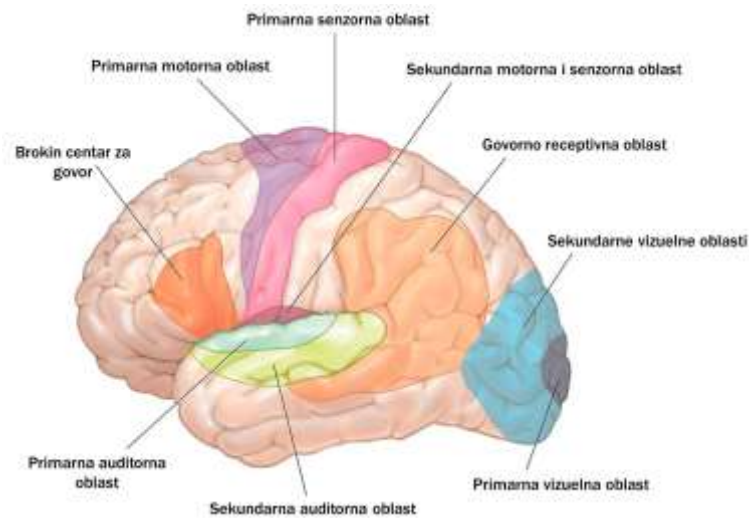
U fizičko hemijskom smislu kretanje čestica se uvek obavlja u smeru više ka nižoj koncentraciji. U slučaju neurona, joni će se kretati kroz membranu ćelije neurona ka unutrašnjosti dok se ne formira ravnoteža. S obzirom da su joni oko membrane naelektrisani, oni stvaraju električnu silu pri kretanju pozitivno naelektrisanih jona ka prostoru sa negativno naelektrisanim jonima i obrnuto. Kada se neuroni stimulišu propustljivost membrane se menja čime se stvara kretanja jona unutar i izvan membrane neurona. Ako su ove promene niske, jonska pumpa neurona brzo reguliše poremećaj i odnos koncentracije jona bez stvaranja promene naponskog potencijala neurona. U slučaju da su promene visoke jonska pumpa nije u mogućnosti da reguliše elektrohemijski gradijent, što stvara promenu naponskog potencijala neurona. U slučaju da promena napona pređe -55 mV, događa se da u deliću milisekunde jon Na^+ teče slobodno u ćeliji, pre nego što se jonska pumpa ponovo zatvori. Ova promena se zove depolarizacija, a kao rezultat promene stvara se membranski naponski potencijal od +30 mV. Kratko nakon depolarizacije dolazi do protoka jona K^+ iz ćelije. Ovaj proces se zove repolarizacija. Signal prelazi iz pozitivnog u negativno naelektrisano stanje i ovaj impuls se naziva akcijski potencijal (Slika 3). Kretanje pozitivnog naboja stvara novu depolarizaciju membrane, analogno kada se membrana otvori za protok jona K^+ događa se obrnuta situacija gde talas repolarizacije juri talas depolarizacije kroz nervno vlakno. Akcijski potencijal teče u jednom pravcu, zato što se okidanje dogodilo kod neuronskog brežuljka na početku nervnog vlakna.



Slika 3. Akcijski potencijal nervne ćelije

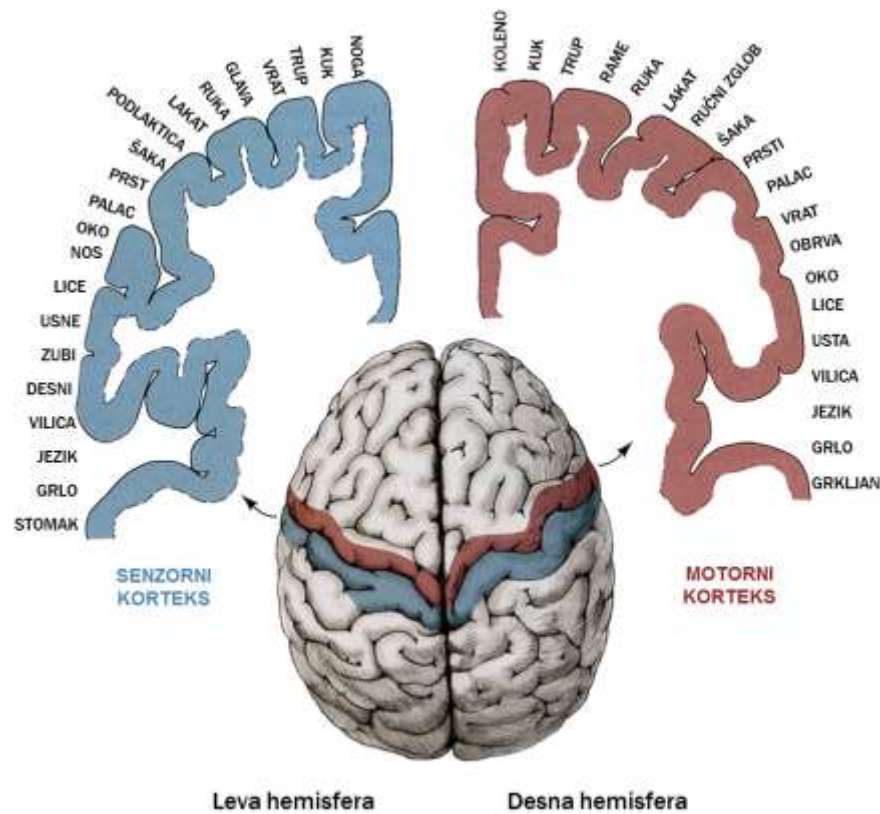
4.1.3. Struktura ljudskog mozga

Neuroni u mozgu komuniciraju između sebe na molekularnom nivou. U ovom radu fokus je na analizi električnih signala koji se generišu u velikom mozgu (cerebrum) i spoljašnjem sloju koji okružuje veliki mozak, tzv. cerebralni korteks. Veliki mozak je podeljen u dve hemisfere: levu i desnu. Leva hemisfera kontroliše i prima informacije od desne strane tela i analogno desna hemisfera je povezana sa levom stranom tela. Obe hemisfere su prekrivene sa tankim slojem u kojem su gusto zapakovani neuroni. Pretpostavka je da se nalazi oko 10^{11} neurona. Svaki neuron može biti povezan sa blizu 10^4 drugih neurona, što prikazuje kompleksnost strukture mozga. Sloj koji objedinjuje celu ovu mrežu naziva se cerebralni korteks. Istraživači izučavaju cerebralni korteks, ali zbog kompleksnosti daleko je od potpunog razumevanja. Naučnici i istraživači su saglasni da je cerebralni korteks centar viših funkcija mozga, kao što su vid, sluh, motoričke funkcije, centar za osećaj i planiranje. Korteks je samo 5mm deo, ali je potvrđeno da su različite oblasti korteks odgovorne za određene funkcije (Luria, 1966).



Slika 4. Prikaz značajnih delova moždanog korteksa

U razvoju modela za upravljanje računarom uz pomoć BCI uređaja u ovoj tezi se analizira električna aktivnost korteksa odgovornog za motoričke radnje. Ovi motorički pokreti su generisani od strane oblasti za primarne motoričke aktivnosti (Slika 4). Ustanovljeno je da se ova oblast može podeliti na regione u zavisnosti koji deo tela se kontroliše (Penfield; Rasmussen, 1950). Slika 5 prikazuje pojednostavljenu šemu regija zaduženih za odgovarajuće primarne motoričke i senzorne aktivnosti. Prema (Penfield; Rasmussen, 1950) ustanovljeno je da slična mapa može nacrtati na samoj površini lobanje glave. Ova informacija je značajna za dalja istraživanja u oblasti obrade signala dobijenih posredstvo BCI uređaja i omogućava gde je potrebno postaviti EEG elektrode na površini glave.



Slika 5. Mapa senzornog i motornog korteksa, izvor: (Penfield; Rasmussen, 1950)

4.2. AUGMENTATIVNA I ALTERNATIVNA KOMUNIKACIJA

Potpomognuta komunikacija, odn. augmentativna i alternativna komunikacija (AAC) predstavlja sve druge forme komunikacije osim govorne komunikacije, koja omogućava izražavanje misli, želja, potreba ili ideja. Postoje raznovrsna sredstva za poboljšanje odn. augmentaciju sposobnosti komuniciranja. Obično se prikazuju slike, simboli i štampane reči uz korišćenje asistivnih tehnologija, odn. posebnih uređaja ili mogu biti ispisani na papiru ili drugom medijumu.

Asistivne tehnologije koja se koriste za augmentativnu komunikaciju mogu omogućiti komunikaciju kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta. Upotreba BCI tehnologije i infracrvene kamere visoke rezolucije kao alternativnih tehnoloških uređaja omogućavaju komunikaciju između računara i osobe, bez upotrebe ruku ili glasovnih komandi.

Upotreba BCI uređaja može biti invazivan i neinvazivan. U radu će se analizirati samo neinvazivna BCI tehnologija. Prednosti neinvazivnog pristupa omogućava eksperimentisanje i istraživanje u oblasti kontrole računara pomoću moždanih talasa. Ovi uređaji mogu u zavisnosti od tehničkih karakteristika BCI uređaja da prepoznaju različite misaone akcije korisnika. Moguće je postaviti sistem koji detektuje jačinu treptaja oka ili jačinu gutanja ili zatvaranja vilice. Uređaji detektuju nervnu aktivnost u vidu EEG signala koji se dobija upotrebom specijalnih elektroda koje su postavljene na glavi, odn. lobanji

osobe. Ove elektrode snimaju moždanu aktivnost, signal se obrađuje i uz odgovarajući hardver prenosi u računar. Računar uz specijalizovani softver analizira dobijene informacije, obrađuje ih i klasifikuje u izvršne komande. Otvoreni pristup tehnologiji omogućava modifikacije i nadogradnje sistema uz upotrebu raznovrsnih softverskih rešenja koja mogu povećati kvalitet i preciznost interakcije između čoveka i računara. Razvojem novih tehnologija moguća je brza i laka adaptacija postojećih rešenja uz povećanje postojećih performansi sistema. Takođe, uređaji postaju mobilniji i portabilniji, što dodatno povećava komfor asistivne upotrebe. Ekonomski faktor je posebno značajan i sa povećanjem ponude novih uređaja i ulaskom većeg broja ponuđača asistivne tehnologije, stvara se konkurencija koja donosi krajnjim korisnicima povoljniju cenu opreme uz povećanje tehničko tehnološkog kvaliteta.

Upotreba kamere visoke rezolucije je ekonomski veoma povoljno rešenje, ali takođe predstavlja neprecizni ulazni uređaj. Uz korišćenje kamere visoke rezolucije, moguće je prepoznati glavu i lice osobe. Uređaji za asistivnu tehnologiju bazirani na kamerama visoke rezolucije koriste specijalizovani softver i algoritme koji interpretiraju sliku korisnika u odgovarajuću poziciju kursora na ekranu računara. Proces se odvija tako što se analizom slike prepoznaju delovi lica kao što su oči, usta, nos, a potom i sama glava korisnika. Obavlja se osnovna kalibracija korisnika da bi se ustanovilo koliko je korisnik u mogućnosti da pomera glavu u pravcima levo-desno i gore-dole. Ova pomeranja trebaju da budu optimalna, ne previše zahtevna, ali dovoljna da se prepozna ugao pomeranja. Za pomeranje levo-desno je dovoljan ugao 15 do 20 stepeni u svakom pravcu, dok je za pomeranje gore-dole potreban ugao od 10-15 stepeni. Ipak, da bi proces detekcije pomeranja glave bio tačan i precizan, neophodno je da osoba bude u ravnomerno osvetljenoj prostoriji zbog tehničkih karakteristika kamere. Drugi problem je upotreba naočara, jer kamera detektuje refleksiju sa stakla naočara i teško prepoznaje oči korisnika.

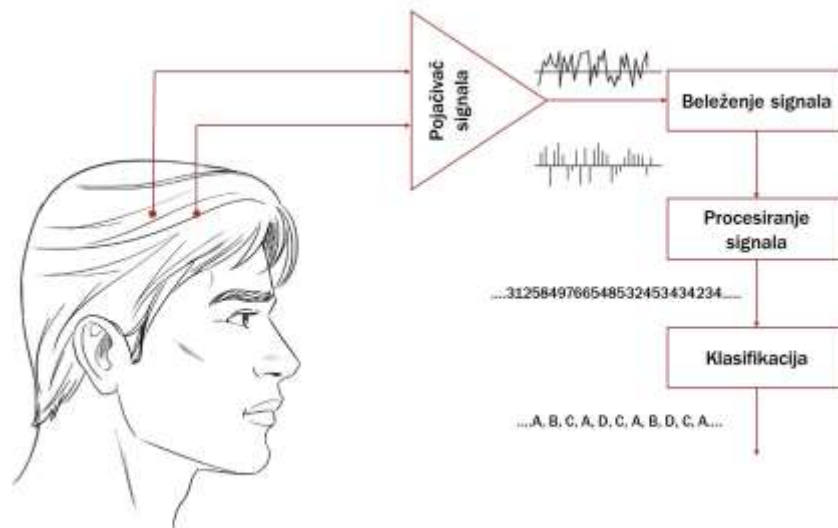
4.3. KOMPJUTERSKI INTERFEJS MOŽDANIH TALASA (BCI)

Posmatrano istorijski prvo snimanje moždanih talasa je obavio Hans Berger 1924. godine. On je uspeo da snimi EEG talase kao formu oscilatornih aktivnosti u oblasti alfa talasa (Sanchez; Principe, 2009). Prva istraživanja vezana za kompjuterski interfejs moždanih talasa datiraju iz 1970. godine sa UCLA univerziteta iz SAD.

Prepoznavanje moždanih talasa je hardverski zavisian proces i najveći uticaj na kvalitet dobijenih signala utiče tehnologija uređaja za obradu i interpretaciju EEG talasa (Barry et al., 2007). BCI uređaji se razvijaju u skladu sa trendom razvoja tehnologija, odn. sa vremenom se razvija i preciznost ovih uređaja. Sa stanovišta pristupa razlikujemo invazivnu i neinvazivnu metodu pristupa uređaju neuro transitorima (Graimann et al., 2011). U ovoj disertaciji će se obraditi samo neinvazivna metoda, koja za cilj ima lakše testiranje i upotrebu BCI uređaja.

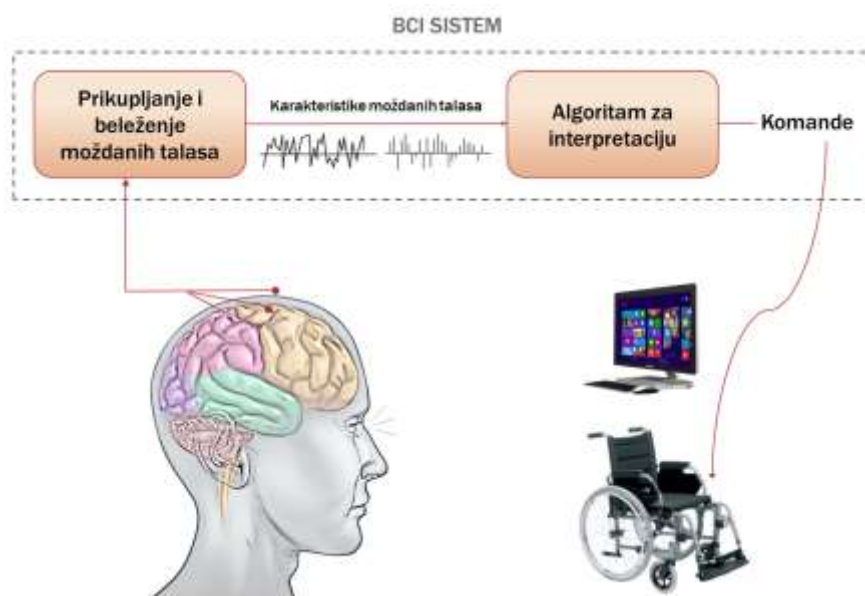
Slika 6 prikazuje model i princip rada neinvazivnog BCI uređaja koji se u većini slučajeva sastoji od:

1. modula za beleženje EEG signala,
2. modula za obradu signala,
3. modula za klasifikaciju



Slika 6. Princip rada BCI uređaja

Neinvazivni BCI uređaji se mogu primeniti u industriji računarskih video igara, ali i kod primena analize moždanih signala kao pomoć fizički onesposobljenim osobama (Cincotti et al., 2007).



Slika 7. BCI sistem za upravljanje invalidskim kolicima

Upotreba BCI uređaja koji snima moždane signale daje dobre rezultate u pomoći ljudima koji pate od paralize nakon ozlede, bolesti ili moždanog udara (Slika 7). Zahvaljujući

softveru i računaru, moguće je analizirati EEG signale i prevesti ih akcije ili pokrete (Perez; Cruz, 2007). Praktično, to znači da moždani signali upravljaju uređajem kao što je robotska ruka samo pomoću misli korisnika uređaja. Kada paralizovane osobe razmišljaju o pokretu, aktiviraju se neuroni u motornom području korteksa (St'astny, 2012). Bez obzira što je komunikaciona veza između mozga i mišića prekinuta, detektovani EEG signal se može prepoznati i prevesti u izvršnu radnju, odn. pokret ili neku drugu akciju. Implantacijom BCI uređaja se može ova preciznost značajno povećati, ali to već predstavlja invazivnu metodu koja otvara nove probleme i posledice (Tan; Nijholt, 2010). U budućnosti se predviđa stvaranje sofisticiranijih uređaja koji će biti ugrađeni u telo osobe u vidu proteze. Takva proteza bi predstavljala kompletan sistem koji snima moždanu aktivnost, obrađuje, analizira i izvršava zadate akcije uz mogućnost povratne veze koja stvara osećaj pravog ekstremiteta (Yoshikawa et al., 2009).

4.4. ELEKTROENCEFALOGRAFIJA (EEG)

Elektroencefalografija spada u dijagnostičke metode za brojne neurološke poremećaje. Glavna dijagnostička primena EEG je u slučaju epilepsije pri kojoj EEG zapis izgleda kao asinhroni grafikon sa puno regularnih amplituda. EEG se može primeniti i u slučajevima kome ili moždane smrti, ali u oba slučaja samo kao dijagnostička metoda. Sa dosta šuma i nepreciznosti moguće je dijagnostikovati i brojne mentalne poremećaje koji pokazuju specifičan EEG nalaz u kojem se vidi smanjena aktivnost u frontalnim režnjevima mozga.

Elektroencefalografija predstavlja proces snimanja električne aktivnosti mozga duž kostiju lobanje. Proces dijagnostike baziran na elektroencefalografiji se temelji na činjenici da nervne stanice u mozgu konstantno proizvode niskofrekventne električne signale. Neuroni kroz telo šalju informacije električnim putem, tako što preko staničnih membrana proizvode impulse difuzijom jona. Proces razmene jona sa okolinom traje stalno, bilo da se održava potencijal mirovanja ili dolazi do akcijskog potencijala. Tim konstantnim kretanjem jona stvaraju se talasi jona koji kad dođu do elektroda na lobanji mogu odgurnuti ili privući elektrone metala koji se nalazi na elektrodama, što dovodi do generisanja naponskog potencijala. Ovaj potencijal je veoma nizak, svega nekoliko mikro volti (Sinkjaer et al., 2003).

Kada osoba razmišlja, izgovara reči, trepće očima ili pomera vilicu, sve to aktivira i stimuliše različite delove mozga (Neural Signals, 2007). Veza koja se stvara između mozga i uređaja, predstavlja BCI uređaj. Ovi uređaji u sebi poseduju detektor, pojačivač signala i mikro kontroler zadužen za obradu, klasifikaciju signala i dalje prenos podatka. Ceo postupak je neinvazivan i kao takav potpuno bezbolan.

Razvoj BCI uređaja otvorio je oblast koja se bavi komunikacijom između ljudi i računara i predstavlja jedan smer budućih istraživanja i razvoja u području neuro nauke i informacionih tehnologija. Veza mozak-računar je direktna komunikaciona veza između

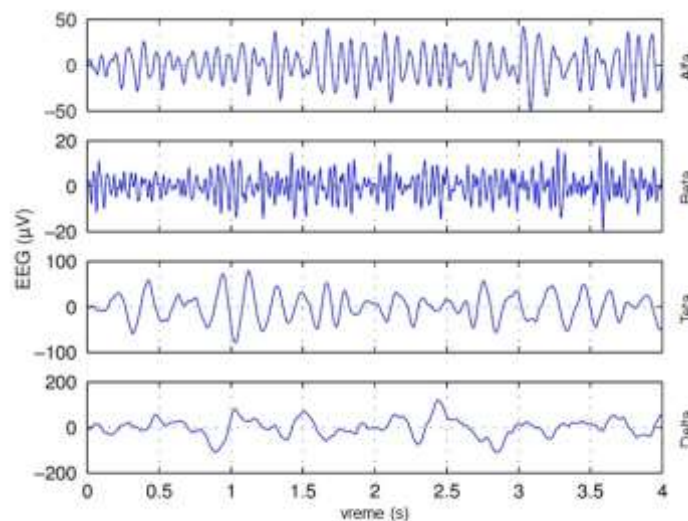
čovjekovih moždanih talasa i spoljnog uređaja. Postupak komunikacije je za sada jednosmeran, odn. računar samo prima informacije iz mozga subjekta ili šalje podatke u mozak. Razvoj novih i modernijih BCI uređaja je aktuelan i može se očekivati stvaranje direktne dvosmerne veze u bliskoj budućnosti. BCI se trenutno razvija za medicinske potrebe (pomoć kod fizički onesposobljenih osoba), ali je našao primenu i kod virtualnih okruženja (računarske igre nove generacije).

Glavna prednost neinvazivne veze je nepostojanje rizika otvorene operacije na mozgu. Sa druge strane zbog tehničkog procesa beleženja informacija, stvara se veliki šum u signalima, a moguće su i greške pri očitavanju EEG signala. Ipak, ovakav prenos nije dovoljan za kontrolu pokreta proteze ruke ili noge u nekoliko stepeni slobode, ali se može koristiti za kontrolu kursora miša ili komunikaciju (Pollack, 2006).

Generalno, BCI veza pomoću EEG signala može da raspoznaje akcije koje subjekat želi da zada računaru, zahvaljujući velikom broju neurona i merenju električne aktivnosti istih. Osnovne mane BCI uređaja i čitanja EEG signala su gore pomenuti šum i greška u signalu koji se javlja. Razlog za nastanak šuma i tačnosti signala je razdaljina koju signal prelazi iz mozga do elektroda, prolazeći kroz tkivo, kosti i kožu. Ipak BCI uređaji se mogu koristiti u detekciji moždane aktivnosti koja je povezana sa vizualnom stimulacijom, nervnim stimulansom koji bi pobudio grupu mišića ili drugim kognitivnim stanjima.

4.5. SNIMANJE I OBRADA EEG SIGNALA

EEG signal predstavlja moždane talase različitih naponskih karakteristika (Slika 8), koji su prema frekvenciji podeljeni na delta talase (aktivnost do 4 Hz), teta talase (od 4 do 7 Hz), alfa talase (od 8-13 Hz) i beta talase sa frekvencijom preko 13 Hz (Cichocki et al., 2008).



Slika 8. Podela EEG na osnovu frekvencije talasa

Delta talasi (0,5-4 Hz) su povezani sa dubokim snom i aktivnost ponekada postoji samo svake 2 do 3 sekunde. Naponska amplituda teta talasa je oko 100 μV , mada ponekad može biti i viša. Pojavljuju se u najdubljoj meditaciji i spavanju bez snova. Određene frekvencije u delta opsegu podstiču lučenje hormona rasta koji je posebno značajan za regeneraciju organizma i proces izlečenja. Zbog toga je duboki, okrepljujući san toliko važan za proces izlečenja.

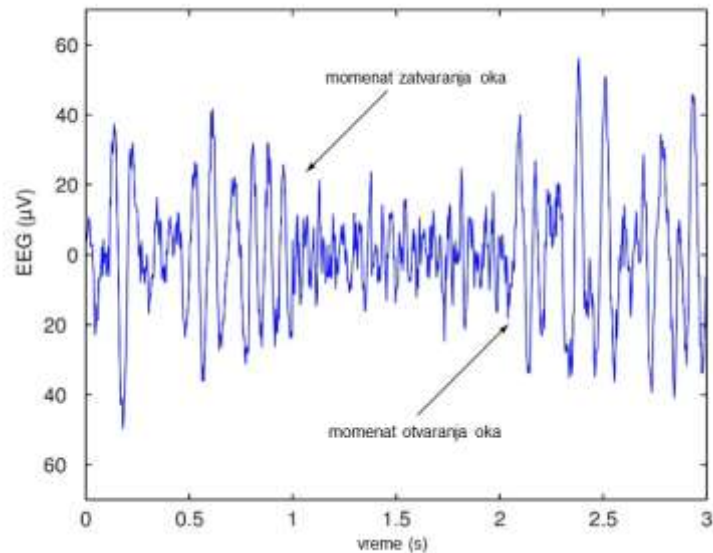
Teta talasi (4 do 7 Hz) talasi su spori i povezani su sa stanjima kao što su dnevno sanjarenje i pospanost. Naponska amplituda teta talasa je ispod 100 μV . Frekvencija od 7 Hz vezana je za vizualizaciju. U psihoterapiji se koristi uvođenje u teta stanje da bi osoba lakše oživela sećanja, fantazije i asocijacije. Pojavljuju se najčešće u snu, ali takođe dominiraju i u stanjima duboke meditacije.

Alfa talasi (8 do 13 Hz) se javljaju u budnom stanju u mirovanju talasi i povezani su sa stanjima relaksacije, meditacije i kreativnim aktivnostima. Generisani naponski potencijal alfa talasa je oko 50 μV . Pri spavanju alfa aktivnost nestaje. Kod budne i aktivne osobe alfa aktivnost je zamenjena višim učestalostima sa manjom amplitudom. Niski alfa (8-10 Hz) talasi prisutni su za vreme sanjanja i lagane meditacije kada su oči zatvorene.

Beta talasi (14 do 30 Hz) talasi spadaju u brzo talasne aktivnosti i karakteristični su za stanja povišene svesnosti, koncentracije i fokusirane pažnje. Beta ritam generiše naponski potencijal od maksimalno 20 μV . Dominiraju u našem budnom stanju kada je pažnja usmerena ka saznajnim ciljevima i spoljašnjem svetu. Kada je mozak uzbuđen i aktivno učestvuje u nekoj mentalnoj aktivnosti, on generiše beta talase. Osoba koja je u nekoj aktivnoj konverzaciji biće u beta stanju.

Merenje aktivnosti pokreta očiju ispituje se analizom EOG signala (elektrookulogram), dok se ispitivanje električne mišićne aktivnosti u predelu brade i vrata obavlja analizom EMG signala (elektromiogram). Tokom budnog stanja EOG signal je haotičan, EMG signal pokazuje izraženu mišićnu aktivnost, a EEG signal je brz i moduliran, sa prisutnim alfa i beta-aktivnostima. (Gerdle et al., 1999)

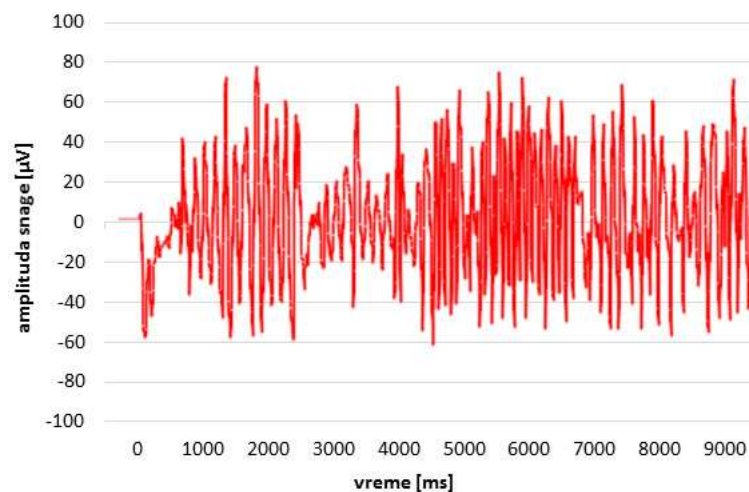
Globalna bioelektrična aktivnost mozga odraslih osoba registrovana pomoću elektroda postavljenih na površinu lobanje ima u normalnim uslovima pri relaksaciji sa zatvorenim očima relativno uniformnu sliku sačinjenu od brzog (14-30 Hz) beta ritma i sporijeg (8-13 Hz) alfa ritma. Veća odstupanja od ove slike, osim u spavanju, imaju gotovo uvek patološko značenje. Svaka aktivnost osobe proizvodi odgovarajući bioelektrični naponski potencijal EEG signala (Barry et al., 2007). Slika 9 prikazuje snimak EEG ritma pri momentu zatvaranja i otvaranja oka čoveka.



Slika 9. Snimak EEG talasa pri zatvaranju i otvaranju oka osobe

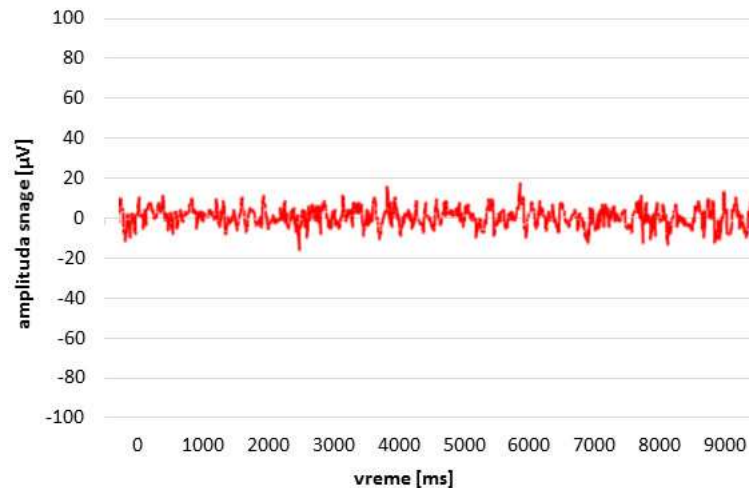
Prilikom beleženja EEG signala javlja se i pozadinska moždana aktivnost, psihološke smetnje u vidu pomeranja očiju i drugih pokreta i smetnje, odn. šumovi koje beleži elektroda BCI uređaja koji mogu biti izazvani kontaktima elektroda, refleksnim treptanjem oka, srčanim ritmom, pomeranjem vilice ili aktom gutanja pljuvačke. Snimljeni EEG signal je neophodno procesirati metodama koji će omogućiti njihovu kasniju eliminaciju ili generalizaciju (Cichocki et al., 2011).

Pomeranje vilice i mišićna aktivnost brade i vrata rezultuje stvaranjima EMG signala, koji se manifestuju kao smetnje EEG talasa u oblasti beleženja. EMG talasi generišu signal izražene amplitude čija vrednost može dostići do 100 μV u oblasti snimanja EEG talasa. Slika 10 prikazuje električni potencijal nastao pomeranjem vilice i jezika koji se detektuje prilikom snimanja EEG signala.



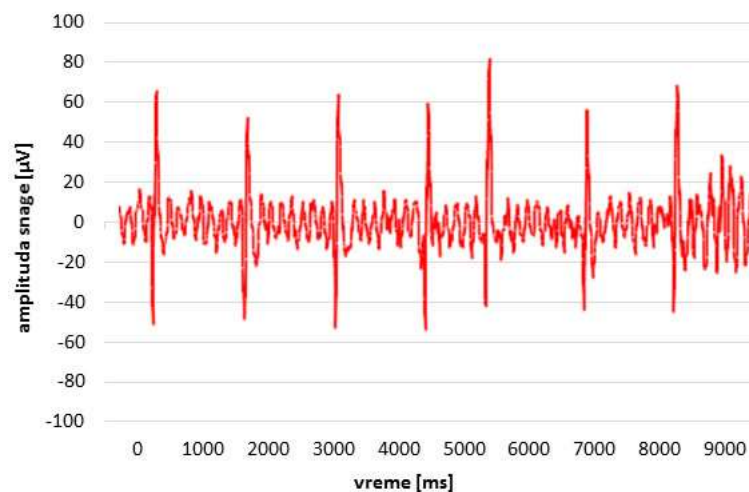
Slika 10. Bioelektrične smetnje nastale pomeranjem vilice

Tokom beleženja EEG signala nervna vlakna proizvode bioelektrične signale konstantno. To znači da se prilikom snimanja EEG signala pojavljuju aktivnosti koje se konstantno odvijaju i bez svesne kontrole čoveka nad njima. Jedan od takvih primera je srčani ritam (Slika 11). Električna aktivnost rada srca predstavlja mišićnu aktivnost koja je inače veoma izražena, ali zbog pozicije EEG elektroda prilikom snimanja EEG signala, srčani ritam nije toliko amplitudno izražen.



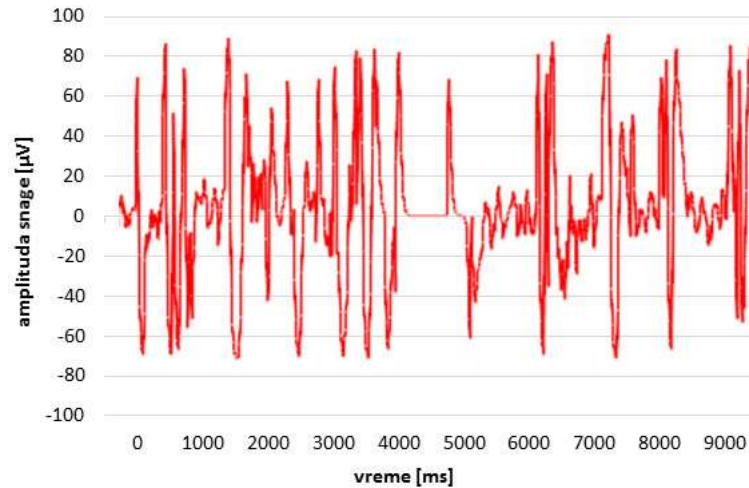
Slika 11. Bioelektrične smetnje nastale srčanim ritmom

Mišićna aktivnost treptaja oka pripada grupi EOG signala. Slika 12 prikazuje električnu aktivnost prilikom treptaja. EOG i EMG signali iako predstavljaju smetnje prilikom beleženja EEG signala, ujedno mogu da se izoluju i dalje da posluže za obradu i detekciju specifične mišićne aktivnosti. Zbog svoje jasne izražajnosti analizom EOG signala i detekcijom naponskog potencijala prilikom aktivnosti treptaja oka moguće je jasno detektovati jačinu treptaja i na osnovu toga odrediti da li je aktivnost usledila nakon refleksne rednje ili je aktivnost urađena sa namerom slanja komandi računaru ili nekom drugom sistemu (Matiko et al., 2013).



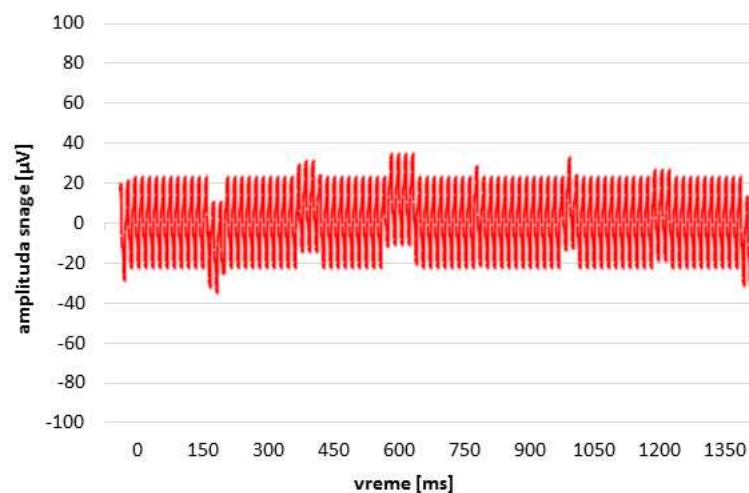
Slika 12. Bioelektrične smetnje nastale treptanjem očiju

Kontakt elektroda sa površinom kože može da dovede do stvaranja visokih pikova u amplitudi zabeleženog EEG signala (Slika 13). Ipak, kada se elektrode pravilno postavje i ako nema mehaničkog pomeranja u oblasti gde su postavljene, ove smetnje su linearne i obično su ravnomerne. Njihov uticaj na snimanje EEG signala se može smanjiti upotrebom kvalitetnijih materijala i postavljanjem elektro propusnog gela. Moguće je i postavljanje unutar lobanje, ali to već predstavlja invazivnu metodu.



Slika 13. Bioelektrične smetnje usled kontakta elektroda

Proces detekcije EEG signala se odvija primanjem slabih električnih potencijala i njihovim pojačavanjem. Ovaj proces dovodi do beleženja i pojačavanja smetnji nastalih usled elektromagnetne i frekventne smetnje električne mreže (Slika 14). Smetnju električne mreže je moguće eliminisati upotrebom mrežnih filtera ili prelaskom na sisteme koji su izolovani od mreže, konverzijom napona u jednosmerni napon i daljom izolacijom frekventnog šuma.



Slika 14. Smetnje nastale kroz mrežu 50 Hz

Postoji više metode i tehnika obrade EEG signala, među kojima su najznačajnije:

- Velč (*Welch*) metoda
- Autoregresivni model

Velčova metoda (Welch, 1967) predstavlja metodu koja se koristi za proračun snage signala u različitim frekvencijama. Metoda se zasniva na estimaciji spektra stohastičkih signala i predstavlja unapređenje Bartletove (*Bartlett*) metode u redukciji šuma u očekivanom spektru signala primenom smanjivanja frekvencije uzorka. U analizi vremenskih serija i obradi EEG signala najkorisnija je Barletova metoda koja se često zove i metoda usrednjavanja. Barletova metoda omogućuje redukovanje varijacija periodograma (procena spektralne gustine snage) primenom redukcije gustine rezolucije. Dobijeni rezultat predstavlja usrednjene vrednosti pri istim frekvencijama dobijenih od delova uzoraka koje se ne preklapaju u izvornom signalu (Engelberg, 2008).

Barletova metoda podrazumeva sledeće korake:

- N originalnih izvornih segmenata je podeljeno u K segmenata podataka koji se ne preklapaju svaki veličine M
- Za svaki segment se računa periodogram primenom diskretne Furijeve transformacije, nakon čega se računa kvadrat amplitude rezultata i na kraju se deli sa veličinom M
- Radi se usrednjavanje rezultata periodograma iznad K segmenta podataka, čime se postiže smanjenje razlika u odnosu na originalnu vremensku seriju podataka.

Usrednjavanje signala se obavlja na sledeći način:

Neka y_{jsr} predstavlja srednju vrednost j ordinate nakon vremena t_j , onda je:

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{kj}(t_j)$$

U svakoj ordinati se zajedno sa komponentom odziva na nadražaj y_e nalazi i komponenta šuma y_s , pa sledi:

$$y_j(t_j) = y_e(t_j) + y_s(t_j)$$

iz čega sledi:

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{ke}(t_j) + \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{ks}(t_j)$$

sa rastom broja uzoraka n , raste broj pozitivnih i negativnih komponenti koje se međusobno poništavaju, pa će se drugi član sabiranjem približavati nuli sa rastom broja uzoraka n . Drugi član se sabiranjem sa prvim može potpuno zanemariti, pa se na osnovu toga može pisati:

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{ke}(t_j)$$

Poboljšana metoda za procenu spektralne gustine snage je tzv. Velčova metoda (metoda usrednjavanja periodograma). Suština ove metode je u deljenju niza podataka na segmente (koji mogu i da se preklapaju), računanju periodograma za svaki segment i na kraju nalaženju srednje vrednosti ovako dobijenih procena spektralne gustine snage

Velčova metoda je bazirana na Bartletovoj metodi, ali se razlikuje u dva koraka (Gupta et al., 2013):

1. Signal se deli na segmente koji se preklapaju. Originalni segmenti podataka se dele u L segmenata podataka veličine M , koji se preklapaju sa tačkama D :
 - Ako je $D = \frac{M}{2}$, preklapanje će biti recimo 50%
 - Ako je $D = 0$, preklapanje će biti recimo 0%, odn. situacija ista kao kod Bartletove metode
2. Segmenti koji se preklapaju se zatim dele na okvire. Nakon što se podaci podele na segmente koji se preklapaju, pojedinačni L segmenti imaju okvir koji može da se primeni nad njima u odgovarajućem vremenskom domenu
 - Većina matematičkih funkcija apodizacije (preklapanja) omogućava veći uticaj nad podacima koji su u centru uzorka u odnosu na ivice uzorka, čime dolazi do gubitaka informacija. Preklapanje uzorka u vremenskoj seriji ima cilj da eliminiše gubitke informacija.
 - Pravljenje okvira i preklapanje uzoraka je predstavlja modifikovani periodogram

Nakon pripreme uzoraka Velčovom metodom, periodogram se izračunava primenom diskretne Furijeove transformacije, nakon čega se računa kvadrat amplitude rezultata. Svaki individualni periodogram se zatim usrednjava i dobijeni rezultat predstavlja niz odnosa snage naspram frekvencije uzorka (Cooley; Tukey, 1965).

Autoregresivni model predstavlja često korišćenu tehniku prilikom modeliranja vremenske serije EEG signala. Matematički se može pretpostaviti da je uzorak x_n u određenom vremenskom trenutku n opisan kao linearna težinska suma prethodnih vrednosti p .

$$\tilde{x}_n = - \sum_{i=1}^p a_{pi} \cdot x_{n-i}$$

Vrednosti težinskih faktora a_{pi} treba proceniti. Pretpostavka je: ako je model valjan za sve vrednosti n , onda se može predvideti vrednost \tilde{x}_n . Isto tako za sve vrednosti x u slučajevima $p-1$, moguće je predvideti vrednost za \tilde{x}_{n+1} . Na dalje, nova vrednost može se iskoristiti za izračunavanje \tilde{x}_{n+2} i tako dalje sve dok se ne definiše cela vremenska serija. Na ovaj način bi se cela vremenska serija x mogla rekonstruisati na osnovu koeficijenata a_{pi} i na osnovu početnih tačaka.

U slučaju obrade EEG signala potrebna je obrada signala gde se traži ulazni signal za određenu frekvenciju. U tom slučaju p je značajno kraće od dužine uzorka N i zbog toga postavljanje koeficijenata a_{pi} mora biti u relaciji sa koeficijentima dobijenim za svako n . Razlika između predviđene vrednosti \tilde{x}_n i prave vrednosti x_n biće označeno sa e_{pn} :

$$e_{pn} = x_n + \sum_{i=1}^p a_{pi} \cdot x_{n-i}$$

Prema (Pardey et al., 1996), greška prilikom predviđanja vrednosti se može definisati kao:

$$E_p = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_{pn}^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left(x_n + \sum_{i=1}^p a_{pi} \cdot x_{n-i} \right)^2$$

S obzirom da se optimum minimalizacije grešaka nalazi na ekstremima, svi parcijalni izvodi u odnosu na koeficijente a_{pi} treba da bude 0.

$$\frac{\partial E_p}{\partial a_i} = 0, \text{ za } i = 1, 2, \dots, p$$

Primenom ovog ograničenja na jednačinu za E_p , dobijamo sledeći set jednačina

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-1}x_{n-1} & \cdots & \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-p}x_{n-1} \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-1}x_{n-2} & \cdots & \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-p}x_{n-2} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-1}x_{n-p} & \cdots & \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-p}x_{n-p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{p1} \\ a_{p2} \\ \vdots \\ a_{pp} \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_n x_{n-1} \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_n x_{n-2} \\ \vdots \\ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_n x_{n-p} \end{bmatrix}$$

Upotrebom odsecanja autokorelacijske funkcije R_0, \dots, R_p , imamo:

$$R_{|i-j|} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{n-i}x_{n-j} \quad \text{za } 0 \leq i \leq p, \quad 1 \leq j \leq p$$

Čime se dobija metoda za izračunavanje AR koeficijenata:

$$\begin{bmatrix} R_0 & R_1 & \cdots & R_{p-1} \\ R_1 & R_2 & \cdots & R_{p-2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R_{p-1} & R_{p-2} & \cdots & R_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{p1} \\ a_{p2} \\ \vdots \\ a_{pp} \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} R_1 \\ R_2 \\ \vdots \\ R_p \end{bmatrix}$$

5. PRETHODNA ISTRAŽIVANJA U OBLASTI RADA

Rešenja koja se bave problemom komunikacije računar-nepokretna osoba bazirana su na spoju hardvera i softvera. Ova sprega je neophodna, jer problem nepokretnosti zahteva asistivni uređaj koji pristupa zdravstvenom problemu osobe. Nije moguće napraviti jedno univerzalno rešenje zbog raznolikosti i specifičnosti svakog zdravstvenog stanja individue, ali je moguće kreirati rešenje koje uz manje modifikacije može biti šire primenljivo. Osnovna premisa za istraživanje je da uređaj i softver moraju biti cenovnog pristupačni za običnog korisnika i da sistem može da omogući osnovnu komunikaciju između računara i osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Autor je tokom istraživanja testirao više uređaja i softverskih rešenja u cilju pronalaženja najefikasnijeg u domenu istraživanja. Prikazaće se samo najznačajniji projekti otvorenog koda ili sa podrškom softversko razvojnog sistema u domenu oblasti istraživanja. Neka od ponuđenih rešenja su samo softverska, dok su druga samo hardverska uz podršku za razvoj softvera (SDK) (Schlogl; Brunner, 2008).

5.1. PROJEKAT „*NEURAL COMMUNICATOR*“

Projekat „*Neural Communicator*“ (Slika 15) je razvijen od strane autora u saradnji sa 4 studenta (Zlatibor Veljković, Milan Kojadinović, Vanja Zavištin i Goran Nikolić) Tehničkog fakulteta „Mihajlo Pupin“ u Zrenjaninu. Baziran je na modularnoj programskoj arhitekturi koju je moguće samostalno razvijati i dodavati u integralni sistem. Time se omogućava veliki broj funkcionalnosti koje aplikacija može imati uz brzu integraciju novih programskih modula. Izrada novih dodataka, odn. funkcionalnosti zahteva poznavanje samo četiri funkcije samog jezgra aplikacije i razvijen je korišćenjem sledećih tehnologija:

- Microsoft Visual C# 2008
- Microsoft .NET Framework 4.0
- Microsoft .NET XML Web Services
- Messaging Toolkit
- Microsoft Speech

Program se sastoji od osnovne systemske aplikacije koja vrši manipulaciju programskim dodacima koji su zaduženi za dodatne funkcionalnosti. Osnovni moduli i funkcionalnosti sa kojima program dolazi su:

- Speech plug-in
- SMS plug-in
- Windows Live Messenger plug-in
- Book Reader plug-in
- Web Browsing plug-in

Svakodnevna komunikacija zahteva različit domet. Npr. osnovna komunikacija govorom doseže domet ljudskog glasa. Komunikacija korišćenjem modernih komunikacionih tehnologija povećava domet dokle god tehnologija može da dostigne.

Da bi se pokrili različiti dometi komunikacije, razvijena su tri osnovna komunikaciona modula. Za komunikaciju malog dometa razvijen je modul za govor, za telekomunikaciju razvijen je SMS modul korišćenjem GSM tehnologije, a za internet komunikaciju razvijen je Windows Live Messenger modul.



Slika 15. Glavni meni – 3 kolone

Modul za govor (Slika 16) je baziran na *Microsoft Speech* tehnologiji. U pitanju je osnovni programski dodatak za augmentativnu, odn. alternativnu komunikaciju. Modul za govor koristi osnovni softverski mehanizam za unos teksta bez korišćenja ruku. Uneseni tekst je dalje obrađen sa *Microsoft Speech* tehnologijom i sintetizovan kao zamena za govor, kada se odabere govorna funkcionalnost u meniju. Ovaj oblik komunikacije igra važnu psihološku ulogu svakom korisniku koji pati od nemosti ili ima teškoće u govoru. Osobama je data šansa da komuniciraju sa ljudima u svom najbližem okruženju.



Slika 16. Meni za unos teksta – 3 akcije

SMS modul koristi GSM tehnologiju za slanje i primanje SMS poruka. Za ovu funkcionalnost korišćena je „*Messaging Toolkit*” biblioteka. Programski dodatak zahteva prisustvo GSM modema ili mobilnog telefona koji nakon povezivanja daje personalnom

računar GSM mogućnosti. SMS modul daje dvosmernu komunikaciju primanjem i slanjem SMS poruka. Korisniku je prikazan status SMS modula na statusnoj traci, gde korisnik dobija obaveštenja: dok aplikacija šalje SMS, kad je SMS poslat, isporučen, kao i kad je novi SMS primljen. Nakon primanja obaveštenja o novoj SMS poruci, korisnik može da izabere SMS funkcionalnost u meniju i da pročita SMS poruku. Nove poruke će se nakon toga izlistati i moguće ih je odabrati kao bilo koji drugi element u meniju. Nova poruka se sastoji od podataka kao što su: ime pošiljaoca, broj, datum i vreme kada je poruka poslata. Za slanje nove SMS poruke, korisnik bira SMS modul u glavnom meniju i ikonicu za pisanje nove poruke. Sledeći korak je odabir kontakta iz adresara. Nakon ovog koraka korisnik može uneti tekst u poruku i odabere funkciju za slanje, u meniju za unos. Funkcionalnost koja SMS modul diže na viši nivo je mogućnost modula za slanje brzih predefinisanih poruka. U hitnim situacijama za osobu sa invaliditetom je važno da može da pošalje najčešće korišćene poruke licima koja mogu da im pomognu: doktorima, sestrama i članovima porodice. Najčešće brze poruke su „Treba mi pomoć”, „Gladan sam”, „U bolovima sam” itd. Brze poruke se mogu prilagoditi potrebama korisnika.

Windows Live Messenger modul podiže komunikaciju osoba sa invaliditetom na viši nivo. Korišćenjem *Windows Live Messenger* modula, korisnici mogu da komuniciraju sa svojim prijateljima i članovima. Razvoj ovog dodatka je baziran na *MSNPSharp.Net* biblioteci. Modul je prilagođen korisničkom interfejsu za intuitivnu upotrebu. Kao i kod originale aplikacije, korisnički interfejs je podeljen na deo za praćenje toka razgovora i deo za unos teksta. Korisnik nakon ulaska u podmeni za ćaskanje bira kontakte sa kojima želi da krene da razgovara. Modul je podešen tako da se korisnički račun programa *Windows Live Messenger* automatski prijavljuje nakon što se aplikacija pokrene. Statusna linija obaveštava korisnika o procesu prijave i dugme na statusnoj traci menja boju i sadržaj teksta u „*Signed in*”. Statusna traka takođe informiše korisnika o novim porukama koje su pristigle, tako da korisnik može u podmeniju za ćaskanje da vidi od koga je dobio poruke i da odatle nastavi komunikaciju. Samo najvažnije funkcionalnosti *Windows Live Messenger* servisa su unete u ovaj modul sa ciljem da aplikacija ostane što pristupačnija i lakša za upotrebu.

Preostale dve grupe dodataka razvijene su sa ciljem da daju određenu vrstu sadržaja za osobe sa invaliditetom. Čitač knjiga i pretraživač interneta povećavaju upotrebnu vrednost sistema. Pored važnosti komunikacije, prilikom razvoja projekta akcenat je stavljen i na važnost edukacije, zabave, kao i davanja intelektualnih izazova osobama sa invaliditetom.

Modul za čitanje knjiga (Slika 17) je dobar primer primene *.Net XML Web Services* tehnologije. Programski dodatak prvo izlista kolekciju knjiga koje se nalaze na udaljenom serveru na internetu. Korisnik može pretraživati ovu listu po više kategorija: žanru, autoru ili nazivu. Nakon odabira željena knjiga se preuzima i učitava. Poglavlja knjige su razdvojena programskim jezičcima. Za čitanje teksta ponovo se koristi *Microsoft Speech* tehnologija. Tekst se sintetizuje, a paragraf koji se trenutno čita se osvetljava plavom

bojom. Važnost ovog modula je apsolutno nesporna. Pored toga što knjige mogu čitati u svrhe zabave, korisnici aplikacije mogu izabrati i knjige koje imaju edukativni karakter i koje će služiti za njihov intelektualni razvoj.



Slika 17. Modul za čitanje knjiga – 3 akcije

Drugi tip modula za isporuku sadržaja je jedinstven na sebi poseban način i predstavlja servis za pretraživanje interneta (Slika 18). Ono što ga čini drugačijim od ostalih modula je to što on ima svoje posebne module. Ovaj programski dodatak je takođe baziran na *.Net XML Web Services* tehnologiji. Osnovna funkcionalnost ovog programskog dodatka sadrži najčešće korištene funkcije koje se koriste na svakoj internet stranici: pokreni, zaustavi, osveži, napred, nazad, unesi adresu i druge. Ove funkcije omogućuju osnovnu upotrebu većine sajtova na internetu. Problem se pojavljuje na sajtovima koji imaju specifične funkcije koje se ne nalaze na navedenoj listi, npr. Fejsbuk ili bogate multimedijalne internet aplikacije kao što su Bing mape (Slika 18). Na ovim sajtovima korisnik ne može doći do specifičnih funkcionalnosti pa je potrebno ostvariti dodatnu pristupačnost.



Slika 18. Bing mape – 3 kolone

Dodatna pristupačnost se postiže razvojem novih modula za pretraživanje interneta. Ovi moduli sadrže informacije o specijalnim funkcionalnostima koje određena internet stranica poseduje. Kada osoba sa invaliditetom poseti internet stranicu koja ima dodatne funkcije koje nisu sadržane u osnovnim funkcionalnostima, statusna traka daje obaveštenje o postojanju novog modula sa dodatnim funkcijama za tu stranicu. Ukoliko

ovakav modul ne postoji, veoma je lako razviti ga i to može biti urađeno sa osnovnim znanjem programiranja. Po obaveštenju o postojanju novog modula, korisnik ga može lako instalirati biranjem opcije u meniju. Nakon instalacije nove funkcionalnosti vezane za potreban sajt, npr. kada se Fejsbuk modul instalira (Slika 19), korisnik može izabrati specifične funkcionalnosti, da promeni status, pošalje poruku, pročita poruku, odgovori na poruku na zidu, čita poruke na zidu svojih prijatelja i druge mogućnosti.



Slika 19. Fejsbuk modul u meniju – 3 akcije

Primer upotrebe modula sa bogatim multimedijalnim aplikacijama su Bing mape. Bing mape sadrže funkcije koje se ne mogu kontrolisati sa osnovnim navigacionim funkcijama modula za pretragu internet. Instaliranje programskog dodatka za ovu internet stranicu daje mogućnost korisnicima da koriste pun potencijal Bing mapa. Osoba sa invaliditetom može da pretražuje mape, unosi koordinate, rotira globus, zumira, menja pogled, itd.

Dve internet stranice koje su prikazane samo su jedan od primera mogućnosti modula. Razvoj novih dodataka za pretragu interneta ne zahteva napredno znanje programiranja; to može uraditi bilo koji veb programer. Slika 20 prikazuje modul koji je posebno prilagođen pretraživanju slika na internet stranici www.bing.com.



Slika 20. Bing slike – 3 akcije

Korišćenjem prikazanog sistema, osobama koje ne mogu da koriste ruke i funkciju govora pružena je mogućnost da osele bogatstvo sadržaja koju pruža internet, edukaciju, socijalizaciju, zabavu i mnogo drugo.

5.2. PROJEKAT „*MINDWAVE*“

Projekat „*MindWave*“ je realizovan za potrebe naučnog rada i objavljen je zborniku međunarodne konferencije AIIT 2014. Zadatak projekta je bila razvoj modela i računarskog sistema koji omogućava čitanje i prikaz neobrađenog EEG signala od strane korisnika. Za kompjuterski interfejs moždanih talasa upotrebljen je uređaj „*MindWave Mobile*“ firme *NeuroSky* i predstavlja noviju generaciju BCI uređaja koja je značajno mobilnija i komfornija za upotrebu za razliku od uređaja „*Neural Impulse Actuator*“ firme OCZ. Slika 21 prikazuje uređaj „*MindWave Mobile*“ koji je zasnovan na upotrebi samo jedne suve elektrode koja se može postaviti na čelo korisnika jednostavnim pomeranjem zgloba uređaja. Sam uređaj izgleda kao neka vrsta slušalica. Princip prenosa podataka sa računarom je zasnovan na bežičnoj *Bluetooth* tehnologiji. Uređaj je potrebno prvo upariti sa računarom da bi se generisao virtuelni komunikacioni port. Nakon povezivanja moguće je primati i slati komande uređaju.



Slika 21. Neinvazivni uređaj „*MindWave Mobile*“

Pristup hardverskim karakteristikama uređaja se ostvaruje programiranjem uz korišćenje SDK (*Software Development Kit*) koji omogućava brz i jednostavan softverski pristup baziran za programski jezik C# u razvojnom okruženju „*Microsoft Visual Studio .NET*“. „*MindWave*“ može da obrađuje moždane signale brzinom od 512 uzoraka po sekundi i omogućava direktnu interpretaciju neobrađenog signala u ponuđeni spektar EEG talasa (Rebolledo-Mendez et al., 2009):

- TG_DATA_DELTA (0.5 - 2.75 Hz)
- TG_DATA_THETA (3.5 - 6.75 Hz)
- TG_DATA_ALPHA1 (7.5 - 9.25 Hz)
- TG_DATA_ALPHA2 (10 - 11.75 Hz)
- TG_DATA_BETA1 (13 - 16.75 Hz)
- TG_DATA_BETA2 (18 - 29.75 Hz)

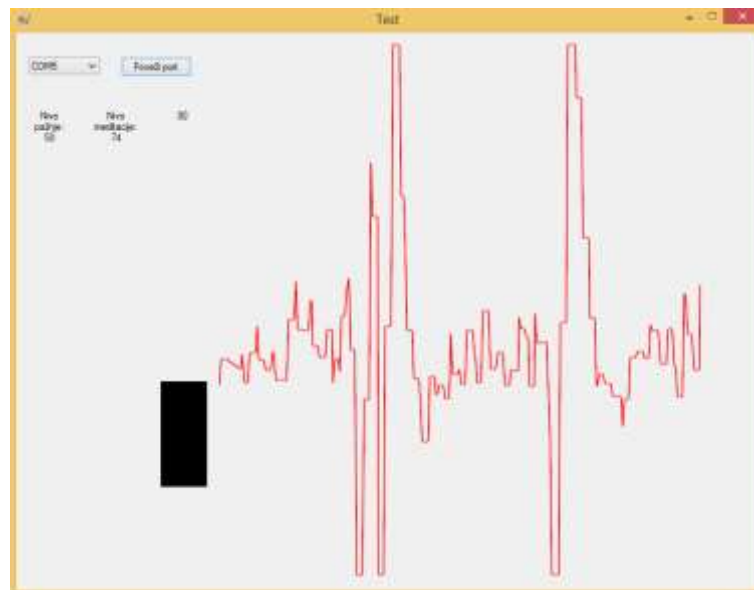
- TG_DATA_GAMMA1 (31 - 39.75 Hz)
- TG_DATA_GAMMA2 (41 - 49.75 Hz)

Osim direktne mogućnosti čitanja spektra EEG talasa, uređaj poseduje i nekoliko specijalnih algoritama za generisanje informacija:

- *eSense Attention* (nivo signala: 1-100)
- *eSense Meditation* (nivo signala: 1-100)
- *eSense Blink Detection* (nivo signala: 1-255)

Za potrebe projekta je odabran prikaz neobrađenog EEG signala, zajedno sa detekcijom specijalnih eSense signala (Slika 22). Razlog prikaza ovih signala je mogućnost praćenja promene grafika u realnom vremenu u zavisnosti od akcija koje korisnik izvršava.

Da bi funkcije uređaja bile lako dostupne, korišćena je *wrapper* biblioteka *ThinGear* .NET SDK



Slika 22. Prikaz neobrađenog EEG signala u realnom vremenu

U poglavlju 4 su objašnjeni mehanizmi generisanja EEG signala koji se ovde snimaju uz pomoć BCI uređaja Brzina kojom putuje nadražaj iz neurona je skoro 400 Km/h (Grabianowski, 2007).

Istraživanje je zasnovano na ispitivanju registrovanih moždanih signala u zavisnosti od reakcije i misaonih procesa korisnika. Elektroda uređaja se nalazi u dodiru sa kožom koja preko lobanje prima električne signale. Elektrode čitaju EEG signale, ali samo čitaju, nisu u stanju da šalju signale nazad i bez invazivnog pristupa postupak dvosmerne komunikacije teško da će biti ostvariv u bližoj budućnosti (Gentile et al., 2011). Ipak, teoretska mogućnost postoji, a to otvara istraživanja u tom pravcu. Da bi postigli veću preciznost čitanja moguće je ugraditi BCI uređaj direktno u sivu masu mozga, na površini

mozga, odmah ispod lobanje. Direktnom implementacijom BCI uređaja omogućava se bolji prijem signala i moguće je pozicioniranje elektroda u delove mozga gde se odgovarajući signali generišu. Ugradnja implanta zahteva hiruršku operaciju, uz stvaranje komplikacija i posledica i drugih oštećenja (Wolpaw; Winter, 2012). U ovom projektu je istražena preciznost, odnos šuma i greški koje uređaj generiše pomoću neinvazivnog i ekonomski pristupačnog uređaja „MindWave Mobile“.

Postupak čitanja je isti kao kod BCI tehnologije, elektrode konstantno mere razliku napona među neuronima. Signal se pojačava i filtrira u samom uređaju. U računaru sa druge strane se nalazi softver koji je bežičnim putem konektovan na uređaj, ali se ne ostvaruje komunikacije i prenos podataka, sve dok se ne pošalje odgovarajuća instrukcija za čitanje i slanje podataka nazad u računarski program.

Važno je napomenuti da je pojava jeftinih BCI uređaja nastala sa ciljem razvoja BCI tehnologije u oblasti video igara koje bi bile kontrolisane mislima. Ipak, postoji šira slika gde je moguća upotreba BCI tehnologije kod teže nepokretnih osoba koje bi mogle mentalnim komandama da kontrolišu kursor računara. Značajno teži zadatak predstavlja kontrola pokreta osobe koja fizički ne može da pomera svoje ruke. Korišćenje BCI tehnologije zahteva odgovarajući „trening“ koji podrazumeva vežbu, odn. poboljšanje sposobnosti korisnika da kontrolišu odgovarajuće mentalne signale. Korisnik ponavlja akcije kao što su vizuelizacija zatvaranja ili otvaranja šake ruke ili druge radnje vezane za problematiku stanja korisnika. Posle više pokušaja softver se programira i sinhronizuje sa signalima misli za akciju otvaranja šake. Ovim postupkom moguće je programirati robotsku ruku da izvršava akcije misli subjekta (Nijholt et al., 2008). Slična metoda se koristi i kod postupka selekcije kursora računara, generisanjem EEG signala procesom misli korisnika, akcije misli korisnika se prevode u akcije računarskog softvera (Birbaumer et al., 2000). Uz dovoljno vežbe moguće je kontrolisati pomeranje miša ili se fokusirati na selekciju jačih diskretnih signala, kao što su jačina treptaja oka ili zatvaranja vilice. Kada se savladaju osnovni mehanizmi pretvaranja misli u računarske akcije, mogućnost upotrebe BCI tehnologije je skoro bez ograničenja (Cyberkinetics, 2014). Moguće je stvaranje bio mehaničkih uređaja koji na razne načine mogu pomoći osobama kojima nedostaje fizički deo ekstremiteta.

Postupak obrade vizualne informacije od strane mozga je veoma kompleksan za razliku od obrade audio informacija. Razvoj veštačkog oka je težak zadatak, ali i ovde važe isti principi. Za razvoj preciznih BCI uređaja neophodna je njihova ugradnja blizu nervnih vlakana vizuelnog korteksa. Jens Naumann je osoba koja je bila potpuna slepa i ugrađen mu je implant u delu mozga za vizuelni korteks. Implant je bio povezan pomoću BCI uređaja sa malim kamerama montiranim na naočarima korisnika. Posle treninga, korisnik je uspeo da vozi vozilo na parkingu. Kvalitet signala i generisane slike je veoma nizak, ali ipak omogućava prepoznavanje predmeta i okoline. Slanje jednostavnih senzornih signala prema neuronima je zahtevan proces. Signal mora da prouzrokuje da korisnik uređaja primi odgovarajuće signale i akcije bez svoje volje, pa je potrebno i psihološko

navikavanje. Tehnološkim razvojem može se očekivati stvaranje preciznijih i kvalitetnijih uređaja (Nijholt et al., 2008).

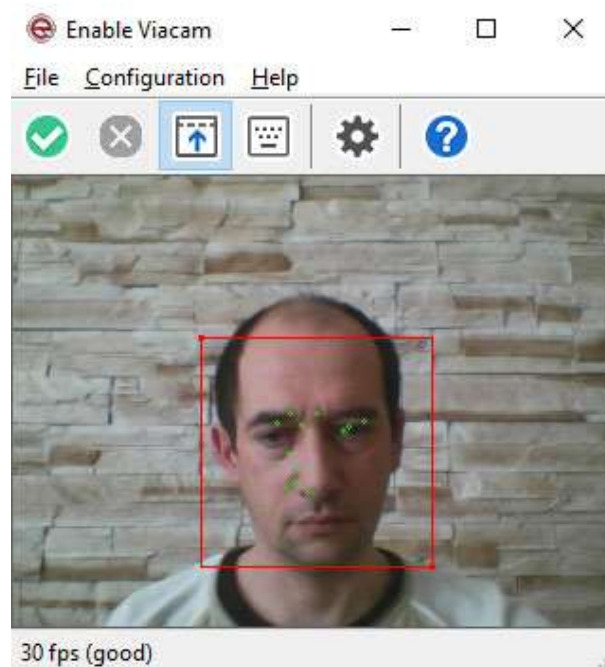
U projektu „*MindWave*“ se koristi kontroler koji beleži EEG signale korisnika u predelu čeonog korteksa. Da bi BCI tehnologija mogla da se koristiti kod većeg broja ljudi, proizvođači stvaraju modele koji se lako mogu postaviti na glavu korisnika. Stvaranjem portabilnih modela omogućava se lakša upotreba i povećanje komotnosti, ali se povećava razdaljina koju signal prelazi. Električni potencijal se stvara u nervnim vlaknima i to u regijama mozga zadužene za motorne i senzorne radnje. Električni potencijal se prenosi na lobanju glave, gde dolazi do stvaranja šuma i mešanja drugih generisanih signala od strane drugih regija neuro korteksa. U mozgu se nalazi 100 milijardi neurona gde svaki neuron šalje ili prima signal preko kompleksne neuro mreže. Signal je slabe jačine i podložan interferenciji sa drugim hemijskim procesima koji se odvijaju u mozgu. Signal zatvaranja i otvaranja oka i merenja intenziteta ove akcije omogućilo je istraživanje BCI tehnologije u oblasti primene kod pomoći selekcije unosa slova, odn. stvaranju virtualne tastature za unos slova pomoću ocnog treptaja. Beleženjem neobrađenog EEG signala i preciznom komparacijom sa akcijama korisnika u pogledu treptaja, napravljen je sistem za diskretno unošenje slova odgovarajućim zadatim komandama korisnika (Bulling et al., 2009). Treba napomenuti da su prvi BCI sistemi bili veoma gabaritni, povezani sa velikim brojem žica, čime nije postojala portabilnost uređaja. NASA je istraživala sličan sistem gde su električni signali beleženi od strane nervnih vlakana u ustima i grlu korisnika umesto direktno iz moždane regije. Ovakav pristup je veoma interesantan, jer u osnovi električni signal putuje mrežom nerava duž čitavog organizma. Preciznim beleženjem na završnoj ćelijskoj stanici može omogućiti dobijanje potrebnih informacija. Na ovaj način se i filtriraju drugi neželjeni signali, pa je signal značajno jači i precizniji. NASA je uspešno razvila prikazani sistem za veb pretraživanje mentalnim kucanjem reči „NASA“ u *Google* pretraživač (Krusiński; Shih, 2010).

U zaključku ovog istraživanja postavlja se pitanje da li je moguće kontrolisati uređaje pomoću misli i daje se odgovor da jeste. Ipak postoje ograničenja i koliko precizno. Preciznost uređaja je za sada najveća prepreka, jer neke greške je teško ili nemoguće isključiti. Greške u prepoznavanju signala i generisanom šumu se smanjuju sa razvojem novih tehnologija i optimizacijom algoritamskih procesa. Nekontrolisane radnje poput mišićnog spazma ili druge slučajno generisane moždane ili samo mišićne reakcije takođe unosi grešku u sistem. Greške refleksnih radnji, kao što su gutanje ili treptaj oka pri normalnom biološko procesu, moguće je ublažiti i neutralisati inteligentnim rešenjima koji prate nivo signala i vremenski proces ponavljanja akcije. Primer neinvazivne metode sa suvom elektrodom je odlično rešenje za testiranje i proveru mogućnosti čitanja moždanih signala, njihovog boljeg razumevanja i unapređenja prepoznavanja akcija koje korisnik zadaje pomoću misli.

5.3. PROJEKAT „eVIACAM“

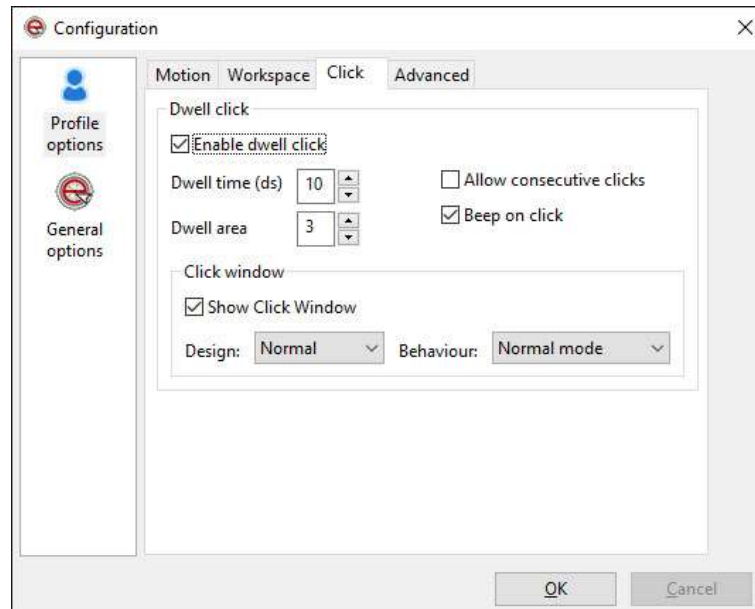
Pripada grupi softvera otvorenog koda koji omogućava alternativnu kontrolu miša praćenjem kretanja glave. Ovaj postupak omogućava korišćenje računara ljudima koji nemaju funkcionalnu kontrolu nad svojim udovima. Za razliku od komercijalnih proizvoda kao što su *SmartNav*® (\$ 500), *Headmouse Ekstrema*® (\$ 995) i *TrackerPro*® (\$ 995), softversko rešenje eViacam radi sa klasičnom veb kamerom koja je kod laptop računara već uključena u sistem.

Pri pokretanju programa aktivira se kamera i prikazuje slika lica korisnika u centralnom delu aplikacije. Pomeranjem svoje pozicije korisnik menja veličinu i položaj tako da se položaj lica nađe u okvirima područja detekcije lica korisnika. Aktiviranjem funkcije praćenja (pritiskom na zeleno dugme - Slika 23) pokreti računarskog miša prate pokrete glave korisnika kroz program za praćenje lica. Program sadrži meni za konfiguraciju za promenu različitih parametara koji utiču na ponašanje praćenja, za skladištenje profila korisnika koji sadrži podešene sposobnosti korisnika.



Slika 23. Interfejs računarskog softvera eViacam

Program obuhvata i alat „*dwell clicker*“ za automatsko aktiviranje klika mišem kada korisnik zaustavi miša na određenom području ekrana u unapred definisanom vremenskom trajanju, koje obično iznosi jednu sekundu - 10 ds (Slika 24).



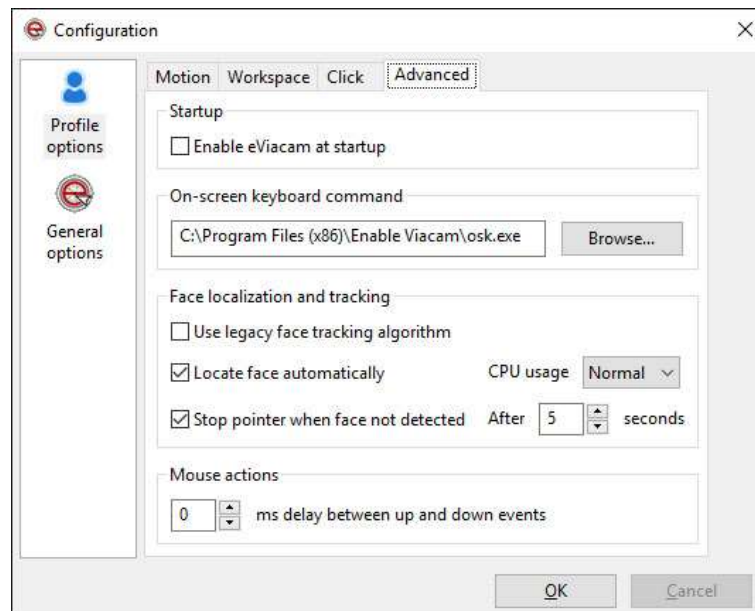
Slika 24. Konfiguracija sistema za aktiviranje funkcije „*dwell click*“

Slika 25 prikazuje različite funkcije miša koje su omogućene u prozoru za alat („*toolbar*“) na vrhu ekrana, gde korisnik može omogućiti / onemogućiti klikove mišem, odabrati desni klik, levi ili dupli klik, upotrebu funkcije prevlačenja predmeta (*drag & drop*) ili prikazivanje / sakrivanje radne površine aplikacije.



Slika 25. Prozor za alat „*toolbar*“ za specijalne funkcije miša

Sa glavnog ekrana, eViacam daje korisniku direktan i nezavisan pristup konfigurisanju sistema, aktiviranje / deaktiviranje funkcije praćenja pozicije glave korisnika. Virtuelna tastatura nije uključena u sistem, ali je moguće podesiti putanju do virtuelne tastature koja je ugrađena u operativni sistem računara (Slika 26). Program omogućava podršku svim veb kamerama koje su podržane od strane operativnog sistema, odn. ukoliko je prilikom konfigurisanja operativnog sistema instaliran i drajver za veb kameru.



Slika 26. Podešavanje virtuelne tastature, prepoznavanja lica i zauzeća procesora

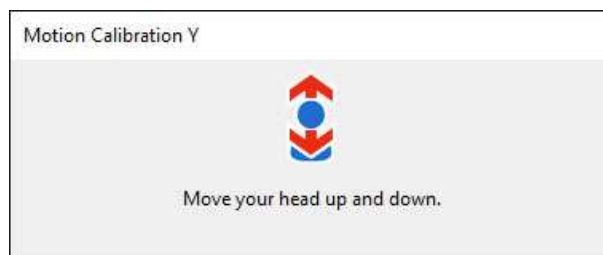
Softversko rešenje ne zahteva visoke hardverske zahteve u pogledu RAM memorije, procesorske snage ili grafičke kartice. Time je omogućeno nesmetani rad na većini tipičnih laptop ili desktop računara. U programu je ugrađeno algoritamsko rešenje za automatsku detekciju korekcije položaja glave i promenama osvetljenja i ne zahteva čestu kalibraciju položaja korisnika. U sistemu su ugrađena i rešenja za podešavanje brzine kretanja miša po X i Y osi, faktore ubrzanja i omekšavanja pomeranja pozicije miša, čime se smanjuje faktor stresa korisnika. Menadžer profila omogućava da se na jednom računaru nađe više konfigurisanih profila, čime je postignuto da različite osobe mogu da koriste jedan računar. Moguće je da ista osoba ima različite navike tokom jutra ili popodneva, ili da su podešavanja različita u zavisnosti od količine osvetljenja u prostoriji gde se računar nalazi.

Pri upotrebi sistema nije potrebno postavljanje dodatnog uređaja za osvetljavanje lica korisnika, ali je ipak potrebno obezbediti minimalnu količinu svetla, da bi se omogućila detekcija lica od strane programa. Pri prvom pokretanju aplikacije potrebno je obaviti kalibraciju koja omogućava bolju interpretaciju pomeranja miša u zavisnosti od položaja glave korisnika. Kalibracija se obavlja u dva koraka, aplikacija prvo detekciju kretanje položaja glave po X osi, laganim pomeranjem glave korisnika levo-desno (Slika 27).



Slika 27. Kalibracija osetljivosti kamere i pomeranja miša po X osi

Po završetku horizontalne kalibracije, započinje se vertikalna kalibracija gde se od korisnika traži asistencija pomeranja glave gore-dole (Slika 28).



Slika 28. Kalibracija osetljivosti kamere i pomeranja miša po X osi

Osim pomeranja i praćenja pozicije glave korisnika, sistem omogućava i korišćenja funkcije levog i desnog klika miša. Da bi se obradila instrukcija selekcije, funkcija levog klika miša predstavlja najvažniji zadatak u procesu obrade. Korisnik tehnički nema mogućnost aktivacije komandi, pa je neophodno stvoriti virtuelno okruženje koje simulira akcije pritiska tastera miša. Proces je potrebno implementirati tako da korisnik može samostalno, bez asistencije druge osobe, aktivira željenu komandu. Rešenje je moguće ostvariti na više načina, pomoću prepoznavanja zatvaranja levog ili desnog oka, implementacijom drugih tehnologija za detekciju mišićne aktivnosti i slično. Da bi sistem ostao jednostavan i portabilan za upotrebu potrebno rešenje mora da bude deo već integrisanog rešenja. Iz nabrojanih razloga, sistem je implementirao funkciju „*dwell clicker*“ koja simulira jednu akciju kada se korisnik zadrži iznad odgovarajuće pozicije kursora miša određeno vreme. Ovo vreme je moguće programski menjati. Da bi isključili mogućnost slučajnog klika, traženo vreme mora da bude veće od minimalno 300 ms. U istraživanju se došlo do podatka da je ovo vreme najbolje podesiti između 800 i 1000 ms, ali ovaj podatak prvenstveno zavisi od preferencija korisnika i koliko je osoba savladala upotrebu programa. Druge osobine ovog modula su mogućnost odabira samo jednog levog ili desnog klika, kada se funkcija klika automatski isključuje. Da bi se ponovno aktivirala funkcija, potrebno je pozicionirati kursor miša na deo prozora za alate gde se može reaktivirati funkcija klika. Za razliku od aktivne površine ekrana koja predstavlja radni prostor za pokretanje drugih programa ili za kucanje reči pomoću virtuelne tastature u prozoru za alate, ikone su uvek podešene da budu aktivne na levi klik miša ako se korisnik zadrži iznad njih u definisanom vremenskom trajanju. Da bi se prilikom unosa teksta izbeglo uzastopno uključivanje funkcije samo jednog levog klika miša uz ponovno repositioniranje kursora miša na slovo koje se želi uneti, moguće je podesiti da funkcija levog klika bude dostupna bez deaktivacije, odn. stalno aktivna.

Postoje ograničenja i nedostaci u korišćenju sistema eViacam. Glavni meni omogućava korisniku da isključi funkciju praćenja kursora miša bez zatvaranja programa, izborom na crveno dugme koji se nalazi na ekranu. Ovo je poželjno kada osoba želi da pauzira upotrebu program ili kada korisnik želi privremeno da isključi kontrolu miša pokretima glave i kontrolu miša prepusti drugoj osobi upotrebom standardnog miša. Problem nastaje kada korisnik isključi praćenje, ne može više vratiti praćenje glavom samostalno, odn. zahteva intervenciju druge osobe, odn. da drugo lice napravi klik mišem na dugme za

aktiviranje. Da bi sistem bio efikasan kamera i aplikacija moraju da zadovolje minimalni broj uzoraka za obradu pozicija glave koji iznose 25 fps (slika u sekundi). Program može da radi i sa manjim brojem fps, ali pozicioniranje kursora miša postaje bagovito sa preskakanjem prikaza i povećava stres kod korisnika. Nedostatak je i teže pozicioniranje u slučajevima neadekvatnog osvetljenja, to može biti u slučaju prejakog, preslabog ili neravnomernog osvetljenja jedne strane lica. Problem prepoznavanja lica se javlja i prilikom unošenja druge osobe u zonu slike kamere, kada program ne uspeva da razazna koje lice treba da prati. Problem prepoznavanja nastaje i prilikom različitih pozadina iza korisnika. Sistem daje najbolje rezultate u slučaju izbora uniformne i svetle pozadine. Program poseduje napredne funkcije za praćenje lica i automatsko lociranje lica da bi pomogao korisniku u automatskim procesima kalibracije. Međutim, ove funkcije su komplikovane za sprovođenje i dešava se da program ponekad izgubi praćenje lica pa počinje da blokira.

6. EMPIRIJSKO-EKSPERIMENTALNA ISTRAŽIVANJA

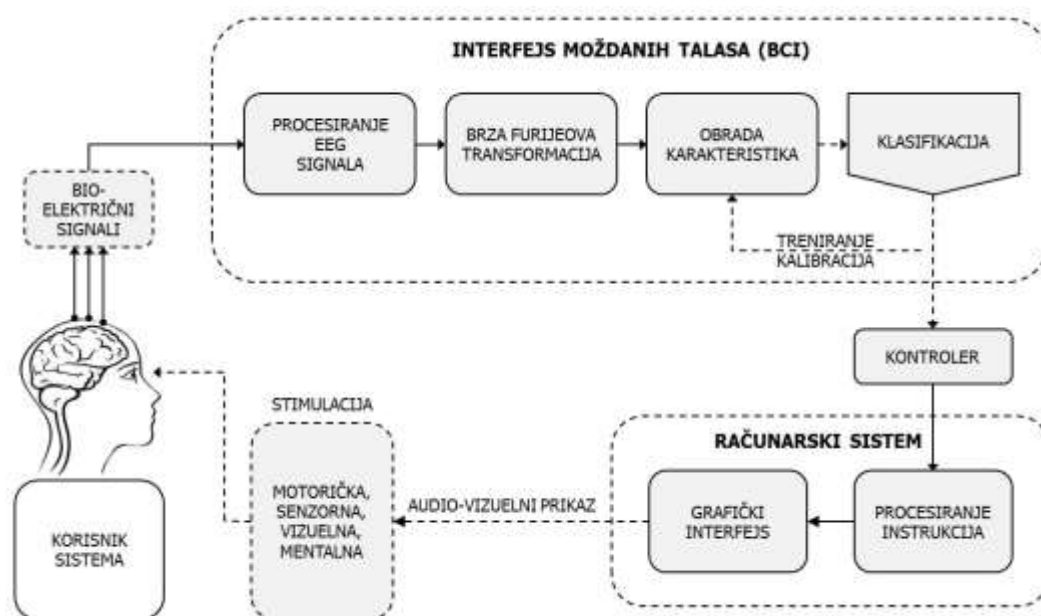
Kada se razmatraju tehničke karakteristike primanja i obrade signala posredstvom BCI tehnologije, najveći problem čine nepoželjni šumovi. Jedan od načina eliminacije šuma se vrši upotrebom kvalitetnih elektronskih komponenti izolovanih na spoljne elektromagnetne smetnje. Problem koji se može javiti u prepoznavanju signala su i slučajne elektro stimulacije kao produkt grčenja mišića lica ili nenamernog pokreta oka ili usta (Xinyi et al., 2008). U ovom fazi je neophodno dozvoliti korekciju komande korisnika pomoću korisničkog interfejsa ili pokušati redukovati komandu pomoću softverskog rešenja. Najjednostavniji način za suzbijanje slučajnih ili učestalih komandi je sprečiti unos višestrukih komandi u kratkom vremenskom intervalu (Lacmanović et al., 2010). Analizom i obradom moždanih EOG i EMG signala komandne informacije se prosleđuju računaru pomoću USB-HID veze (Luca, 2002). Stvaranje systemske interakcija čovek-računar, ova veza omogućava komunikaciju između osobe koja posredstvom BCI tehnologije zadaje komandu računaru, a korisnik rezultat akcije vidi na ekranu računara (Banjanin, 2007). Da bi se ostvarila kvalitetna komunikacija, neophodno je modelirati korisnički interfejs koji omogućava veliku preglednost i laku selekciju elemenata. Ovaj grafički korisnički interfejs mora biti stalno vidljiv i on korisniku predstavlja svojevrsnu upravljačku tablu. Korisnik pomoću ove table dobija instrukcije o mogućim elementima koje može uneti, kao i povratnu informaciju da li je određena komanda izvršena (Lacmanović et al., 2010).

Potrebno je modelirati i prilagoditi veb stranice kojima se pristupa pomoću BCI tehnologije. Takve stranice moraju imati optimizovan sadržaj i moraju imati označene tagove pomoću kojih interfejs može da detektuje element stranice (Fogli et al., 2009). Servisi e-uprave povezani su jakim dinamičkim vezama sa razvojem novih inovacionih informaciono telekomunikacionih tehnologija (Beynon-Davies; Williams, 2003). Organi e-uprave predstavljaju značajno polazište za uvođenje računarskog sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa visokim stepenom invaliditeta (Bhatnagar, 2002). Razvojem servisa e-uprave koja predstavlja ključni aspekt savremenog društva, moguće je unapredi postojeće servise i dodati im fleksibilnost koja može značajno olakšati upotrebu istih, posebno sa razvojem novih informaciono komunikacionih tehnologija (United Nations, 2012).

6.1. MODEL SISTEMA BAZIRAN NA BCI TEHNOLOGIJI

Slika 29 predstavlja prikaz modela sistema za komunikaciju zasnovanog na BCI tehnologiji. Model se zasniva na motoričkoj, senzornoj, vizuelnoj ili mentalnoj stimulaciji moždanog korteksa i stvaranja bio-električnih signala. Pomoću EEG elektroda signal se sprovodi u BCI sistem u kojem se obrađuje EEG signal. BCI uređaji omogućavaju pre-procesiranje signala kada se obavlja frekventno filtriranje šuma i smanjivanje veličine uzorka metodama usrednjavanja. Velčova metoda predstavlja dekompoziciju frekvencije signala senzorno-motornog ritma tako što se signal razbija u pakete koji se preklapaju.

Svaki paket se obrađuje i transformiše pomoću brze Furijeove transformacije (*FFT*). Svaki pojedinačni *FFT* izlazi su zajedno usrednjeni metodom traženja srednjih vrednosti signala istih karakteristika i skalirani da odgovaraju spektralnom opsegu. Za izradu prototipa modela je upotrebljen nisko-budžetni jedno-kanalni hibridni EOG/EEG BCI MindWave uređaj firme NeuroSky. Segment u kojem se set podataka EEG signala korisnika obrađuje i klasifikuje na 512 podataka po jednoj sekundi predstavlja završnu fazu BCI uređaja (Orhan, 2014).



Slika 29. Model sistema baziran na BCI tehnologiji

6.1.1. Istraživanje karakteristika sistema

Sistem baziran na modelu BCI tehnologije omogućava korisniku zadavanje komandi računaru pomoću predefinisanih akcija. Proces neinvazivne metode prikupljanja EEG talasa je veoma zavistan od kvaliteta i jačine signala moždanih talasa. Osim eliminacije šuma javlja se i problem eliminacije refleksnih i slučajnih radnji koje korisnik nesvesno ili nehotice stvara. U postupku softverske obrade signala implementirani su rešenja bazirana na donošenju odluke u zavisnosti od ponašanja ulaznih parametara vremenske serije podataka. Nakon svake akcije prati se vreme proteklo između dva uzastopna treptaja i jačina treptaja oka. Ustanovljen je donji prag koji predstavlja referentnu vrednost odluke da li je treptaj oka refleksni postupak ili predstavlja nameru korisnika za traženom komandom. Obrađuju se dva parametra od kojih jedan predstavlja vreme potrebno za obavljanje radnje treptaja, dok drugi parametar predstavlja jačinu obavljene radnje, odn. generisani naponski potencijal treptaja oka. Ako su oba kriterijuma zadovoljena, aplikacija donosi odluku da aktivira traženu komandu.

Značajna karakteristiku sistema predstavlja sistem grafičkog interfejsa. Dizajn grafičkog interfejsa predstavlja najbitniji element u procesu komunikacije kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta. Vizuelni nadražaj koji subjekat prima se obrađuje i oblikuje

pomoću grafičkog prikaza. Međutim da bi sistem omogućio interakciju sa korisnikom osmišljen je grafički interfejs koji poseduje dvoslojnu arhitekturu selekcije podataka. Upotrebom BCI tehnologije koja poseduje mogućnost generisanja samo jednog događaja, broj mogućih akcija koje korisnik može da zada je samo jedna. Ako korisnik želi da potvrdi akciju koju kompjuter prezentuje putem vizuelnog nadražaja, korisnik može samo da potvrdi selekciju u odgovarajućem vremenskom trenutku. To predstavlja sporu metodu selekcije, jer računar ponavlja odgovarajuće akcije sve dok korisnik ne potvrdi željenu komandu. Da bi se proces i vreme selekcije smanjilo, upotrebljen je prikaz u dva nivoa u formi matrice, odn. redova i kolona, u formi prikaza „qwerty“ tastature, koja je istog rasporeda kao i fizička tastatura ispred korisnika. Da bi korisnik pri kucanju slova izabrao željeno slovo, neophodno je prvo pronađe red u kojem se slovo nalazi, a nakon toga da pronađe odgovarajuću kolonu, odn. prostim prebrojavanjem slova sa levo na desno, dočeka da računar prikaže slovo koje želi da otkuca i kada se to dogodi da aktivira misaoni ili drugi mentalni zadatak koji će računar interpretirati u komandu. Brzina kucanja predloženim postupkom oduzima od 1-3 sekunde za selekciju reda i od 1-11 sekundi za selekciju znaka ili komande. U najbržem slučaju je potrebno 2 sekunde za selekciju, a u najsporijem 14 sekundi za odabir traženog slova ili komande. Kada bi se koristila matrica od 6X6 polja koja je nepregledna, jer se u tom slučaju prikazuju slova u „abecednoj“ formi, za odabir reda bi bilo potrebno od 1-6 sekundi, i isto toliko za znak u koloni. Minimalno vreme u tom slučaju bi bilo 2 sekunde, a maksimalno 12 sekundi. Ovo su teoretske vrednosti, dok u praksi odabir u mnogome zavisi od greške korisnika, jer u slučaju da slovo greškom ne bude selektovano, sledi novi ciklus selekcije. Zatim proces odbira u mnogome zavisi od blizine tražene reči nakon selekcije reda. Ipak najveću prepreku predstavlja raspored slova i opterećenje radne površine ekrana koju prouzrokuje matrica 6x6.

$$ITR = s \times \left(\log_2 N + P \times \log_2 P + (1 - P) \times \log_2 \left(\frac{1 - P}{N - 1} \right) \right)$$

ITR broj informacija prenetih u jedinici vremena (obično u jednoj minuti)

- s broj detekcija po minuti
- N broj mogućih detekcija
- P verovatnoća da će željena akcija da se dogodi

Brzina detekcije je ograničena karakteristikom odnosa signala naspram šuma. ITR varira između 10-50 bita/minuti.

6.1.2. Personalizacija, trening i kalibracija

Karakteristike i jačina EEG talasa su različite kod svake osobe. Određena osoba može imati jače signale i drugačiju distribuciju EEG talasa. Da bi sistem bio optimalan po pitanju detekcije akcija korisnika, neophodno je normalizovati karakteristike EEG talasa. Normalizacija predstavlja proces u kojem se karakteristike ulaznih parametara iz različitih sistema pojačavaju ili smanjuju da bi dobili signal u traženim amplitudama

jačine. Ovaj proces predstavlja softversku kalibraciju BCI uređaja. Osim softverske kalibracije koja se obično realizuje na nivou sistemskog drajvera uređaja, neki napredniji uređaju podržavaju napredniju hardversku automatsku kalibraciju, gde se proces podešavanja jačine ulaznog sistema obavlja na hardverskom nivou uređaja.

Treniranje predstavlja proces mentalnih senzorno motoričkih vežbi u kojima se korisnik trenira da aktivira i koristi segmente mentalnih radnji koji bi prouzrokovali tražene akcije. Proces treniranja korisnika je veoma značajan. Tim postupkom korisnik pronalazi i uvežbava najbolji mentalni proces u kojem može da aktivira odgovarajuću akciju na računaru.

Personalizacija omogućava podešavanje sistema prema potrebama korisnika. Izmene parametara sistema, rasporeda tastera, brzina vremena automatske selekcije slova, čuvanje parametara korisnika i niz drugih podešavanja koja omogućavaju prilagođavanje računarskog sistema specifičnostima korisnika su značajan deo aplikacije.

6.1.3. Portabilnost

Početni razvoj BCI tehnologije zahtevao je glomazne i stacionarne uređaje. Razvojem tehnologije stvoreni su brzi i minijaturni uređaji koji omogućavaju prenosivost sistema. Prve verzije BCI uređaja su zahtevale upotrebu samolepljivih želatinskih elektroda koje su osobi neprijatne za dužu upotrebu. Moderni BCI uređaju koriste suve EEG elektrode koje se samo naslone na kožu korisnika, čime se ostvaruje kontakt i prijem EEG signala.

6.1.4. Predikcija odlučivanja

Predikcija odlučivanja se bazira na konstantnom praćenju ulaznih parametara EEG signala. Svaka akcija korisnika izaziva formiranje EEG signala koji u sebi sadrži odgovarajuće podatke na osnovu kojih se može pretpostaviti tražena reakcija. Primenom Velčove metode, primljeni podaci se porede sa prethodnim, preklapaju i pronalaze srednje vrednosti signala. Frekvencija uzoraka iznosi 512 Hz i dovoljna je da se podaci mogu kvalitetno preklopiti radi pronalaženja srednje vrednosti, čime se smanjuju smetnje u sistemu i povećava preciznost odlučivanja. Aplikacija dozvoljava podešavanja praga odlučivanja, a hardver uređaja omogućava kalibraciju izlazne amplitude signala u realnom vremenu. Prilikom analize vizuelnog i senzornog nadražaja korisnika, aplikacija aktivira vremenske tajmere i na taj način prati vreme reakcije na nadražaj. Ako se pobuda ne dogodi u odgovarajućem predefinisanim vremenskom intervalu, sistem anulira vremenski tajmer i čeka na prijem nove komande.

6.1.5. Realizacija računarskog sistema

Računarski sistem projektovanog modela je razvijen u razvojnom okruženju „*Microsoft Visual Studio 2015*“. Izazovi prilikom realizacije softverskog sistema primarno se odnose

na precizno primanje i obradu EEG signala, a sekundarno na kvalitetnu integraciju softvera sa funkcijama operativnog sistema. Da bi se postigao dobar prijem ulaznih EEG signala, hardver BCI uređaja ima najvažniju ulogu. Elektronika i mikro-kontrolorska logika predstavljaju izvor informacija koje se dalje obrađuju. Na hardverski podsklop BCI uređaja ne može da se utiče, osim izborom tehnološki modernog i kvalitetnog uređaja. Izradom kvalitetnih i brzih algoritamskih rešenja može povećati preciznost i kvalitet upotrebe sistema. U realizaciji sistema su korišćene tehnike paralelnog procesiranja informacija i upotrebe višenitnog programiranja. Zahvaljujući nitima moguće je informacije primati i obrađivati u pozadini, moguće je generisati pozadinske procese koji su zaduženi za rad sa vizuelnim delom interfejsa i moguće je realizovati sistem koji u pozadini šalje obrađene instrukcije. U realizaciji računarskog sistema vodilo se računa o vremenu procesorskog zauzeća aplikacije, a posebno značajno rešenje je u primeni metode za suspenziju stanja čekanja primenom objekta *ManualResetEvent*. Tradicionalno rešenje je koristilo tehniku *Thread.Sleep(milisekundi)* koje postavlja stanje čekanja nekog procesa ili niti za odgovarajući broj milisekundi. Primenom *ManualResetEvent.WaitOne(milisekundi)* moguće je svakog trenutka prekinuti stanje čekanja i dalje nastaviti obradu instrukcija, dok se kod *Thread.Sleep* metode događa da se nakon prekida izvršavanja niti, u pozadini nit izvršava barem jednom nakon stanja *Sleep*.

Primer koda koji je korišćen za obradu vizuelnog dela interfejsa aplikacije:

```
void PromeniBojuPozadineReda()
{
    for (int i = 1; i <= 11; i++)
    {
        ((Button)Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() + "_" +
i.ToString()]).FlatAppearance.BorderColor = System.Drawing.Color.FromArgb(0, 255,
0);
        ((Button)Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() + "_" +
i.ToString()]).FlatAppearance.BorderSize = 5;
    }
    if (aktiviraj_dodatak)
    {
        dodatak = 1000;
        aktiviraj_dodatak = false;
    }
    else
        dodatak = 0;

    var signalled = mre1.WaitOne(TimeSpan.FromMilliseconds(vreme_odabira
+ dodatak));
    if (!signalled)
    {
        for (int i = 1; i <= 11; i++)
        {
            ((Button)Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() +
"_" + i.ToString()]).FlatAppearance.BorderColor = System.Drawing.Color.Yellow;
            ((Button)Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() +
"_" + i.ToString()]).FlatAppearance.BorderSize = 1;
        }
        if (++poz > red.Length) poz = 1;
    }
}
```

```

void PromeniBojuPozadineKolone()
{
    Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() + "_" +
kolona.ToString()].BackColor = System.Drawing.Color.Green;
    var signalled = mre2.WaitOne(TimeSpan.FromMilliseconds(kolona == 1 ?
vreme_odabira + 200 : vreme_odabira - 200));
    if (!signalled)
    {
        Controls["Slovo" + "_" + red[poz - 1].ToString() + "_" +
kolona.ToString()].BackColor = System.Drawing.Color.FromArgb(32, 32, 32);
        if (++kolona > abeceda.Length / 3)
        {
            kolona = 1;
            if (!stanje4) nivo_selekcije = 1;
        }
    }
}

```

Bežična serijska komunikacija se obavlja primenom *Bluetooth* tehnologije, a kratak izvod listinga može prikazati način povezivanja uređaja sa računarom:

```

private void btnConnect_Click(object sender, EventArgs e)
{
    _thinkGearWrapper = new ThinkGearWrapper();
    _thinkGearWrapper.ThinkGearChanged +=
_thinkGearWrapper_ThinkGearChanged;

    if (!_thinkGearWrapper.Connect(cboPort.SelectedItem.ToString(),
57600, true))
        MessageBox.Show("Problem pri povezivanju.");
    else
    {
        btnConnect.Text = "Povezan";
        _thinkGearWrapper.EnableBlinkDetection(true);
        _thinkGearWrapper.B512hz();
    }
}

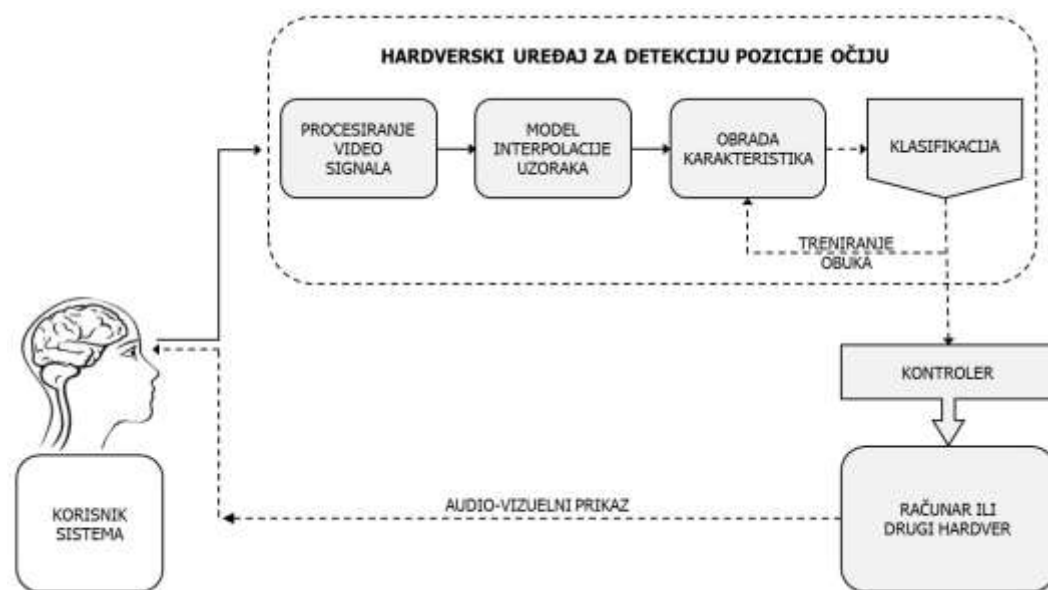
```

U kodu se može videti u poslednje dve linije postavljanje parametara brzine očitavanja EEG signala i omogućavanja detekcije jačine treptaja očiju korisnika.

Sistem baziran na BCI tehnologiji je programiran da detektuje EOG talase. Ovi talasi imaju izraženu amplitudu i kao diskretni signali mogu poslužiti za preciznu obradu instrukcija korisnika. Korisnik na osnovu grafički interfejs i vizuelnog nadražaja koji generiše, selektuje odgovarajuću komandu na računaru. Softver detektuje da li komanda zadovoljava prag i ako su ispunjeni uslovi, komanda se realizuje. Programiranje komandi je obavljeno tako da svaka pravougaona površina može da predstavlja odgovarajuću akciju, kao što su akcije pomeranja miša, levog klika miša, pokretanje programa ili navigacija na neku stranicu, unos slova i slično. U prototipu softvera su ubačeni i dodatni prozori koji služe za potrebe testiranja softvera: polje za jasan i uvećani prikaz unosa teksta, grafički prikaz neobrađenih EEG talasa korisnika u realnom vremenu. Na ovom grafiku je moguće jasno primetiti sve smetnje koje se stvaraju prilikom motoričkih i senzornih nadražaja nervnih vlakana moždanog korteksa. Postavljena je i mogućnost zumiranja EEG talasa za potrebe budućih istraživanja obrade EEG signala.

6.2. MODEL SISTEMA BAZIRAN NA HD KAMERI

BCI tehnologija predstavlja značajnu osnovu za realizaciju modela u domenu problema istraživanja, ali se postavlja pitanja da li BCI tehnologija predstavlja jedini izbor za komunikaciju sa računarem kod osoba koje ne mogu da koriste ruke i glasovne komande. Slika 30 predstavlja prikaz modela sistema za komunikaciju zasnovanog na istovremenoj primeni više kamera visoke rezolucije u procesu detekcije pokreta glave ili očiju. Model se zasniva na motoričkom pomeranju glave ili oka i stvaranja virtuelnih koordinata pozicije glave ili fokusa oka u odnosu na radnu površinu ekrana računara. U oblasti upravljanja računarem pomoću pokreta glave i pokretom očiju postoje istraživanja, ali za svako od datih istraživanja postoje ograničenja i nedostaci u praktičnoj upotrebi. Ograničenja se prvenstveno odnose na mišićnu funkciju mogućnosti pomeranja glave ili očiju, problem sa ravnomernim osvetljenjem prostorije ili osobe koja koristi sistem i problem sa korišćenjem naočara ili sočiva.



Slika 30. Model sistema baziran na 3IC HD kamerama

6.2.1. Istraživanje karakteristika sistema

Sistem baziran na modelu HD kamere omogućava korisniku zadavanje komandi računaru pomoću predefinisanih akcija na osnovu pomeranja očiju i gledanja u zadatu tačku ekrana. Prikazani sistem je deo asistivnih tehnologija koji za ulazne komande umesto mehaničkih uređaja koriste alternativne načine unosa. Računarski sistem sa HD kamerom prati lice korisnika i detektuje njegove oči. Daljom analizom sistem prepoznaje pozicije oba oka korisnika i svako pomeranje očiju interpretira u svojstvu prikaza pozicije kursora miša na ekranu korisnikovog računara. Sistem grafičkog interfejsa je rešen na sličan način kao kod modela baziranog na BCI tehnologiji. Da bi se proces i vreme selekcije smanjilo, upotrebljen je prikaz u tri nivoa u formi matrice, odn. redova i kolona, u formi prikaza „qwerty“ tastature, koja je istog rasporeda kao i fizička tastatura ispred korisnika. Da bi korisnik pri kucanju slova izabrao željeno slovo, neophodno je da korisnik pogleda u

traženo slovo i softver će traženo slovo otkucati na isti način na koji bi to korisnik uradio sa mehaničkom tastaturom. Brzinu tipkanja slova je moguće podešavati i iznosi između 600 ms i 1000 ms po jednom slovu.

6.2.2. Personalizacija, trening i kalibracija

Karakteristike očiju različite su kod svake osobe. Upotreba naočara predstavlja otežavajući faktor prilikom detekcije očiju. Upotreba anti refleksivnih stakala značajno smanjuje problem. Stepenn mogućnosti pomeranja očiju levo-desno i gore-dole zahteva kalibraciju sistema da bi korisnikov pogled bio maksimalno upravljiv sa sistemom.

Proces treniranja korisnika je veoma značajan i predstavlja proces vežbi pomeranja očiju u kojima se korisnik trenira da aktivira i koristi pogled radi stvaranja traženih akcija.

Personalizacija omogućava podešavanje sistema prema potrebama korisnika. Izmene parametara sistema, rasporeda tastera, brzina vremena automatske selekcije slova, čuvanje parametara korisnika kao i niz drugih podešavanja koja omogućavaju prilagođavanje računarskog sistema specifičnostima korisnika.

6.2.3. Portabilnost

Sistemi zasnovani na HD kameri su veoma prenosni. Tehnološkim napretkom napravljene su minijaturne kamere visokih performansi. Izgradnjom kamera visoke rezolucije koje funkcionišu pri slabom svetlu značajno povećava mogućnost precizne detekcije oka i fleksibilnost sistema.

6.2.4. Predikcija odlučivanja

Predikcija odlučivanja se bazira na konstantnom praćenju položaja glave korisnika u korelaciji sa pomeranjem očiju. Podaci se obrađuju brzinom od 50 slika po sekundi da bi se izbeglo podrhtavanje i preskakivanje determinisane pozicije kursora miša. Prilikom analize vizuelne pozicije očiju korisnika, aplikacija aktivira vremenske tajmere i na taj način prati vreme da li korisnik fokusira željenu akciju. Ako se pobuda ne dogodi u odgovarajućem predefinisanim vremenskom intervalu, sistem anulira vremenski tajmer i čeka na prijem nove komande.

6.2.5. Realizacija računarskog sistema

Računarski sistem projektovanog modela je razvijen na sličan način kao i za BCI tehnologiju u poglavlju 6.1 i u razvojnom okruženju. Izazovi prilikom realizacije ovog softverskog sistema primarno se odnose na precizno pozicioniranje kursora miša naspram pozicije očiju korisnika. Proces preslikavanja se obavlja u odnosu 80:1 i predstavlja pravi izazov u preciznom fokusiranju pogleda na površinu ekrana. Ako se uzme da se oči

pomere samo jedan milimetar u jednu stranu, to predstavlja realno pomeranje miša 80mm. Da bi se ovaj problem rešio korišćene su metode akceleracije pomeranja pozicije, a kada se kursor približi željenom objektu povećava se preciznost detekcije a smanjuje brzina pozicioniranja kursora miša. U realizaciji sistema su korišćene tehnike paralelnog procesiranja i upotreba višenitnog programiranja. U oblasti višenitnog programiranja postupak je isti kao i kod sistema baziranog na BCI tehnologiji.

Delovi koda koji su zaduženi za pristup API funkcijama operativnog sistema Windows:

```
[DllImport("user32.dll")]
public static extern int SetForegroundWindow(IntPtr point);

[DllImport("user32.dll", EntryPoint = "SetCursorPos")]
[return: MarshalAs(UnmanagedType.Bool)]
private static extern bool SetCursorPos(int X, int Y);

[DllImport("user32.dll", SetLastError = true)]
static extern IntPtr GetWindow(IntPtr hWnd, uint uCmd);

[DllImport("user32.dll")]
static extern IntPtr GetTopWindow(IntPtr hWnd);

[DllImport("user32.dll")]
static extern IntPtr GetActiveWindow();

[DllImport("user32.dll")]
static extern IntPtr GetForegrounWindow();

private const int LButtonDown = 0x201;
private const int LButtonUp = 0x202;
private const int LButtonDoubleClick = 0x203;

[DllImport("user32.dll", CharSet = CharSet.Auto, CallingConvention =
CallingConvention.StdCall)]
public static extern void mouse_event(uint dwFlags, int dx, int dy, int
cButtons, uint dwExtraInfo);

private const uint MOUSEEVENTF_MOVE = 0x01;
private const uint MOUSEEVENTF_LEFTDOWN = 0x02;
private const uint MOUSEEVENTF_LEFTUP = 0x04;
private const uint MOUSEEVENTF_RIGHTDOWN = 0x08;
private const uint MOUSEEVENTF_RIGHTUP = 0x10;
private const uint MOUSEEVENTF_WHEEL = 0x800;
private const uint MOUSEEVENTF_ABSOLUTE = 0x8000;

public void DoMouseScroll(int br)
{
    mouse_event(MOUSEEVENTF_WHEEL, 0, 0, br, 0);
}

public void DoMouseClicked()
{
    klik_x = Cursor.Position.X;
    klik_y = Cursor.Position.Y;
    mouse_event(MOUSEEVENTF_LEFTDOWN | MOUSEEVENTF_LEFTUP, klik_x,
klik_y, 0, 0);
}

public void DoMouseMove(int x, int y)
{

```

```
int X = Cursor.Position.X;
int Y = Cursor.Position.Y;
SetCursorPos(X + x, Y + y);
}

public bool PreFilterMessage(ref Message m)
{
    switch (m.Msg)
    {
        case LButtonDown:
        case LButtonUp:
        case LButtonDoubleClick:
            return true;

        default:
            break;
    }
    return false;
}
```

6.3. EKSPERIMENTALNA ANALIZA

Cilj eksperimentalne analize je testiranje modela računarskog sistema u praktičnim uslovima. Da bi testirali model, projektovani su posebno dizajnirani računarski programi koji u pozadini rada programa beleže karakteristike sistema, kao što su greške, ponavljanje unosa, preciznost unosa i pojedinačno vreme unosa svakog podataka pojedinačno. Ovi podaci će biti obrađeni osnovnim metodama statističke obrade podataka. Svi dobijeni pokazatelji se mogu iskoristiti za dalje unapređenje sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom. Statistička obrada podataka biće izvršena numeričkim proračunima i grafičkim tehnikama prezentovanja podataka. Ukupno je dizajnirano 7 pomoćnih programa podeljenih u 3 kategorije:

- Eksperimentalno testiranje karakteristika sistema baziranog na HD kameri (45 ispitanika)
- Eksperimentalno testiranje karakteristika sistema baziranog na 3IC HD kameri (83 ispitanika)
- Eksperimentalno testiranje karakteristika sistema baziranog na BCI tehnologiji (38 ispitanika)

Populacija nad kojom je testiran model i računarski sistem za interakciju čovek-računar čine studenti, kojima nije dozvoljena upotreba ruku u toku praktičnog dela eksperimenta. Ovaj deo eksperimenta treba da simulira uslove kao kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta, koji naravno nije idealan, ali omogućava prikupljanje rezultata sa ciljem dobijanja značajnih podataka. Podaci korišćeni u ovom istraživanju predstavljaju rezultate anketiranja studenata u okviru formativne evaluacije razvijenog integrisanog modela sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom.

Eksperiment je obavljen u računarskoj laboratoriji na Tehničkom fakultetu „Mihajlo Pupin“ u Zrenjaninu.

6.3.1. Preduslovi i ograničenja

Softversko hardverski preduslovi za korišćenje predloženog sistema obuhvataju upotrebu operativnog sistema Windows 7 ili više verzije, računar procesorske snage minimum Pentijum C2Duo, 2GB RAM memorije, pristup USB portu, BCI uređaj i HD kameru. Eksperiment se izvodi nad populacijom koja nema zdravstvenih problema. Da bi sistem bio primenljiv, neophodno je da su očuvane kognitivne sposobnosti korisnika, odn. korisnici trebaju biti svesni komandi koje zadaju sistemu i da razumeju procedure upotrebe interneta i računara. Jedan deo testiranja je obavljen nad studentskom populacijom gde ne postoji invalidnost, odn. stepen invalidnosti ispitanika iznosi 0%. Da bi dobili rezultate koji približno odražavaju ciljnu populaciju, ispitanicima nije dozvoljena upotreba ruku. Tokom istraživanja ustanovljeno je da osobe kojima se ne dozvoli upotreba ruku brže odustaju od rešavanja zadataka. Razlog tome leži u činjenici da potpuno zdrave osobe imaju mogućnost izbora, pa informacija da metoda unosa

podataka bez ruku nije njihov jedni mogući izbor, dovodi do manjeg zalaganja pojedinaca u rešavanju postavljenih zadataka.

6.3.2. Procedura testiranja

Svaki ispitanik je teoretski upoznat sa vrstom i načinom testiranja. Testiranje je obavljeno na sledeći način:

- Ispitanik je ispred sebe imao laptop računar sa pokrenutim programom za testiranje
- Potrebno je uneti podatke o polu i starosti ispitanika
- Pokreće se program za testiranje
- Ispitanik rešava zadatke koje mu program postavlja
- Posle završetka testiranja jednog modula, prelazi se na sledeći modul
- Nakon završetka testiranja svih 7 modula, ispitanik popunjava anketu

Vreme potrebno za testiranje jednog ispitanika varira između 15 i 25 minuta.

6.3.3. Evaluacija performansi

Tokom testiranja svakog modula, softver je snimao podatke o potrebnom vremenu za unos svakog pojedinačnog slova ili zadatka selekcije, snimani su podaci o korektnosti urađenog testa, broju grešaka, vremenu potrebnom za korekciju greške i tačnosti rešavanja zadatka.

Obrada i konverzija signala u virtualne komande

Računarski sistem prima ulazne podatke putem USB interfejsa. Ovi podaci predstavljaju informacije akcija korisnika. Softverski sistem beleži svaku akciju i proverava da li ulazna akcija zadovoljava parametre obrade komandi. Ako je prag aktiviranja selektovane komande zadovoljen, aplikacija vizuelno prikazuje proces obrade i izvršenja komande, nakon čega se komanda i realizuje. Sistem je zasnovan na pristupu niskog nivoa funkcijama operativnog sistema, kao što su čitanje trenutne pozicije kursora miša, aktiviranje levog klika miša, pomeranje i akceleraciju kursora miša, praćenje koje aplikacije se nalaze na radnoj površini ekrana i upravljanje aplikacijama. Dužinu trajanja ulaznog signala je moguće podešavati i tokom eksperimenta je korišćeno vreme za aktivaciju ulaznih komandi u trajanju od 800 do 1200 ms. U slučajevima izbora selektovanih komandi vreme trajanja prikaza sledeće komande bi se produžilo za 400 ms.

6.3.4. Analiza rezultata testiranja

Veličina uzorka iznosi 38 ispitanika od kojih je 18 muškog i 20 ženskog pola. Prototip računarskog sistema zasnovan je na 3 različite tehnologije unosa i nad uzorkom su testirani moduli za određivanje karakteristika sistema kao što su preciznost, tačnost, brzina odziva. Nakon testa ispitanici su anketirani u vezi sa osećajem pouzdanosti, nivoa

stresa i zamora, brzine adaptacije i komfora korišćenja ponuđenih rešenja. Prvi sistem koristiti kameru visoke rezolucije koja snima pomeranje glave i proračunava ugao nagiba glave korisnika. Na osnovu matematičke kalkulacije izračunava se ugao pomeranja koji se reflektuje na poziciju kursora miša. Sistem je zasnovan na otvorenom kodu programa „*eViacam*“ modifikovan za potrebe testiranja. Drugi sistem je zasnovan na korišćenju 3 infracrvene kamere visoke rezolucije pomoću kojih se beleži pomeranje očiju korisnika. Svako pomeranje oka reflektuje se na pomeranje pozicije kursora miša na radnoj površini aplikacije. Treći sistem je baziran na upotrebi BCI tehnologije u kojem su pomoću jedne suve elektrode beleže EOG i EEG talasi i na osnovu jačine treptaja levog oka vrši odabir akcija, pomeranje kursora miša, pokretanje programa ili slanje komande levog klika. Ukupno je napravljeno 7 modula, ali su moduli 3 i 4 objedinjeni radi lakše preglednosti rezultata. U prilogu se nalaze svi neobrađeni rezultati testiranja zabeleženi pomoću log datoteke prilikom testiranja korisnika.

Tabela 1. Rezultati testiranja preciznosti upotrebom prototipa HD kamere

pol (starost)	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9
m	1.17	1.17	1.39	1.11	1.22	1.22	1.17	1.28	1.06
22	1.60	1.00	1.40	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
23	1.00	1.20	1.20	1.00	1.40	1.00	1.00	1.20	1.00
24	1.00	1.00	1.33	1.00	1.00	1.33	1.00	1.33	1.33
25	1.00	2.00	2.50	2.00	2.00	2.50	2.50	2.50	1.00
27	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
31	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
z	1.30	1.45	1.35	1.25	1.15	1.35	1.15	1.15	1.25
21	1.00	2.00	1.00	2.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
22	1.71	1.86	1.86	1.29	1.29	1.43	1.29	1.43	1.71
23	1.13	1.13	1.13	1.25	1.13	1.38	1.13	1.00	1.00
24	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.33	1.00	1.00	1.00
25	1.00	2.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
UKUPNO	1.24	1.32	1.37	1.18	1.18	1.29	1.16	1.21	1.16

Tabela 1 prikazuje odnos preciznosti upotrebe sistema baziranog na HD kameri, naspram pola i godina starosti ispitanika. Rezultati testiranja upotrebe HD kamere pokazuju da je ukupan nivo preciznosti visok i da je greška prilikom preciznog odabira akcije veoma mala i iznosi 22%.

Tabela 2. Rezultati testiranja preciznosti upotrebom prototipa 3IC HD kamere

pol (starost)	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9
m	1.14	1.07	1.05	1.02	1.12	1.09	1.14	1.07	1.07
21	3.00	2.00	1.00	1.00	1.00	3.00	1.00	1.00	1.00
22	1.00	1.00	1.20	1.10	1.20	1.00	1.10	1.00	1.10
23	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.09	1.00
24	1.29	1.00	1.00	1.00	1.14	1.00	1.14	1.29	1.00

25	1.50	1.50	1.00	1.00	1.50	1.50	1.50	1.00	1.00
27	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
31	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
20	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	2.00	1.00	2.00
61	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
<i>z</i>	1.28	1.20	1.35	1.30	1.45	1.13	1.20	1.23	1.33
21	1.00	1.50	2.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
22	1.43	1.36	1.43	1.29	1.79	1.21	1.14	1.29	1.36
23	1.25	1.13	1.31	1.44	1.25	1.13	1.31	1.31	1.44
24	1.17	1.00	1.17	1.17	1.50	1.00	1.00	1.00	1.00
25	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.50	1.00	1.50
UKUPNO	1.20	1.13	1.19	1.16	1.28	1.11	1.17	1.14	1.19

Tabela 2 prikazuje odnos preciznosti upotrebe sistema baziranog na 3IC HD kameri, naspram pola i godina starosti ispitanika. Rezultati testiranja upotrebe HD kamere pokazuju da je ukupan nivo preciznosti i dalje visok i da je greška nepreciznog odabira akcije manja od HD kamere i iznosi 18%.

Tabela 3. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa HD kamere

pol	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20	C21	C22	ukupno
<i>m</i>	3.5	3.3	3.3	3.6	3.9	4.3	3.4	3.7	4.2	3.8	4.0	3.7	3.3	3.8	2.6	3.5	3.8	4.1	3.0	4.2	3.4	11.4	87.8
<i>z</i>	4.0	3.4	4.5	3.9	3.8	5.7	4.3	3.7	4.4	4.0	4.1	4.7	3.1	4.3	4.1	3.9	3.3	5.4	4.4	3.9	3.4	9.3	95.7

U sledećem zadatku ispitanici su imali za cilj da otkučaju frazu „zelim vam dobar dan.“, gde se meri vreme unosa svakog slova, tačnost unosa svakog slova pojedinačno i da li korisnik uviđa grešku pogrešno unetog slova sa merenjem vremena potrebnog za korekciju.

Tabela 3 prikazuje prosečno vreme po unetom slovu prikazano posebno za populaciju muškog i ženskog pola. Nakon testa uočava se nešto brži unos podataka od strane muške populacije, ali detaljnijom analizom podaci pokazuje da ženski pol pravi manji broj grešaka prilikom unosa. Može se zaključiti da je prosečno vreme potrebno za unos tražene rečenice oko 90 sekundi.

Tabela 4. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa HD kamere

pol	starost	ukupno vreme
<i>m</i>	31	67.6
<i>m</i>	23	115.6

EMPIRIJSKO-EKSPERIMENTALNA ISTRAŽIVANJA

z	24	176.3
z	23	63.1
z	23	101.2
z	24	93.8
z	23	69.9
m	23	100.8
m	25	79.4
z	22	65.6
m	23	74.6
z	23	68.0
m	22	63.0
m	22	66.7
m	27	68.6
m	24	66.9
m	24	66.6
m	22	74.8
m	24	57.6
m	23	56.0
m	22	60.8
z	23	62.2
m	22	78.0
z	23	101.1
z	25	58.6
z	22	54.3
z	23	87.0
z	22	61.1
m	23	67.0
z	22	106.1
z	21	59.8
m	23	50.3
m	31	75.7
z	24	69.8
m	24	68.9
z	22	76.1
z	22	73.7
z	22	107.8
z	23	70.5

Tabela 4 prezentuje pojedinačno vreme potrebno za unos kompletne fraze po svakom ispitaniku pri korišćenju sistema baziranog na HD kameri. Analizom podataka ne može

se precizno dati prednost određenoj populaciji, osim da vreme potrebno za rešavanje zadatka zavisi od svake individue pojedinačno, odn. brzini adaptacije na sistem.

Tabela 5. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa 3IC HD kamere

z	m	pol	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20	C21	C22	C23	ukupno
2.7	2.6																									
2.5	2.3																									
4.4	2.3																									
3.8	2.7																									
2.7	2.7																									
4.7	2.8																									
2.4	2.8																									
2.8	2.7																									
3.7	2.7																									
3.2	3.4																									
2.8	3.4																									
2.6	3.4																									
2.5	3.4																									
3.0	3.0																									
2.7	3.0																									
4.2	2.5																									
2.5	2.5																									
2.5	3.6																									
3.4	3.6																									
4.7	2.6																									
2.5	2.6																									
2.5	4.3																									
3.0	4.3																									
71.9	69.0																									

Tabela 5 prezentuje prikazuje prosečno vreme po unetom slovu prikazano posebno za populaciju muškog i ženskog pola. Rezultati testiranja jasno pokazuju razliku u brzini rešavanja zadatka u odnosu na sistem baziran na HD kameri. Ispitanici muške i ženske populacije su skoro u potpunosti izjednačeni, dok je vreme za rešavanje zadataka skraćeno za 21.4% kod muške populacije i za 24.9% kod ženske populacije. Može se izvesti zaključak da nad celim uzorkom, ponuđeni sistem baziran na rešenju 3IC HD kamere predstavlja brz i efikasan način za unos teksta.

Važno je istaći da ispitanici nisu imali posebne pripreme za upotrebu, kao i ni testiranje sistema pre rešavanja zadataka.

Tabela 6. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa 3IC HD kamere

pol	starost	ukupno vreme
m	31	45.0
m	23	185.1
z	24	62.1
z	23	45.1
z	23	84.8
z	24	78.4
z	23	137.1
m	23	57.4
m	25	38.9
z	22	46.2
m	23	70.9
z	23	69.6
m	22	49.5
m	22	45.6
m	27	123.0

m	24	69.2
m	24	71.2
m	22	40.0
m	25	37.6
m	23	43.9
m	22	56.8
m	23	34.7
m	22	44.9
z	23	74.2
z	25	60.8
z	22	37.4
z	23	59.1
z	22	48.4
m	23	70.1
z	22	106.1
z	21	53.3
m	31	46.8
m	23	41.8
m	31	46.9
z	24	45.6
m	24	46.5
z	22	64.2
m	20	61.9
m	20	62.0
m	21	33.7
m	61	89.2
z	22	69.0
z	22	48.4
z	23	41.6
m	46	31.1
m	46	30.1
m	46	44.7
m	47	42.2

Tabela 6 prikazuje pojedinačno vreme potrebno za unos kompletne fraze po svakom ispitaniku pri korišćenju sistema baziranog na 3IC HD kamerama. Kao i kod sistema baziranog na HD kameri, rezultati su u velikom opsegu i rešavanje zadatka zavisi od svake individue pojedinačno, odn. brzine adaptacije na sistem.

Tabela 7. Rezultati testiranja unosa svakog slova zadate rečenice upotrebom prototipa zasnovanog na BCI tehnologiji

pol	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20	C21	C22	C23	C24
-----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

z	m	pol	z	m
8.0	7.3	C25	9.0	11.0
5.5	5.2	C26	7.7	10.8
10.3	5.6	C27	8.6	11.0
5.6	7.8	C28	7.4	6.7
13.1	7.9	C29	5.9	7.7
4.1	11.6	C30	7.8	8.4
3.9	5.1	C31	6.1	6.8
5.0	2.3	C32	5.9	7.4
5.0	8.8	C33	6.5	5.3
7.2	3.3	C34	8.0	6.4
7.1	9.3	C35	6.9	7.9
5.2	7.9	C36	5.8	7.7
5.9	5.8	C37	6.7	7.7
5.7	4.1	C38	6.9	7.2
5.9	5.4	C39	7.8	5.2
4.2	11.3	C40	13.6	6.6
20.5	3.7	C41	5.4	7.4
13.1	7.6	C42	8.2	7.2
13.7	7.2	C43	6.8	6.6
10.4	9.0	C44	9.2	7.8
7.6	0.3	C45	6.4	6.6
8.0	17.2	C46	6.1	9.8
9.5	3.3	C47	5.1	9.9
171.8	193.7	ukupno	4.0	14.5

Tabela 7 prezentuje pojedinačno vreme potrebno po unetom slovu prikazano posebno za populaciju muškog i ženskog pola pri korišćenju sistema baziranog na BCI tehnologiji. Vreme potrebno za unos pomoću BCI tehnologije je najsporije rešenje. Kašnjenje rešenja baziranog na BCI tehnologiji ne znači da kao rešenje nije upotrebljivo, već naprotiv omogućava korišćenje sistema u uslovima velike ograničenosti. Sistem baziran na BCI tehnologiji koristi samo jednu moguću akciju treptaj levog oka, gde se ispituje da li je treptaj voljno prouzrokovan ili je refleksni treptaj. Ako je prag odluke pokretanje akcije, sistem aktivira sledeću sekvencu odabira. Kašnjenje u odnosu na ostale sisteme nastaje prilikom odabira ikona koje se raspoređene po redovima i kolonama. U poglavlju 6.1.1 je opisana problematika selekcije, gde se konstatuje da je u najsporijem slučaju potrebno 14 sekundi za odabir traženog slova ili komande. Kada se ovaj broj pomnoži sa brojem slova potrebnih za unos tražene fraze, dobija se ukupni početni vremenski zastoje od $20 \times (2 \cdot 14 \text{ s})$ od 40 do čak 280 sekundi. Ako se ovaj početni uslov uzme u obzir, onda dobijeni rezultati predstavljaju odlična rešenja. Osim pomenutog, interesantan je podatak da u korišćenju BCI tehnologije dominira ženski pol, koji je za 11.3% brže rešio traženi zadatak.

Tabela 8. Rezultati testiranja unosa zadate rečenice upotrebom prototipa zasnovanog na BCI tehnologiji

pol	starost	ukupno vreme
m	31	262.8
z	24	170.6
z	23	247.9
m	23	157.3
z	23	178.8
z	23	168.1
m	23	136.4

m	25	157.8
z	22	186.8
m	23	349.9
m	22	200.4
z	23	218.3
m	22	248.1
m	22	215.5
m	22	202.4
m	24	214.7
m	25	241.8
m	23	235.6
m	22	211.2
m	27	333.5
m	24	388.6
m	22	238.3
z	23	142.5
m	22	224.4
z	23	156.7
z	25	503.9
z	25	169.4
z	22	128.1
z	23	207.3
z	22	140.5
m	23	149.7
z	22	206.7
z	21	186.8
m	23	183.4
m	24	153.7
m	31	160.3
z	24	150.2
z	21	158.5

Tabela 8 prikazuje pojedinačno vreme po polu i godinama starosti, potrebno za unos kompletne fraze po svakom ispitaniku pri korišćenju sistema baziranog BCI tehnologiji. U odnosu na prethodne sisteme pri korišćenju BCI tehnologije, ako se zanemare ekstremi, vidljivo je ujednačeno vreme potrebno za rešavanje traženog zadatka.

Nakon praktičnog testiranja ispitanicima su ponuđeni anketni upitnici u kojima su se izjašnjavali o subjektivnim karakteristikama sistema i njihovom viđenju pouzdanosti, nivoa stresa i zamora, brzine adaptacije i komfora korišćenja ponuđenih rešenja.

Broj ispitanika koji su popunili anketu je veći od eksperimentalne grupe, zato što su nakon eksperimentalnog dela u proces testiranja uključene i starije osobe da bi se izvela procena

adaptacije starije populacije na nove tehnologije i mogućnost komunikacije bez korišćenja ruku. Ukupan broj anketiranih iznosi 59 ispitanika, od kojih je 31 osoba muškog, a 28 osoba ženskog pola. Presečna starost ispitanika je 33 godine, najstarija osoba je muškog pola i ima 70 godina.

Tabela 9. Rezultati ocene korisnika po pitanju lakoće upotrebe računarskog sistema

Pol	Lakoća upotrebe (kontrola pomicanjem glave)	Lakoća upotrebe (kontrola očima)	Lakoća upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	8.52	9.23	7.55
22	9.50	9.17	9.33
23	9.60	10.00	9.20
24	8.00	8.33	7.33
25	9.50	10.00	7.50
27	10.00	7.00	9.00
31	8.50	10.00	9.00
36	6.50	10.00	8.00
39	8.00	8.00	6.00
43	8.50	9.50	5.50
46	8.00	9.00	6.00
61	6.50	9.50	6.00
68	6.50	7.00	4.00
70	8.50	10.00	4.50
z	8.43	9.46	7.75
21	9.00	10.00	10.00
22	8.43	10.00	9.00
23	9.33	9.56	9.25
24	9.00	10.00	8.00
25	10.00	10.00	8.00
37	6.50	9.00	7.00
41	6.50	8.50	3.00
65	6.00	7.00	4.00
69	7.50	8.50	5.00
Ukupno	8.47	9.34	7.64

Prema (Tabela 9) rezultati ocene korisnika po pitanju lakoće upotrebe tri različita računarska sistema pokazuju da je sistem baziran na 3IC HD kamerama najlakši za upotrebu, dok najteži za korišćenje predstavlja upotrebu BCI tehnologije. U rezultatima nema značajnijih odstupanja između muškog i ženskog pola.

Tabela 10. Rezultati ocene korisnika po pitanju preciznosti upotrebe računarskog sistema

Pol	Preciznost upotrebe (kontrola pomicanjem glave)	Preciznost upotrebe (kontrola očima)	Preciznost upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	8.16	8.94	8.23

22	8.83	9.50	10.00
23	8.60	9.80	9.40
24	8.67	7.33	6.00
25	9.50	9.00	9.00
27	8.00	10.00	7.00
31	9.00	8.00	9.00
36	6.50	8.50	9.50
39	9.00	9.00	9.00
43	7.00	8.50	9.50
46	7.00	10.00	6.00
61	7.50	8.50	6.50
68	5.00	9.00	4.50
70	9.00	8.50	5.00
z	8.50	9.21	7.96
21	10.00	8.00	10.00
22	8.43	9.71	8.75
23	9.00	9.44	9.88
24	9.33	9.67	9.00
25	10.00	10.00	9.00
37	8.00	9.00	6.00
41	8.00	8.50	3.50
65	6.00	7.00	4.00
69	6.00	8.00	4.00
Ukupno	8.32	9.07	8.11

Tabela 10 prikazuje rezultate preciznosti prilikom korišćenja 3 računarska sistema po kojima je sistem baziran na 3IC HD kameri najprecizniji. Upotreba BCI i standardne HD kamere je približno izjednačena, kod korišćenja od strane muškog pola, upotreba BCI tehnologije je ispred upotrebe sistema baziranog na HD kameri.

Tabela 11. Rezultati ocene korisnika po pitanju komfornosti upotrebe računarskog sistema

Pol	Nivo komfora upotrebe (kontrola pomicanjem glave)	Nivo komfora upotrebe (kontrola očima)	Nivo komfora upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	8.19	8.94	6.80
22	8.67	9.17	8.17
23	9.00	10.00	8.00
24	7.33	7.33	5.00
25	9.50	10.00	9.50
27	8.00	10.00	6.00
31	9.50	10.00	7.50
36	6.00	7.00	6.50
39	9.00	7.00	6.00
43	9.00	9.50	6.00

46	8.00	10.00	5.00
61	6.00	7.00	5.00
68	7.50	9.00	4.00
70	7.50	9.00	5.50
z	8.89	9.43	7.33
21	9.00	10.00	8.00
22	8.43	10.00	8.00
23	9.11	9.67	8.25
24	9.00	9.67	8.00
25	9.00	9.00	8.00
37	9.00	7.00	6.50
41	9.50	8.00	6.00
65	9.00	9.00	8.00
69	8.50	10.00	2.50
Ukupno	8.53	9.17	7.04

U oceni nivoa komfora ispitanici (Tabela 11) su jednoglasno zaključili da korišćenje BCI tehnologije nije komforno, što je ipak očekivano, jer tehnologija zahteva prisustvo EEG elektrode.

Tabela 12. Rezultati ocene korisnika po pitanju nivoa stresa upotrebe računarskog sistema

Pol	Nivo stresa upotrebe (kontrola pomicanjem glave)	Nivo stresa upotrebe (kontrola očima)	Nivo stresa upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	3.52	3.87	3.03
22	2.50	2.83	1.83
23	2.60	2.20	2.00
24	4.33	2.50	3.00
25	2.00	2.00	2.00
27	3.00	7.00	1.00
31	2.00	6.50	1.50
36	5.00	6.50	6.50
39	6.00	6.00	6.00
43	5.50	5.00	6.00
46	2.00	5.00	2.00
61	7.50	5.00	7.00
68	4.00	3.50	3.00
70	2.50	4.00	1.50
z	3.32	3.46	2.46
21	2.00	2.00	1.00
22	3.57	2.75	2.57
23	2.22	2.50	2.00
24	3.00	4.00	2.00
25	2.00	3.00	2.00

37	9.00	4.50	7.50
41	4.00	7.00	1.50
65	4.00	8.00	1.00
69	2.50	2.00	2.50
Ukupno	3.42	3.69	2.76

Tabela 12 Prikazuje interesantne rezultate, gde su se korisnici izjasnili po pitanju ocene koliko računarski sistem izaziva frustraciju i stres prilikom upotrebe. Prezentovani podaci opisuju da su sva tri sistema izazivaju zavidan nivo stresa na ispitanike, ali je po oceni ispitanika najviše stresa izazvalo korišćenje 3IC HD kamera. Ako se izuzmu ekstremi, onda je rezultat paradoksalno, obrnut, odn. 3IC HD kamera izaziva najmanje stresa. Opšti zaključak je da sva tri uređaja izazivaju stres pri dužoj upotrebi.

Tabela 13. Rezultati ocene korisnika po pitanju nivoa zamora upotrebe računarskog sistema

Pol	Nivo zamora upotrebe (kontrola pomeranjem glave)	Nivo zamora upotrebe (kontrola očima)	Nivo zamora upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	2.81	1.61	3.17
22	2.00	1.50	1.33
23	1.60	1.60	3.40
24	4.00	3.00	2.00
25	1.50	1.00	1.00
27	2.00	1.00	4.00
31	1.00	1.00	5.50
36	5.00	1.00	5.00
39	4.00	3.00	3.00
43	5.00	2.00	2.00
46	2.00	2.00	5.00
61	5.50	1.50	4.00
68	2.50	1.50	3.50
70	3.00	1.00	6.00
z	2.64	1.79	3.13
21	1.00	2.00	1.00
22	2.29	1.43	1.50
23	2.67	2.00	2.25
24	3.00	1.33	3.33
25	2.00	2.00	3.00
37	4.00	4.00	5.00
41	3.00	1.00	7.00
65	4.00	1.00	8.00
69	2.00	1.50	2.50
Ukupno	2.73	1.69	3.15

Tabela 13 prikazuje podatke koliko računarski sistem izaziva zamor prilikom korišćenja. Rezultati pokazuju da najviše zamora stvara korišćenje BCI tehnologije, što je potpuno u skladu sa očekivanim, jer sistem se oslanja na korišćenju motoričkih i senzornih procesa korisnika. Ubedljivo najmanji zamor izaziva upotreba sistema baziranog na korišćenju 3IC HD kamere.

Tabela 14. Rezultati ocene korisnika po pitanju brzine adaptacije upotrebe računarskog sistema

Pol	Brzina adaptacije upotrebe (kontrola pomeranjem glave)	Brzina adaptacije upotrebe (kontrola očima)	Brzina adaptacije upotrebe (kontrola moždanim signalima)
m	8.19	9.39	7.35
22	9.50	9.83	8.33
23	9.80	9.80	8.80
24	8.67	8.67	5.67
25	10.00	10.00	7.50
27	8.00	10.00	8.00
31	9.00	10.00	9.00
36	3.50	9.00	4.00
39	7.00	10.00	6.00
43	7.50	10.00	7.00
46	7.00	8.00	8.00
61	5.50	7.50	6.00
68	9.50	9.50	7.00
70	5.00	8.50	7.00
z	8.86	9.54	8.92
21	10.00	9.00	8.00
22	9.00	9.86	9.25
23	9.44	9.44	9.63
24	8.33	10.00	8.67
25	10.00	10.00	9.00
37	8.50	9.50	7.50
41	7.00	10.00	8.00
65	7.00	9.00	7.00
69	8.50	8.00	9.50
Ukupno	8.51	9.46	8.04

Tabela 14 prezentuje rezultate ocene korisnika po pitanju brzine adaptacije korisnika na predložene računarske sisteme. Na osnovu rezultata zaključuje se da je upotreba 3IC HD kamere najlakša i ispitanicima je bilo najlakše da se prilagode korišćenju takvog sistema.

Ukupna analiza pokazuje da nad rezultatima podataka dobijenih od ispitanika, sistem zasnovan na 3IC HD kameri predstavlja rešenje koje se najlakše i najbrže može implementirati u korišćenju od strane korisnika. Rešenje zasnovano na BCI tehnologiji pokazuje da ima veliki potencijal posebno u slučajevima kada ne postoji drugo sistemsko

rešenje (u slučajevima kada korisnik ne može da pomera glavu ili oči). Svaki od predloženih sistema je dobio visoke ocene i ispitanici su uspešno realizovali postavljene zadatke. U slučaju korišćenja HD kamere, jedan ispitanik nije uspeo da uradi kompletan test, dok u slučaju testiranja BCI tehnologije, ukupno dva ispitanika nisu uspešno završila testiranje.

7. IMPLEMENTACIJA MODELA SISTEMA ZA KORIŠĆENJE SERVISA E-UPRAVE

U sistema elektronske uprave državnih i lokalnih organa veoma važnu ulogu predstavlja automatsko generisanje administrativnih dokumenata. Prema (Arsovski et al., 2014) predložena semantička reprezentacija administrativnih procedura omogućuje korišćenje šablona dokumenata kao okvira za automatizovano generisanje administrativnih dokumenata. Razvojem modela ulaznog računarskog sistema baziranog na BCI tehnologiji i alternativnim tehnologijama omogućava implementaciju modela i računarskog sistema u servisima gde osobe koje ne mogu da koriste ruke nemaju mogućnost pristupa, kao što je na primer servis elektronske uprave i pristup elektronskim dokumentima.

Organi vlasti su u svim zemljama suočeni sa izazovima transformacije i potrebama za unapređenje sistema upravljanja radi stvaranja elektronskih servisa koji su efikasniji, jeftiniji i brži u procesu prenosa informacija (Fang, 2002). Stvaranje integrisane arhitekture servisa za elektronsku upravu zahteva povezivanje i usklađivanje IT infrastrukture sa procesima upravljanja u organizacijama javnog sektora i klasifikovanje prepreka koje mogu ugroziti implementaciju predloženog rešenja (Ebrahim; Irani, 2005). Upotreba elektronske uprave u Republici Srbiji nije u potpunosti zaživela i postoji problem uvođenja različitih sistema na nivoima lokalnih samouprava. Takav pristup značajno otežava proces jedinstvene obrade podataka i stvara različite servise e-uprave koji vizuelno i funkcionalno razlikuju između sebe. Postojanje problema različitih adaptacija servisa e-uprave objašnjen je kroz faktore uticaja na implementaciju servisa e-uprava koji zavise od mogućnosti veb portala. U većini slučajeva ovi portali deluju kao doterani veb pretraživači. Razlog za različite servise se nalazi i u činjenici da odluka u investiciju razvoja elektronske uprave mora da opravda troškove produktivnosti i kvaliteta koji sistem treba da zadovolji (Bretschneider et al., 2003).

Razvijeni i testirani model implementiran je na primeru servisa elektronske uprave grada Zrenjanin za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih. Implementiran sistem sadrži predefinisane prečice za pokretanje veb servisa virtuelnog matičara grada Zrenjanin. Selekcijom računarskog sistema za navigaciju, pokreće se tražena stranica (Slika 31)



Slika 31. Selekcija veb sajta virtuelnog matičara grada Zrenjanin korišćenjem implementiranog modela zasnovanog na BCI sistemu

Nakon pokretanja veb stranice kursorima miša u navigacionom delu pokreće se pomeranje miša korišćenjem jačine treptaja levog oka. Kada se kursor miša dovoljno pomeri (Slika 32), odabira se selekcija komande levog klika „∞“.



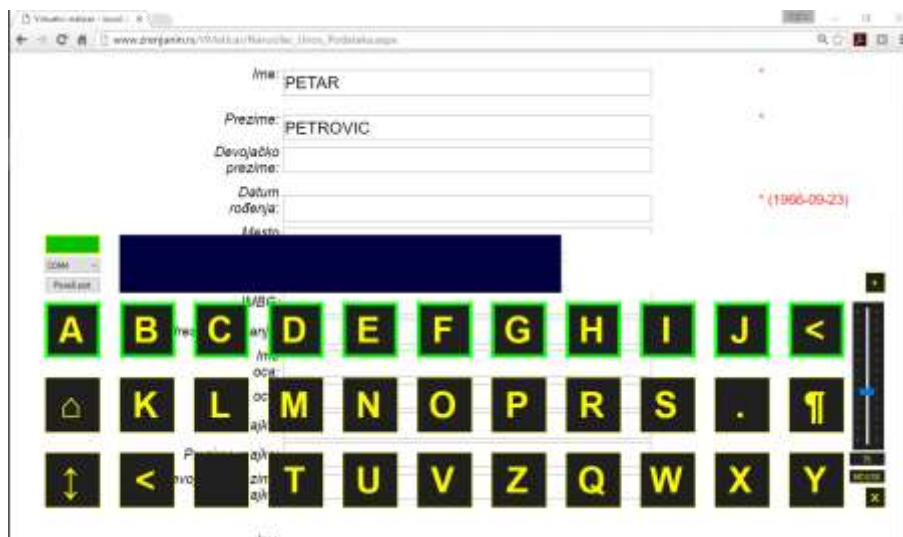
Slika 32. Stranica veb sajta elektronske uprave grada Zrenjanin

Sistem simulira virtuelne tastere miša, koji se odgovarajućim odabirom izvršavaju od strane operativnog sistema računara. Pokretanjem servisa elektronske uprave, potrebno je uneti tražene podatke (Slika 33). Sistem je zasnovan na gotovoj veb stranici grada Zrenjanin, ali je moguće na lak način povećati kontrole koje se nalaze na postojećoj stranici. Slanjem virtuelne komandi skrola miša uz virtuelnu aktivaciju CTRL tastera, moguće je sadržaj veb stranici uvećati ili smanjiti radi bolje vidljivosti i pristupačnosti.



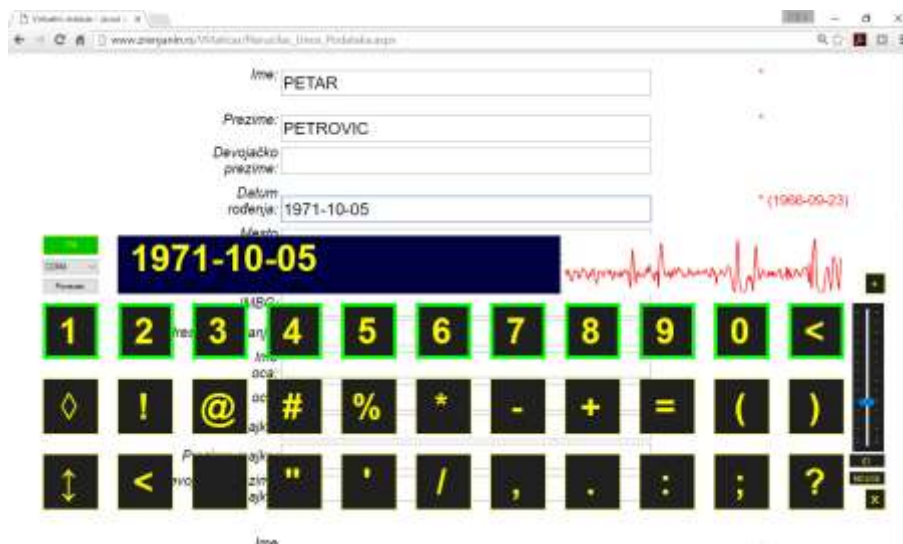
Slika 33. Stranica veb sajta matične knjige rođenih grada Zrenjanin

Implementirano softversko rešenje omogućava unos slova i brojeva u tražena polja (Slika 34). U toku postupka unosa omogućeno je istovremeno unošenje slova i brojeva u tekstualnom prozoru koje radi bolje vidljivosti ima pozadinu plave boje, a tekst se ispisuje u žutoj boji.



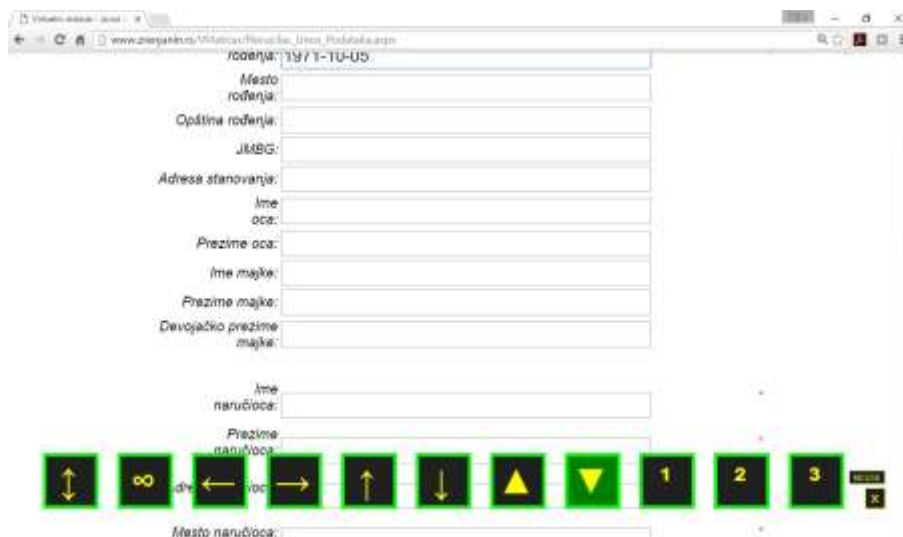
Slika 34. Unos podataka (ime i prezime) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin

Proces unosa brojeva i specijalnih znakova prenesen je u pomoćni ekran koji se aktivira odabirom ikone sa znakom „△“, nakon čega unose traženi podaci (Slika 35).



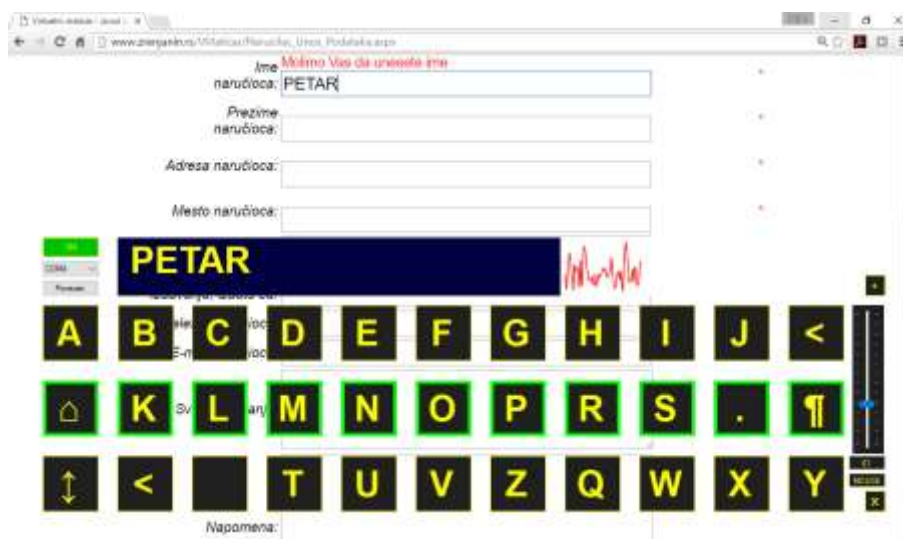
Slika 35. Unos podataka (datum rođenja) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin

Problem pomeranja ekrana, odn. skrolovanja gore ili dole rešen je predefinisanim ikonom pomoću koje je moguće bilo koju veb stranicu skrolovati do tražene informacije (Slika 36). Postupak se obavlja ravnomerno i blago, u funkciji jedne aktivacije pokreće se pomeranje ekrane, nakon sledeće aktivacije obavlja se zaustavljanje tražene komande.



Slika 36. Aktiviranje funkcije pomeranja ekrana pomoću implementiranog BCI sistema na sajtu e-uprave grada Zrenjanin

Procedura traženih podataka se nekada ponavlja, pa je potrebno ispoštovati sve navedene korake (Slika 37). Ceo proces unosa podataka za traženu osobu traje između 10 i 15 minuta u zavisnosti od uvežbanosti korisnika.



Slika 37. Unos podataka (ime naručioca) pomoću implementiranog BCI sistema za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin

Kada su popunjeni sve traženi elementi postupak slanja se obavlja pokretanje funkcije pokretanja miša i navigacije na taster za slanje podataka „pošalji“ (Slika 38). Selekcijom levog klika aktivira se dugme i proces naručivanja dokumenta izvoda iz matične knjige rođenih elektronskim putem je završen.



Slika 38. Potvrđivanje podataka pomoću BCI sistema i saglasnost za izdavanje izvoda iz matične knjige rođenih na sajtu e-uprave grada Zrenjanin

Implementacija modela sistema za korišćenje servisa e-uprave za osobe koje ne mogu da koriste ruke ili pate od oblika invaliditeta koji onemogućava upotrebu ruku, omogućila je potpunu kontrolu veb servisa korišćenjem BCI tehnologije bez upotrebe mehaničkih ulaznih uređaja. Sistem je fleksibilan i adaptibilan, moguće je zameniti ulaznog BCI kontrolera modernijim uređajem i sistem može bolje i brže da funkcioniše.

7.1. PROBLEMI POVEZANI SA IMPLEMENTACIJOM I MOGUĆA REŠENJA

Implementacija sistema u praksi donosi neke problema koji mogu biti rešeni primenom visoko kvalitetnih hardverskih rešenja. Svaka individua je specifična i potrebno je rešenje prilagoditi korisniku. Međutim, postoje ograničenja koja su obično tehničke prirode koja trenutno još nisu prevaziđena. Upotreba BCI tehnologije, naspram drugih asistivnih tehnologija predstavlja svojevrstan izbor korisnika. U poglavlju eksperimentalne analize tokom testiranja korisnika studentske populacije, jasni su rezultati da nekim korisnicima više odgovara primena jedne tehnologije naspram druge. Objašnjenje se može tražiti u specifičnostima i navikama korisnika. Objašnjenje može biti i u nivoima bio električnih potencijala korisnika, koji se značajno razlikuju od subjekta do subjekta. Neke od osoba nisu u stanju da nezavisno namignu levim ili desnim okom, neki korisnici nisu u stanju da kontrolišu svoje misli. Kada se posmatra upravljanje pomoću pogleda, tada kod određenog broja korisnika postoji tendencija da pogledom prate kursor miša, umesto obrnuto, što stvara efekat mrtve petlje, gde kursor miša stalno beži od korisnika.

Nabrojani problemi predstavljaju samo neke od problema, od kojih se većina može rešiti treningom i vežbama. Adaptacija korisnika na tehnologiju raste sa vremenom korišćenja uređaja. Predloženi model računarskog sistema je moguće upotrebiti sa drugim savremenijim tehnologijama i sa sistema koji su značajno precizniji, ali i skuplji.

Implementacijom modernijeg i kompleksnijeg hardvera rešava problem nepreciznosti i brzine traženog odziva.

8. REZULTATI ISTRAŽIVANJA

Na osnovu modela razvijen je računarski sistem za podršku upravljanju računarom i kreiran je prototip aplikacije za testiranje sistema. Osnovni rezultati istraživanja odnose se na status potvrđenosti osnovne hipoteze i pomoćnih hipoteza. Osnovna hipoteza: „Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom“, treba da omogući implementaciju modela računarskog sistema i na taj način obezbedi podršku za upravljanje računarom u servisima elektronske uprave za osobe koje ne mogu da koriste ruke ili funkciju govora. Zadaci istraživanja u disertaciji su prikaz i analiza postojećih modela, primena asistivne tehnologije u istraživanju i modeliranje računarskog sistema koji će omogućiti implementaciju i primenu modela u praksi u servisima elektronske uprave za osobe sa visokim stepenom invaliditeta. Nakon testiranja studije izvodljivosti i analize rezultata postignutih u praksi izvedeni su zaključci.

8.1. DOKAZIVANJE TAČNOSTI PRVE POMOĆNE HIPOTEZE

Prva pomoćna hipoteza glasi:

Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za interakciju sa računarom uz korišćenje BCI uređaja.

Na osnovu modela sistema baziranog na BCI tehnologiji, razvijen je prototip aplikacije sa ciljem utvrđivanja mogućnosti implementacije predloženog modela u praksi. U eksperimentalnoj analizi proverene su funkcionalnosti kontrole računarskog sistema pomoću moždanih talasa uz korišćenje BCI tehnologije, odn. veze kompjuter-čovjek. Rezultati analize istraživanja i testiranja jasno su potvrdili da je prototip računarskog sistema baziranog na BCI tehnologiji moguće praktično koristiti za unos informacija i komandi u računar bez korišćenja ruku, čime je dokazana prva pomoćna hipoteza.

8.2. DOKAZIVANJE TAČNOSTI DRUGE POMOĆNE HIPOTEZE

Druga pomoćna hipoteza glasi:

Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za interakciju sa računarom uz korišćenje uređaja za upravljanje pogledom.

Na osnovu modela sistema baziranog na HD kameri, razvijen je prototip aplikacije sličnih funkcionalnosti kao kod modeliranja sistema zasnovanog na BCI tehnologiji. Cilj je proveriti mogućnosti implementacije predloženog modela u praksi. U eksperimentalnoj analizi proverene su funkcionalnosti kontrole računarskog sistema pomoću detekcije pokreta očiju i glave. Na osnovu analize rezultata istraživanja, jasno je dokazano da je predloženi prototip računarskog sistema koji je baziran na detekciji pokreta očiju i glave

moguće praktično koristiti za unos informacija i komandi u računar bez korišćenja ruku, čime je dokazana druga pomoćna hipoteza.

8.3. DOKAZIVANJE TAČNOSTI GLAVNE HIPOTEZE

Pomoćne hipoteze su dokazale da je moguće modelirati i razviti računarski sistem za interakciju sa računarom uz korišćenje BCI tehnologije ili pomoću detekcije položaja i pokreta očiju i glave. Ove hipoteze su dokazane kreiranjem modela računarskog sistema nad populacijom od 38 korisnika koji je eksperimentalno testiran i funkcionalno potvrđen. Korisnici su testirali tri različita uređaja uz primenu predloženog modela i u vidu evaluacije analizirali predloženi model. Rezultati eksperimentalnog istraživanja su dokazali da je ponuđeni model primenljiv. Urađena je implementacija sistema na primeru servisa za izdavanje matične knjige rođenih elektronske uprave grada Zrenjanina. Nakon implementacije dokazano je da osobe koje ne mogu da koriste ruke mogu da unose i pretražuju podatke pomoću implementiranog modela računarskog sistema baziranog na BCI tehnologiji korišćenjem veb sajta servisa elektronske uprave. Osnovna hipoteza **„Moguće je modelirati i razviti računarski sistem za korišćenje servisa e-uprave za osobe sa invaliditetom“** potvrđena je pomoćnim hipotezama i implementacijom modela u servisima elektronske uprave.

9. ZAKLJUČNA RAZMATRANJA

9.1. NAUČNI I PRAKTIČNI DOPRINOS DISERTACIJE

Projektovani model i računarski sistem za komunikaciju kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta omogućava upotrebu servisa elektronske uprave i stvara novu perspektivu u korišćenju interneta i komunikaciji kod paralizovanih osoba i osoba sa teškim oblicima invaliditeta. Mogućnost komunikacije na moderan način i dobijanje aktivne uloge u komunikaciji omogućava društvenu uključenost osoba sa visokim stepenom invaliditeta. Softverski dizajn interfejsa je baziran na modularnoj arhitekturi koja omogućuje implementaciju novih funkcionalnosti. Model računarskog sistema je nezavisan od tipa tehnologije za unos što u mnogome uvećava mogućnosti upotrebe novih BCI uređaja i drugih asistivnih tehnologija u budućnosti. Ponuđeno rešenje modela za BCI tehnologiju koristi jednu akciju za unos, ali bilo koji broj akcija je moguć, što znači da sa naprednijom BCI tehnologijom ponuđeni model može da poveća brzinu i performanse rada. Model baziran na unosu informacija pogledom, otvara nove mogućnosti u daljem istraživanju i primeni asistivnih tehnologija kod osoba koje ne mogu da koriste ruke.

9.2. PREDLOZI ZA NASTAVAK DALJIH ISTRAŽIVANJA

Ciljevi za dalji razvoj računarskog sistema su personalizacija modela zahtevima korisnika i razvoj specijalizovanih proširenja koja bi omogućila raznovrsnost upotrebe ponuđene tehnologije. Fleksibilan dizajn modela ne ograničava upotrebu samo na BCI uređaje, već se računarski sistem može upotrebiti za kontrolu računara u kombinaciji sa bilo kojim uređajem koji daje diskretne signale. Personalizacijom modela i računarskog sistema postiže se viši nivo pristupačnosti i u zavisnosti od stepena invaliditeta aktiviraju se različiti parametri funkcija modela računarskog sistema. Npr. osobe sa parezom ili subjekti čije stanje ne dozvoljava upotrebu BCI uređaja bi imale ugodniji rad sa uređajem za kontrolu pozicije očiju.

Razvoj programabilnog modula koji bi omogućio individualno prilagođavanje svojstava računarskog sistema je jedan od ciljeva za dalji razvoj, ali to nije stavljeno kao primarni cilj razvoja, zato što osnovno interaktivno svojstvo aplikacije u integraciji sa operativnim sistemom predstavlja najznačajniju podlogu za dalji razvoj.

Mogućnost za samostalnu edukaciju osobama sa invaliditetom daje veliku šansu za profesionalni razvoj. Implementacija okruženja za razvoj softvera bi omogućilo pisanje knjiga ili programiranje kod osoba sa visokim stepenom invaliditeta, čime bi se stvorili uslovi mogućeg zaposlenja ili samo zaposlenja i omogućilo veću integraciju osoba sa invaliditetom u društvene tokove.

10. LITERATURA

- [1] **Arsovski, S.; Markoski, B.; Pecev, P.; Petrovacki, N.; Lacmanovic, D. (2014).** Advantages of using an Ontological Model of the State Development Funds. *International Journal of Computers Communications & Control ISSN: 1841-9836*. 9(3), str. 261-265.
- [2] **Banjanin, M. (2007).** *Analiza sistemske interakcije čovek-kompjuter*. Filozofski fakultet Istočno Sarajevo.
- [3] **Barry, R. J.; Clarke, A. R.; Johnstone, S. J.; Magee, C. A.; Rushby, J. A. (2007).** EEG differences between eyes-closed and eyes-open resting conditions. *Clinical Neurophysiology (Volume:118 , Issue: 12)*., str. 2765-2773.
- [4] **Beynon-Davies, P.; Williams, M. D. (2003).** Evaluating electronic local government in the UK. *Journal of Information Technology (Volume:18 , Issue: 2)*., str. 137-149.
- [5] **Bhatnagar, S. (2002).** E-government: Lessons from Implementation in Developing Countries. *Regional Development Dialogue (Volume:24)*., str. 164-174.
- [6] **Birbaumer, N.; Kubler, A.; Ghanayim, N. et al. (2000).** The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *IEEE Trans. Rehab. Eng. (Volume:8)*., str. 190-193.
- [7] **Bretschneider, S.; Gant, J.; Ahn, M. (2003).** A General Model of E-Government service Adoption: Empirical Exploration. *In: Public Management Research Conference*. Georgetown Public Policy Institute Washington, str. 9-11.
- [8] **Bulling, A.; Roggen, D.; Tröster, G. (2009).** Wearable EOG goggles: eye-based interaction in everyday environments. *In: Proceedings of the 27th international conference extended abstracts on Human factors in computing systems*. New York, USA: ACM Article, str. 3259-3264.
- [9] **Cichocki, A.; Cruces, S.; Amari, S. (2011).** Generalized Alpha-Beta Divergences and Their Application to Robust Nonnegative Matrix Factorization. *Entropy*. 13(1), str. 134--170.
- [10] **Cichocki, A.; Washizawa, Y.; Rutkowski, T. et al. (2008).** Noninvasive BCIs: Multiway signal-processing array decompositions. *IEEE Computer*. 41(10), str. 34-42.
- [11] **Cincotti, F.; Mattia, D.; Aloise, F. et al. (2007).** *Non-invasive brain-computer interface system: towards its application as assistive technology*. Brain Research Bulletin.
- [12] **Cooley, J. W.; Tukey, J. W. (1965).** An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. *Mathematics of Computation*. 19(1), str. 297–301.
- [13] **Cyberkinetics. (2014).** *BrainGate: Turning Thoughts into Action*. [Onlajn pristup: Januar 2015]. Preuzeto sa: <http://www.cyberkineticsinc.com/>
- [14] **Ebrahim, Z.; Irani, Z. (2005).** E-government adoption: architecture and barriers. *Business Process Management Journal (Volume:11 , Issue: 5)*., str. 589-611.

- [15] **Engelberg, S. (2008).** *Digital Signal Processing: An Experimental Approach.* Springer.
- [16] **Fang, Z. (2002).** E-Government in Digital Era: Concept, Practice, and Development. *International Journal of The Computer, The Internet and Management (Volume:10 , Issue: 2)*., str. 1-22.
- [17] **Fogli, D.; Colosio, S.; Sacco, M. (2009).** *Managing accessibility in local e-government websites through end-user development: a case study.* Springer.
- [18] **Gentile, A.; Santangelo, A.; Sorce, S.; Vitabile, S. (2011).** Novel Human-to-Human Interactions from the Evolution of HCI. *In: Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS).* Seoul: IEEE, str. 600-605.
- [19] **Gerdle, B.; S. Karlsson, S. D.; Djupsjöbacka, M. (1999).** *Modern Techniques in Neuroscience Research: Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram.* Springer.
- [20] **Grabianowski, E. (2007).** *How Brain-computer Interfaces Work.* [Onlajn pristup: Oktobar 2014]. Preuzeto sa: <http://computer.howstuffworks.com/brain-computer-interface.htm>
- [21] **Graimann, B.; Allison, B.; Pfurtscheller, G. (2011).** *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction.* Springer Berlin Heidelberg.
- [22] **Gupta, H. R.; Batan, S.; Mehra, R. (2013).** Power Spectrum Estimation using Welch Method for various. *International Journal of Scientific Research Engineering & Technology.* 2(6), str. 389-392.
- [23] **Junge, D. (1981).** *Nerve and Muscle Excitation (2nd ed.).* Massachusetts: Sinauer Associates.
- [24] **Krusienski, D. J.; Shih, J. J. (2010).** A case study on the relation between electroencephalographic and electrocorticographic event-related potentials. *In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE.* IEEE, str. 6019-6022.
- [25] **Lacmanović, D.; Kojadinović, M.; Veljković, Z.; Zavišin, V.; Nikolić, G. (2010).** Neural Communicator. *E-Society.* 1(1), str. 9-18.
- [26] **Luca, C. J.D. (2002).** *Surface Electromyography: Detection and Recording.* Delsys Incorporated.
- [27] **Luria, A. R. (1966).** *Higher Cortical Functions in Man.* New York: Basic Books.
- [28] **Matiko, J. W.; Beeby, S.; Tudor, J. (2013).** Real time eye blink noise removal from EEG signals using morphological component analysis. *In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).* Osaka, Japan: IEEE, str. 13-16.
- [29] **Neural Signals. (2007).** *Speech Restoration Project.* [Onlajn pristup: Septembar 2014]. Preuzeto sa: <http://www.neuralsignals.com>
- [30] **Nijholt, A.; Tan, D.; Pfurtscheller, G. et al. (2008).** Brain-computer interfacing for intelligent systems. *IEEE Intelligent Systems (Volume:23 , Issue: 3)*., str. 72-79.

- [31] **Orhan, U. (2014).** *RSVP keyboard: An EEG based BCI typing system with context information fusion*. Boston: Northeastern University.
- [32] **Pardey, J.; S., R.; Tarassenko, L. (1996).** A review of parametric modelling techniques for EEG analysis. *Medical engineering and physics*. 18(1), str. 2-11.
- [33] **Penfield, W.; Rasmussen, T. (1950).** *The Cerebral Cortex of Man*. New York: Macmillan.
- [34] **Perez, J. L.M.; Cruz, A. B. (2007).** Linear Discriminant Analysis on Brain Computer Interface. In: *Intelligent Signal Processing (WISP 2007)*. IEEE, str. 1-6.
- [35] **Pollack, P. (2006).** *Brain control gives hope to the paralyzed*. [Online pristup: July 2014]. Preuzeto sa: <http://arstechnica.com/uncategorized/2006/07/7262-2/>
- [36] **Rebolledo-Mendez, G.; Dunwell, I.; Martínez-Mirón, E. A. et al. (2009).** Assessing neurosky's usability to detect attention levels in an assessment exercise. In: *13th International Conference on Human-Computer Interaction*. Berlin,: Springer-Verlag, str. 149-158.
- [37] **Sanchez, J. C.; Principe, J. C. (2009).** Prerequisites for symbiotic brain-machine interfaces. In: *Systems, Man and Cybernetics (SMC 2009)*. IEEE, str. 1736-1741.
- [38] **Schlogl, A.; Brunner, C. (2008).** Biosig: A free and open source software library for BCI research. *Computer (Volume:41 , Issue: 10)*., str. 44-50.
- [39] **Sinkjaer, T.; Haugland, M.; Inmann, A.; Hansen, M.; Nielsen, K. D. (2003).** Biopotentials as command and feedback signals in functional electrical stimulation systems. *Medical Engineering & Physics (Volume:25 , Issue: 1)*., str. 29-30.
- [40] **St'astny, J. (2012).** A modular hardware platform for brain-computer interface. In: *2012 International Conference Applied Electronics (AE)*. IEEE, str. 287-290.
- [41] **Tan, D. S.; Nijholt, A. (2010).** *Brain-Computer Interfaces: Applying our Minds to Human-Computer Interaction*. Springer.
- [42] **United Nations. (2012).** *E-Government Survey 2012: E-Government for the People*. New York: United Nations.
- [43] **Vidal, J.J. (1973).** Toward direct brain-computer communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*. 2(1), str. 157-180.
- [44] **Walker, R. (2002).** *Secret Worlds: Brain*. DK Children.
- [45] **Welch, P. (1967).** The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*. 15(2), str. 70-73.
- [46] **Wolpaw, J.; Winter, E. (2012).** *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford University Press.
- [47] **Xinyi, Y.; Ward, R. K.; Birch, G. E. (2008).** Facial EMG contamination of EEG signals: Characteristics and effects of spatial filtering. In: *Communications, Control and Signal Processing (ISCCSP 2008)*., str. 729-734.

- [48] **Yoshikawa, T.; Yoshikawa, T.; Furuhashi, T. (2009).** Application of reliability-based automatic repeat request to multi-class classification for brain-computer interfaces. *In: Fuzzy Systems (FUZZ-IEEE 2009)*. IEEE, str. 1027-1032.

11. PRILOZI

Prilog 1. Anketa korisnika bazirana na korišćenju tri različite tehnologije (I)

pol	statrost	težina upotrebe HD kamere	težina upotrebe TOBII	težina upotrebe NIA	preciznost upotrebe HD kamere	preciznost upotrebe TOBII	preciznost upotrebe NIA	komfornost upotrebe HD kamere	komfornost upotrebe TOBII	komfornost upotrebe NIA
m	22	10	10	10	8	10	10	10	10	9
m	22	10	10	10	9	10	10	5	10	9
m	22	10	10	10	8	10	10	10	10	8
m	22	8	9	8	9	10	10	8	8	8
m	22	9	8	9	9	8	10	9	10	7
m	22	10	8	9	10	9	10	10	7	8
m	23	9	10	10	8	10	10	8	10	8
m	23	9	10	7	9	9	8	9	10	8
m	23	10	10	10	8	10	10	8	10	7
m	23	10	10	10	10	10	10	10	10	9
m	23	10	10	9	8	10	9	10	10	8
m	24	5	9	10	7	9	10	8	8	8
m	24	9	8	10	9	8		7	7	
m	24	10	8	2	10	5	2	7	7	2
m	25	10	10	5	10	10	8	9	10	9
m	25	9	10	10	9	8	10	10	10	10
m	27	10	7	9	8	10	7	8	10	6
m	31	9	10	9	10	10	9	9	10	9
m	31	8	10	9	8	6	9	10	10	6
m	36	7	10	8	7	9	9	7	7	6
m	36	6	10	8	6	8	10	5	7	7
m	39	8	8	6	9	9	9	9	7	6
m	43	8	9	5	8	8	9	9	9	5
m	43	9	10	6	6	9	10	9	10	7
m	46	8	9	6	7	10	6	8	10	5
m	61	7	9	5	7	8	7	6	7	6
m	61	6	10	7	8	9	6	6	7	4
m	68	6	8	5	6	8	5	8	8	4
m	68	7	6	3	4	10	4	7	10	4
m	70	8	10	4	10	9	4	7	9	6
m	70	9	10	5	8	8	6	8	9	5
z	21	9	10	10	10	8	10	9	10	8
z	22	10	10	10	10	10	10	8	10	9
z	22	10	10	6	9	10	5	9	10	5
z	22	9	10	10	9	8	10	9	10	9
z	22	9	10	10	9	10	10	9	10	9
z	22	9	10		10	10		10	10	
z	22	10	10		8	10		10	10	
z	22	2	10		4	10		4	10	

z	23	10	10	10	10	10	10	7	10	10
z	23	10	8	7	10	8	10	9	8	5
z	23	10	9	10	10	9	10	10	9	9
z	23	10	10	10	9	10	10	10	10	7
z	23	9	10	10	9	10	10	9	10	8
z	23	9	10	9	9	9	9	10	10	9
z	23	8	9	8	8	9	10	9	10	8
z	23	10	10	10	8	10	10	10	10	10
z	23	8	10		8	10		8	10	
z	24	7	10	9	10	10	10	7	10	9
z	24	10	10	5	8	9	7	10	9	5
z	24	10	10	10	10	10	10	10	10	10
z	25	10	10	8	10	10	9	9	9	8
z	37	6	9	7	8	8	7	8	6	7
z	37	7	9	7	8	10	5	10	8	6
z	41	7	9	4	7	9	4	9	9	6
z	41	6	8	2	9	8	3	10	7	6
z	65	6	7	4	6	7	4	9	9	8
z	69	8	9	6	5	7	4	8	10	2
z	69	7	8	4	7	9	4	9	10	3

Prilog 2. Anкета korisnika bazirana na korišćenju tri različite tehnologije (II)

pol	statrost	nivo stresa upotrebe TOBII	nivo stresa upotrebe NIA	nivo zamora upotrebe HD kamere	nivo zamora upotrebe TOBII	nivo zamora upotrebe NIA	brzina adaptacije upotrebe HD kamere	brzina adaptacije upotrebe TOBII	brzina adaptacije upotrebe NIA
m	22	2	2	1	1	1	10	10	9
m	22	2	2	4	1	1	10	10	9
m	22	1	2	1	1	1	10	10	8
m	22	1	2	3	2	2	9	10	10
m	22	2	5	2	2	2	8	10	7
m	22	3	4	1	2	1	10	9	7
m	23	2	2	1	1	1	10	10	9
m	23	3	2	3	3	5	9	9	8
m	23	1	2	1	1	1	10	10	8
m	23	2	2	1	1	1	10	10	10
m	23	2	3	2	2	9	10	10	9
m	24	2	3	4	2	1	9	10	9
m	24	4		4	3		7	8	6
m	24	3	2	4	4	3	10	8	2
m	25	2	2	1	1	1	10	10	5
m	25	2	2	2	1	1	10	10	10
m	27	1	7	2	1	4	8	10	8
m	31	2	4	1	1	3	9	10	9
m	31	1	9	1	1	8	9	10	9
m	36	6	6	4	2	4	4	9	4
m	36	7	7	6	0	6	3	9	4
m	39	6	6	4	3	3	7	10	6
m	43	5	5	6	2	2	7	10	8
m	43	7	5	4	2	2	8	10	6
m	46	2	5	2	2	5	7	8	8
m	61	8	6	3	2	5	7	8	4
m	61	6	4	8	1	3	4	7	8
m	68	2	4	3	2	4	9	10	8
m	68	4	3	2	1	3	10	9	6
m	70	1	3	4	0	7	4	8	6
m	70	2	5	2	2	5	6	9	8
z	21	1	2	1	2	1	10	9	8
z	22	2	2	1	1	1	10	10	10
z	22	4	5	2	2	3	8	9	7
z	22	1	2	1	1	1	9	10	10
z	22	2	2	1	2	1	10	10	10
z	22	3		3	2		10	10	
z	22	2		1	1		10	10	
z	22	4		7	1		6	10	
z	23	2	2	1	1	1	10	10	9
z	23	2	3	4	5	8	9	8	10

z	23	1	2	2	3	2	10	9	10
z	23	3	3	3	3	3	10	10	10
z	23	2	2	1	2	1	10	10	10
z	23	2	4	1	1	1	9	10	9
z	23	2	2	8	1	1	9	8	9
z	23	2	2	1	1	1	10	10	10
z	23	2		3	1		8	10	
z	24	1	4	6	1	3	7	10	8
z	24	3	6	2	2	6	9	10	8
z	24	2	2	1	1	1	9	10	10
z	25	2	3	2	2	3	10	10	9
z	37	7	5	5	4	4	8	9	7
z	37	8	4	3	4	6	9	10	8
z	41	1	6	3	1	6	8	10	7
z	41	2	8	3	1	8	6	10	9
z	65	1	8	4	1	8	7	9	7
z	69	3	1	1	1	2	8	8	10
z	69	2	3	3	2	3	9	8	9

Prilog 3. Rezultati istraživanja testa preciznosti baziranog na upotrebi HD kamere

	pol	starost	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20	C21	C22	C23	C24	C25	C26	C27
m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m	m
22	T1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
23	T1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
24	T1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
25	T1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
22	T1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
22	T2	6008	6024	6084	6184	6284	6384	6484	6584	6684	6784	6884	6984	7084	7184	7284	7384	7484	7584	7684	7784	7884	7984	8084	8184	8284	8384	8484	8584
23	T2	2882	2918	2954	2990	3026	3062	3098	3134	3170	3206	3242	3278	3314	3350	3386	3422	3458	3494	3530	3566	3602	3638	3674	3710	3746	3782	3818	3854
24	T2	8684	8720	8756	8792	8828	8864	8900	8936	8972	9008	9044	9080	9116	9152	9188	9224	9260	9296	9332	9368	9404	9440	9476	9512	9548	9584	9620	9656
24	T2	6629	6665	6701	6737	6773	6809	6845	6881	6917	6953	6989	7025	7061	7097	7133	7169	7205	7241	7277	7313	7349	7385	7421	7457	7493	7529	7565	7601
25	T2	6024	6060	6096	6132	6168	6204	6240	6276	6312	6348	6384	6420	6456	6492	6528	6564	6600	6636	6672	6708	6744	6780	6816	6852	6888	6924	6960	6996
22	T2	6008	6044	6080	6116	6152	6188	6224	6260	6296	6332	6368	6404	6440	6476	6512	6548	6584	6620	6656	6692	6728	6764	6800	6836	6872	6908	6944	6980
22	T3	3018	3054	3090	3126	3162	3198	3234	3270	3306	3342	3378	3414	3450	3486	3522	3558	3594	3630	3666	3702	3738	3774	3810	3846	3882	3918	3954	3990
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785	3821	3857	3893	3929	3965	4001	4037	4073	4109	4145	4181	4217	4253	4289	4325
23	T3	3353	3389	3425	3461	3497	3533	3569	3605	3641	3677	3713	3749	3785															

m	m	m	m	m	z	z	z	z
47	46	46	46	46	23	22	22	22
1731	1668	2250	1296	1897	2168	1703	2465	
2409	1256	1403	1338	1497	1939	4060	3359	
2230	1364	1433	1418	3370	1600	2011	2242	
1541	1721	1795	1553	1972	6055	3960	2784	
1787	1957	1201	1836	2147	1945	3780	1838	
2338	2274	1917	1837	2269	4127	5445	3251	
1367	1795	2301	2148	1905	1797	1960	5415	
1492	1495	1493	1689	1881	1804	1902	2300	
1506	1379	1420	1395	2779	1631	1960	3475	
5596	1813	1720	2370	2523	2760	1838	4585	
1614	1626	1543	1460	1484	2006	5445	3251	
3322	1463	1526	1345	2324	2504	3251	1960	
1376	1493	1349	1099	1568	3175	1960	5415	
2501	1786	1466	1705	3303	3177	5415	1902	
1338	2097	1392	1360	1508	2197	1902	2300	
1533	1535	1589	2163	2566	4068	2300	3475	
1474	1803	1419	1386	3024	1493	3475	4585	
2213	3849	1482	2213	2110	2426	4585	1501	
1472	2890	1438	1450	1511	1479	1501	3583	
1950	3339					3583	2574	
1445	1846					2574	3147	
	2654					3147	1692	
	1605					1692	69.0	
42.2	44.7	30.1	31.1	41.6	48.4	69.0		

ženski	ženski	muški	muški	muški	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	ženski	muški	muški	muški	muški	muški	
21	24	31	24	23	21	22	23	22	22	23	22	22	25	25	22	22	23	23	23	23	23	23	23	23	22	22	22	24	24	27
Z	Z	Z	Z	Z	J	Z	Z	L	L	Z	L	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	Z	E	E	'U'	'U'	Z	
9766	19170	7885	40400	12908	3523	10046	16306	5940	5940	15915	22151	7959	49508	49508	12690	17730	12821	5070	14441	5070	12821	5070	14441	5070	14441	5070	14441	28181		
E	E	E	E	E	Z	#	N	Z	Z	E	E	E	E	E	'	Z	Z	Z	Z	'U'	Z	Z	Z	Z	'U'	'U'	'U'	'U'	E	
7188	10098	7497	13076	7437	36398	4896	8407	8251	8251	7494	7533	7426	10237	10237	2810	26410	11362	26058	8712	26058	11362	26058	8712	26058	8712	26058	8712	10235		
L	L	L	L	L	T	'	E	E	E	L	L	L	L	L	E	E	E	E	E	T	E	E	E	E	E	E	T	L	L	
6221	9063	6779	6084	6193	7939	2837	14226	7058	7058	6303	17318	6377	9385	9385	9058	7307	6941	7503	7222	7503	6941	7503	7222	7503	7222	7503	7222	18042		
T	T	T	T	T	F	B	L	L	L	T	T	T	T	T	L	L	L	L	L	#	L	L	L	L	L	L	#	T	T	
16887	5841	6023	5968	5884	7330	15972	6567	14666	14666	6183	6259	5888	5884	5884	6274	9203	12410	9256	1359	9256	12410	9256	1359	9256	1359	9256	1359	20142		
M	M	M	M	'	V	A	T	T	T	M	M	M	M	M	S	T	T	'	T	T	T	T	T	'	T	T	T	M	M	
9491	8875	9165	9093	2607	7452	6554	5907	5802	5802	9136	9156	8934	9282	9282	4358	5817	5942	5502	5687	5502	5942	5687	5502	5687	5502	5687	5502	9385		
'	'	'	'	#	#	'	M	M	M	'	'	'	H	H	#	M	M	R	T	T	M	M	R	T	R	T	T	'	'	
4070	3822	3948	16392	5766	1593	7600	12349	9024	9024	4056	3922	12936	26677	26677	5109	9062	9003	6785	6041	6785	9003	6785	6041	6785	6041	6785	6041	18083		
V	V	V	V	M	E	'	'	'	'	V	V	V	V	V	V	V	V	T	T	#	V	V	V	V	T	T	#	C	C	
8071	7892	8208	7113	8214	12986	2031	4100	4118	4118	8095	8137	7174	15084	15084	17623	10115	13006	22017	1112	22017	13006	22017	1112	22017	1112	22017	1112	19224		
A	A	A	A	'	L	'	V	V	V	A	A	A	S	S	T	'	'	A	M	#	A	A	A	M	M	#	#	#	#	
4012	4224	4354	4051	12819	9190	1017	8364	8072	8072	4328	4054	4502	14569	14569	26453	3878	4005	9424	1117	9424	4005	9424	1117	9424	1117	9424	1117	12231		
M	M	M	M	S	N	'	A	A	A	L	M	M	R	R	M	V	M	'	R	'	M	M	M	'	'	R	R	V	V	
6982	9672	7305	7188	7419	9719	2184	3977	3919	3919	6786	7123	7151	22041	22041	6620	7237	7101	4024	13465	4024	7101	4024	13465	4024	13465	4024	9181			
'	D	'	'	#	L	'	M	M	M	'	'	'	#	#	V	A	D	V	#	#	V	V	V	V	V	#	A	A	A	
3983	7055	4074	4238	1549	5668	578	7321	7083	7083	1555	4346	12709	21570	21570	6963	4121	7293	8185	789	8185	7293	8185	789	8185	789	8185	789	4328		
D	#	L	D	V	T	D	'	'	'	#	D	D	#	#	A	M	O	A	'	'	A	A	A	A	A	'	'	M	M	
8654	22764	5952	8366	9066	5987	4330	4782	3974	3974	3082	8393	7340	1220	1220	4112	7254	8533	7124	3587	7124	8533	7124	3587	7124	3587	7124	3587	7260		
O	'	#	O	A	M	'	D	D	D	#	O	O	'	'	M	'	B	A	'	'	M	M	M	M	M	'	'	'	'	
11467	3393	2895	8733	4064	8947	1283	10439	8263	8263	10874	8764	9111	4120	4120	7426	4132	5831	24389	2467	24389	5831	24389	2467	24389	2467	24389	2467	4195		
B	D	D	B	M	D	'	O	O	O	A	B	B	V	V	D	D	D	A	'	#	A	A	A	'	'	#	#	D	D	
5675	5095	6571	5943	17518	7189	350	8703	8694	8694	12669	5966	5779	10153	10153	14586	8116	5990	3893	9397	3893	5990	9397	3893	9397	3893	9397	3893	8424		

