

UNIVERZITET U BEOGRADU
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET



**MULTIMODALNA AKVIZICIJA I IZDVAJANJE OBELEŽJA
IZ FIZIOLOŠKIH SIGNALA ZA PREPOZNAVANJE
EMOCIJA**

Master rad

Mentor:

Dr. Milica Janković, docent

Kandidat:

Dalibor Veljković 3194/2017

Beograd, Septembar 2018.

Zahvalnica

Zahvaljujem se doc. dr. Milici Janković na korisnim savetima i sugestijama koje mi je pružila tokom izrade ove teze u Laboratoriji za biomedicinsko inženjerstvo Elektrotehničkog fakulteta u Beogradu.

Zahvaljujem se doc. dr. Predragu Tadiću na ukazanoj pomoći pri izradi ove teze i na korisnim savetima.

Zahvaljujem se prof. Vanji Ković i Nikoli Milosavljeviću sa Psihološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu za pomoć u studiji.

Zahvaljujem se Tatjani Vučković na beskrajnom strpljenju i pruženoj poldšci.

Ovo istraživanje je delimično podržano od strane Inovacionog centra Elektrotehničkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu, Inovacionog fonda Srbije (broj ID50053) i Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije, Beograd, Srbija, (broj OS175016).

*Dalibor Veljković,
u Beogradu, septembar 2018*

Sadržaj

1. REZIME	4
2. UVOD	5
3. OPIS EKSPERIMENTA.....	7
3.1 VIRTUELNA RELANOST	7
3.1.1 <i>Oculus rift</i>	7
3.1.2 <i>Pregled sadržaja</i>	10
3.2 SAMOOCENJIVANJE	13
3.2.1 <i>Valence/Arousal/Dominance</i>	13
3.2.2 <i>Interaktivna aplikacija</i>	14
3.3 POSTAVKA EKSPERIMENTA	18
4. AKVIZICIJA I PROCESIRANJE SIGNALA.....	21
4.1 EKG	21
4.1.1 <i>Smartex</i>	21
4.1.2 <i>Preprocesiranje EKG signala</i>	23
4.2 RESPIRACIJA	26
4.2.1 <i>Predporcesiranje signala respiracije</i>	26
4.3 EEG.....	28
4.3.1 <i>Smarting EEG sistem</i>	28
4.3.2 <i>Predprocesiranje EEG signala</i>	30
5. EKSTRAKCIJA OBELEŽJA	36
5.1 EKG	36
5.1.1 <i>Vremenski domen</i>	36
5.1.2 <i>Frekvencijski domen</i>	37
5.1.3 <i>Nelinearna obeležja</i>	39
5.2 RESPIRACIJA	44
5.2.1 <i>Vremenski domen</i>	44
5.2.2 <i>Frekvencijski domen</i>	45
5.2.3 <i>Nelinearna obeležja</i>	45
5.3 PARAMETRI PROZORSKE FUNKCIJE.....	46
6. REZULTATI.....	46
6.1 ULOGA EEG SIGNALA U PROCENI EMOTIVNOG STANJA	47
6.2 ULOGA OCENA ISPITANIKA U PROCENI EMOTIVNOG STANJA	47
6.3 POSTUPAK FORMIRANJA REFERENCE.....	49
6.4 ANALIZA DOBIJENIH PODATAKA	55
7. ZAKLJUČAK	58
8. SPISAK KORIŠĆENE REFERENCE	59
9. SPISAK SKRAĆENICA	62

10. SPISAK SLIKA	64
11. SPISAK TABELA	67

1. Rezime

U ovoj tezi prikazan je razvoj multimodalnog sistema i njegova primena za kreiranje baze podataka obeležja elektrofizioloških signala pri triju emotivnim stanjima čoveka: opuštenost, strah i stanje koncentracije tj. fokusiranost na zadatak.

Da bi se kreirala navedena baza podataka, a u cilju prikupljanja podataka organizovan je eksperiment. Navedeni eksperiment odvija se u virtuelnoj realnosti, gde su subjekti izloženi različitim sadržajima koji za cilj imaju indukciju spomenutih emocija kod ispitanika. Za vreme trajanja eksperimenta vrši se akvizicija signala respiracije, elektrokardiodiagrama(EKG) i *EEG* signala ispitanika. Pored navedenih signala, od ispitanika se traži da nakon svakog sadržaja oceni sopstveni doživljaj navedenog sadržaja. Ocenjivanje se vrši pomoću interaktivne aplikacije koja je dizajnirana specijalno za ovu namenu.

Nakon akvizicije podataka sledi korak filtracije signala kako bi se otklonio merni šum. Poslednji korak podrazumeva ekstrakciju obeležja iz signala disanja i srčanog ritma kao i frekvencijskih karakteristika EEG signala. Konačno na osnovu samoocena ispitanika i frekvencijskih karakteristika EEG signala vrši se labeliranje odbiraka sadržaja pri čemu se svakom odbirku dodeljuje labela opuštenosti, fokusiranosti ili uplašenosti.

Rezultat teze predstavlja baza podataka koja sadrži odabrana obeležja signala disanja i srčanog ritma, samoocene ispitanika za različite sadržaje, frekvencijske karakteristike EEG signala kao i odgovarajuće labele. Ovako formirana baza podataka može se potom koristiti za obučavanje i testiranje modela mašinskog učenja za prepoznavanje ljudskih emocija.

2. Uvod

Emocije predstavljaju psihičko-fiziološki proces koji je posledica određene situacije ili dejstva nekog stresora. Emocije se često dovode u vezu sa raspoloženjem, temperamentom, tipovima ličnosti, motivacijom i slično. Važno je napomenuti da ispoljavanje emocija ima bitnu ulogu u međuljudskoj komunikaciji. Postoji širok spektar načina za ispoljavanje emocija kod ljudi među kojima su verbalno ispoljavanje emocija, ispoljavanje emocija putem facijalnih ekspresija, putem intonacije glasa, kroz gestikulaciju i mnogi drugi. Pored navedenih vidova ispoljavanja emocija koji su pod voljnom kontrolom, emocije su praćene i odgovarajućom elektrofiziološkom reakcijom koja se ne može kontrolisati.

Usled povezanosti emocija sa raspoloženjem i zbog važne uloge u komunikaciji jasno je da emotivno stanje čoveka predstavlja važan faktor u donošenju odluka kao i važan indikator psihičkog stanja čoveka. Iz navedenog može se zaključiti da emocije igraju jako važnu ulogu u svakodnevnom životu. Prvenstveno u oblasti medicine, mogućnost razumevanja pravog emotivnog stanja čoveka može biti od velike koristi i znatno unaprediti dijagnostiku. Pored oblasti medicine razumevanja pravog emocionalnog stanja čoveka može biti korisno stručnjacima iz drugih sfera, kao što su marketing, prozvodnja video igara, filmska industrija i mnogi drugi.

Zbog velike kompleksnosti i naročitog značaja, oblast proučavanja emocija privlačna je za stručnjake iz različitih naučnih disciplina. Naročito popularno polje izučavanja predstavlja prepoznavanje emocija pomoću modela mašinskog učenja. Rešavanju problema automatizovane rekognicije emocija pristupile su mnoge grupe istraživača. Pristupi koje su različiti istraživači usvojili, iako različiti, imaju sličnu strukturu koju karakterišu navedeni segmenti:

1. Broj emocija čije se prepoznavanje vrši
2. Izbor obeležja(odnosi se na „signal“ koji se koristi za prepoznavanje emocija)
3. Način prikupljanja podataka, tj. vrsta eksperimenta koja je korištena za izazivanje emocija kod subjekata kao i za akviziciju podataka
4. Usvojeni model mašinskog učenja

U tabeli 2.1 dat je pregled stanja u oblasti tj. metode koje su istraživači koristili za rešavanje problema prepoznavanje emocija kao i postignuti rezultati.

Tabela 2.1 Pregled stanja u oblasti prepoznavanja emocija

Istraživači	Broj emocija	Ulaz klasifikatora	Način prikupljanja podataka	Klasifikator	Tačnost klasifikatora
Husam Salih i drugi [1]	6	Obeležja slike ljudskog lica	BU-4DFE baza slika	SVM	95%(inter-personalno)
Pawel Tarnowski i drugi [2]	7	Obeležja slike ljudskog lica	Eksperiment u kome se od subjekata traži oponašanje traženih facijalnih ekspresija	Neuralna mreža	96%(inter-personalno)
Ce Zhan i drugi [3]	7	Obeležja slike ljudskog lica	AR baza slika	SVM – real time	85.5%(inter-personalno)
A. Sonawane i drugi[4]	6	Obeležja govornog signala	MFCC baza podataka	SVM	90%(inter-personalno)
J. Kim i drugi[5]	5	Elektrofiziološki signali(EKG, EMG,GSR, respiracija)	Eksperiment u kome je izazivanje emocija vršeno pomoću muzičkog saržaja	pLDA	95%(personalizovano), 70%(inter-personalno)

Maria Teresa Valderas i drugi[6]	4	Elektrofiziološki signali(EKG, respiracija)	Eksperiment u kome je indukcija emocija vršena pomoću video sadržaja	Lovheim i model klasifikacije emocija	Pokazano je da su rezultati klasifikacije statistički značajni
Mingyang Liu i drugi[7]	5	Elektrofiziološki signali(EEG)	Eksperiment u kome je indukcija emocija vršena pomoću video sadržaja	SVM	70%(inter-personalno)
Khadidja Gouizi i drugi [8]	6	Elektrofiziološki signali(EKG, EMG,GSR, respiracija)	Eksperiment u kome je indukcija emocija vršena pomoću IAPS baze slika	SVM	83%(personalizovano)
Raja Majid Mehmood i drugi[9]	4	Elektrofiziološki signali(EEG)	Eksperiment u kome je indukcija emocija vršena pomoću IAPS slika	SVM	72%(personalizovano)

U tabeli 2.1 vidi se da čest pristup predstavlja prepoznavanje emocija na osnovu facialnih ekspresija. S obzirom da facialne ekspresije podležu volji čoveka lako je zaključiti da je kreiranje baze podataka relativno jednostavno. Zbog popularnosti ovog pristupa i jednostavnosti prikupljanja podataka danas su raspoložive brojne, labelirane i organizovane baze podataka za obučavanje ovakvih klasifikatora. Veliki broj raspoloživih podataka omogućava pravljenje jako kvalitetnih prediktivnih modela što jeste glavna prednost ovog pristupa. Međutim, kako facialne ekspresije u velikoj meri podležu voljnoj kontroli jasno je da one nisu dobar indikator pravog emotivnog stanja što jeste glavna mana ovog pristupa.

U tabeli 2.1 takođe se vidi da postoje pristupi koji se zasnivaju na obeležjima govornog signala. Kako je i govorni signal pod voljnom kontrolom čoveka ovaj pristup ima sve prednosti i mane kao i pristup zasnovan na facialnim ekspresijama.

Sledeći pristup predstavlja rekogniciju emocija na osnovu elektrofizioloških signala, ovi signali su pod kontrolom autonomnog nervnog sistema te ne podležu voljnoj kontroli čoveka što ih čini pravim indikatorima stvarnog emotivnog stanja. Mana ovog pristupa predstavlja otežano prikupljanje podataka, naime, jako je teško organizovati eksperiment u kome bi se kontrolisano izazvala ciljana emotivna stanja. U tabeli 2.1 vidi se da najčešći pristup za indukciju emocija kod subjekata predstavlja korištenje odabranih baza slika, audio i video sadržaja. Iako ovi sadržaji mogu da izazovi emocije kod ljudi, jako je teško iskoristiti ove sadržaje za ciljano izazivanje emocija u kontrolisanom eksperimentalnom okruženju

Tim ispred pekinškog instituta za tehnologiju je demonstrirao upotrebu sistema za VR u cilju pobuđivanja ljudskih emocija [10]. U svom radu oni su pokazali prednosti ovog sistema u odnosu na konvencionalni audio video sadržaj. Prisutnost ispitanika je mnogo veća a sadržaj mnogo realniji usled sposobnosti virtuelnog okruženja da izoluje ispitanika od spoljašnje sredine.

Navedeni rad predstavlja motivaciju za izradu sistema opisanog u ovoj tezi. Od nastanka ovog rada do danas VR tehnologija se nalazila u stanju stalnog uspona što je dovelo do pristupačnosti VR tehnologije kao i do razvoja raznolikog VR sadržaja visokog kvaliteta.

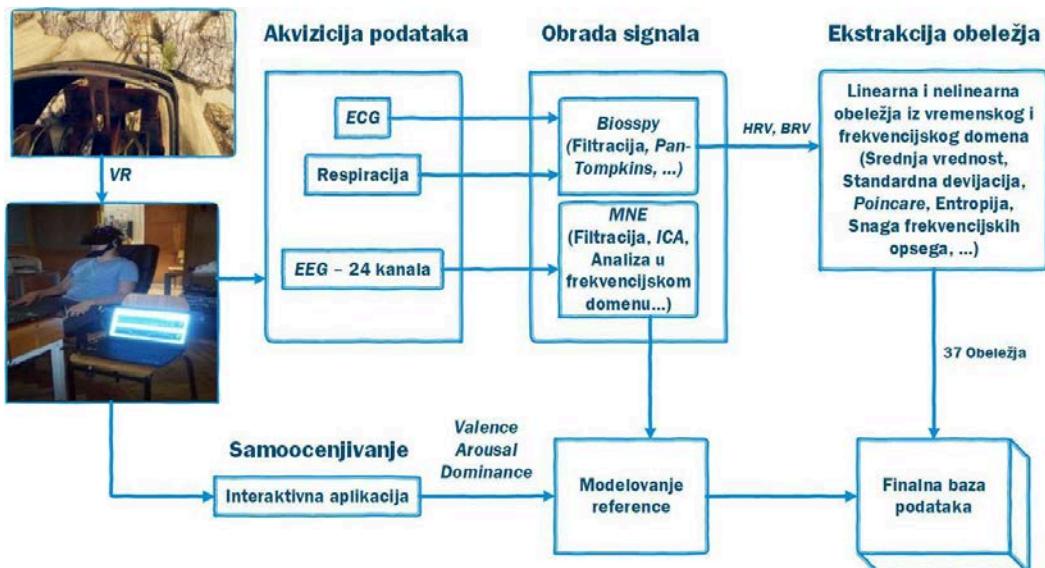
U ovoj tezi opisan je sistem koji kroz eksperiment u virtuelnoj realnosti vrši indukciju emocija kod ispitanika i akviziciju elektrofizioloških signala sa ispitanika. Potom se vrši obrada snimljenih signala da bih se iz njih kasnije ekstrahovala obeležja čija je namena obučavanje modela mašinskog učenja za prepoznavanje emocija. Konačno vrši se labeliranje odbiraka.

U poglavlju 3 dat je opis eksperimenta. U poglavlju 4 opisana je akvizicija podataka kao i procesiranje signala. Poglavlje 5 sadrži opis ekstrahovanih obeležja dok poglavje 6 prikazuje način labeliranja podataka i analizu tako dobijenih podataka.

3. Opis eksperimenta

U toku eksperimenta ispitanici su izloženi različitim VR sadržajima koji su odabrani da izazovu ciljano raspoloženje. Tokom trajanja eksperimenta vrši se merenje elektrofizioloških signala ispitanika. Svaki sadržaj predstavlja posebnu etapu nakon koje se od učesnika traži da oceni svoj lični doživljaj.

Na slici 3.1 prikazana je šema koja opisuje akviziciju podataka tokom eksperimenta kao i kompletan obradu prikupljenih podataka nakon eksperimenta, ekstrahovanje obeležja, njihovo labeliranje i organizovanje u odgovarajuću bazu podataka.



Slika 3.1 Blok šema studije prepoznavanje emocija

3.1 Virtuelna relanost

Virtuelna realnost jeste jedan od centralnih elemenata našeg eksperimenta a samim tim i teze. Kako je naša ambicija bila prepoznavanje i detekcija ljudskih emocija bilo je potrebno obezbititi pouzdano pobuđivanje istih. U tome i jeste značaj VR okruženja. Bogato, realistično i interaktivno okruženje u potpunosti zaokupljuje ispitanika i predstavlja medijum koji omogućava izazivanje emocija na sasvim prirođan način.

3.1.1 Oculus rift

Uredaj *Oculus Rift* je *Head Mounted Display* (HMD) namenjen za stvaranje osećaja virtualne stvarnosti. Iako je primarno zamišljen kao HMD eksplicitno namenjen video igrama, njegova upotreba obećava puno više [11].

Kao sastavni deo *Facebook inc.* preduzeće *Oculus VR* je utrošio približno \$2.4 miliona za razvoj prvog prototipa ovog uređaja. Inicijalni razvoj uređaja *Rift* je prošao kroz niz modela od kojih je svega pet tipova prezentovano javnosti. Kao najznačajnija izdvaja se verzija DK1, prikazana sredinom 2013. godine te verzija DK2 iz 2014. godine. Konačna verzija predviđena za masovnu prodaju jeste CV1 (*Consumer Version 1*) izdata 28. marta 2016. godine.

Glavni deo proizvoda su stereoskopske naočare koji sadrže OLED (*Organic Light Emitting Diode*) rezolucije 1080x1200 za svako oko. Prikaz se osvežava učestanošću od 90 Hz. Poseduje i par sočiva koja omogućavaju široko vidno polje za svako oko. Razmak između sočiva je podesiv što omogućava individualnu kalibraciju za svakog ispitanika. Integrисane slušalice omogućavaju takozvane 3D audio efekte u realnom vremenu. *Oculus Rift* HMD prikazan je na slici 3.1.1.



Slika 3.1.1 *Oculus Rift* HMD [12]

Oculus Rift je opremljen parom daljinskih kontrolera koji su poznati kao *Oculus Touch* kontroleri. Svaki kontroler je opremljen analognim džojstikom, tri dugmuća i dva okidača od kojih se prvi obično koristi za držanje predmeta (*item grabbing*) dok se drugi na kažiprstu koristi za okidanje obarača pri pucanju. *Oculus Touch* kontroleri su prikazani na slici 3.1.2. Svaki kontroler sadrži podsistem za prepoznavanje gestova prstiju korisnika koji ga drži. Napajani su sa po jednom alkalnom baterijom.



Slika 3.1. 2 *Oculus Touch* kontroleri [13]

Oculus Constellation predstavlja par senzora postavljenih ispred ispitanika koji prate poziciju u prostoru kako HMD uređaja tako i *Oculus Touch* kontrolera. *Infra red* senzori su specifično dizajnirani da sa velikom pouzdanošću optički prate *Oculus* uređaje. Sve to postižu sa milimetarskom preciznošću i gotovo nepostojećom latencijom. Uobičajeno se senzori postavljaju na

sto ispred korisnika sa odgovarajućim razmakom. Na taj način oni pokrivaju širok prostor mapirajući poziciju *Oculus* uređaja u poziciju unutar VR okruženja. Jedan ovakav senzor prikazan je na slici 3.1.3.



Slika 3.1. 3 Oculus Constellation senzor [14]

Zahvaljujući visokoj rezoluciji slike, 3D zvuku, prepoznavanju gestikulacije šake i sveobuhvatnoj detekciji pozicije korisnika ovakvo VR okruženje pruža savšenu iluziju virtuelnog sveta. Svaki pomeraj glave bila praćen usklađenom projekcijom slike na taj način VR sadržaj je u mogućnosti da okruži korisnika 360°. Kontroleri mu pružaju mogućnost da uzme predmet, da ga premesti, da puca iz pištolja ili čak da baci bumerang. Korisnik je svestan pozicije svog tela te je u stanju da na adekvatan način interaguje sa svojim okruženjem.

Oculus Rift je praćen aplikacijom koja je podržana na operativnom sistemu *Windows 10*. Minimalne i preporučene sistemske specifikacije za aplikaciju a samim tim i za čitav *Oculus Rift* su date u tabeli 3.1.1.

Tabela 3.1. 1 Minimalne i preporučene sistemske specifikacije za *Oculus Rift* [15]

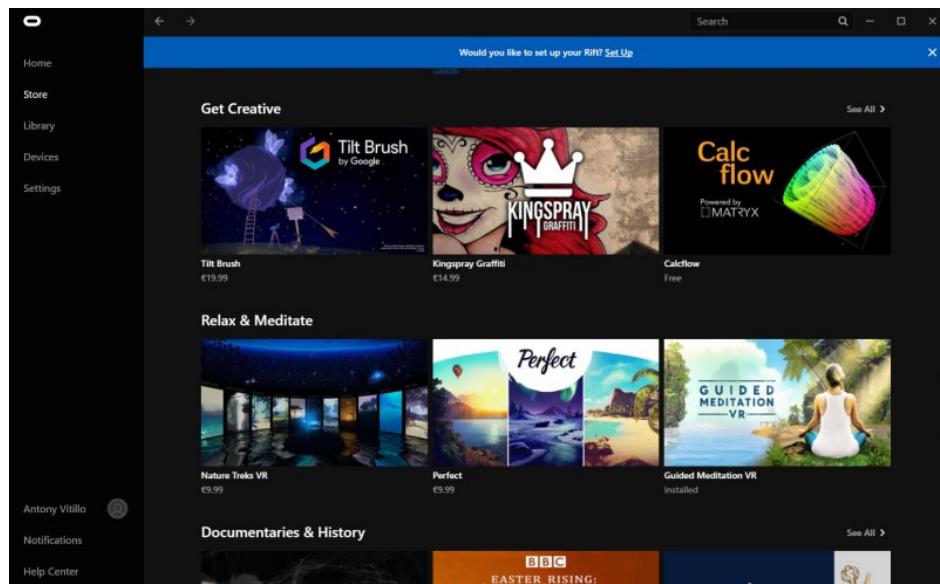
Sistemske Specifikacije	Minimalne specifikacije	Preporučene specifikacije
Grafička kartica	NVIDIA GTX 1050 Ti / AMD Radeon RX 470	NVIDIA GTX 1060 / AMD Radeon RX 480 ili bolje
Alternativna Grafička kartica	NVIDIA GTX 960 4GB / AMD Radeon R9 290	NVIDIA GTX 970 / AMD Radeon R9 290 ili bolje
Procesor	Intel i3-6100 / AMD Ryzen 3 1200, FX4350	Intel i5-4590 / AMD Ryzen 5 1500X ili bolje
RAM memorija	8GB	8GB+
Video output	Compatible HDMI 1.3	Compatible HDMI 1.3
USB portovi	1x USB 3.0 port i 2x USB 2.0 port	3x USB 3.0 port i 1x USB 2.0 port

Za potrebe ove teze obezbeđene su preporučene specifikacije. Poseban značaj predstavlja nabavka grafičke kartice NVIDIA GTX 1060 prikazane na slici 3.1.4. Iako je dovoljno obezbediti minimalne zahteve za specifikacije računara svaki kvalitetniji sadržaj u okviru aplikacije je ekplizitno zahtevao bolju grafičku karticu.



Slika 3.1. 4 NVIDIA GTX 1060 [16]

Kada je u pitanju sama aplikacija, ona se sastoji iz lične biblioteke sadržaja, prodavnice sadržaja te podaplikacija za podešavanje *Oculus* okruženja. Aplikacija je prikazana na slici 3.1.5. Aplikacija pomaže korisniku da podesi poziciju svojih infrared senzora, položaj HMD naočara na glavi te sam položaj korisnika u prostoru. U okviru prodavnice korisnik može da preuzme novi sadržaj na svoj računar. Dok se određeni sadržaji plaćaju drugi su besplatni ili nude besplatnu demo verziju.



Slika 3.1. 5 Oculus aplikacija [17]

3.1.2 Pregled sadržaja

Odabir sadržaja za potrebe eksperimenta vršen je poštujući nekoliko kriterijuma. Na prvom mestu tu je pretpostavljena emociju koju dati sadržaj izaziva. Bilo je potrebno naći sadržaj koji pobuđuje emociju od interesa pri čemu je bilo poželjno da se ne pobuđuje više emocija istovremeno. Takođe bitan faktor jeste jednostavnost aplikacije. Isuviše kompleksan sadržaj bi zahtevao prethodno upoznavanje sa pravilima, kontrolama i dinamikom istog. Na taj način ispitanik bi bio sputan da se uživi u sam sadržaj jer bi previše pažnje izdvajao samom navigovanju i kontroli.

Potrebno je da sadržaj bude i odgovarajućeg trajanja. Previše dug sardžaj bi uzrokovao zamor, zasićenje i gubitak pažnje kod ispitanika. Potrebno je da sadržaj odmah “pređe na stvar” izazivajući ciljano raspoloženje. Naravno sadržaj mora da bude i dovoljno dug da bi se pomenuta emocija postigla i zadržala dovoljno dugo da bi na pravi način ispoljila kroz fiziološke signale.

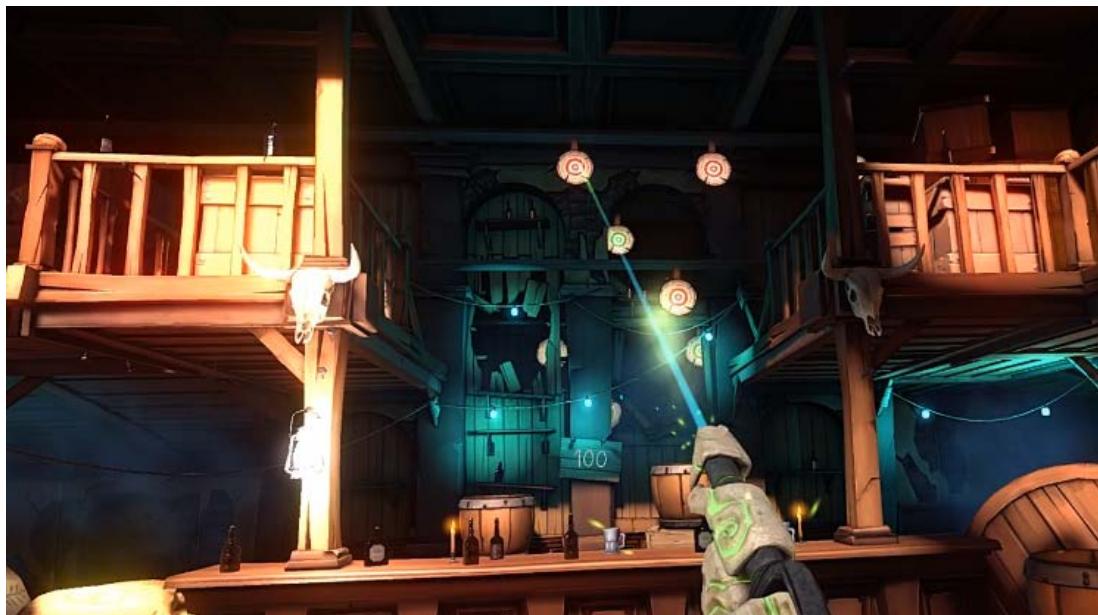
Opuštajući sadržaj je ispitaniku bio puštan na vebajtu *You Tube* kroz VR aplikaciju pod nazivom *Big Screen BETA*, koja pruža mogućnost kontrole desktopa računara. Unutar ove aplikacije ispitanik je smešten u kućni bioskop u kojem sedi potpuno sam. Prikazan mu je desktop računara koji kontroliše pomoću *Oculus Touch* kontrolera ili je kontrola prepuštena operateru eksperimenta. Kroz ovu aplikaciju vršeno je i samoocenjivanje eksperimenta o čemu će kasnije biti reči. Za razliku od samoocenjivanja, tokom opuštajućih etapa ispitanik nije u kontroli desktop-a.

Ispitaniku je puštan jedan od tri opuštajuća sadržaja po njegovom izboru. To su zvukovi kiše [18] za koje se većina ispitanika opredelila. Potom zvukovi šume [19] i konačno zvukovi potoka [20]. Na slici 3.1.6 prikazana je *Big Screen BETA* aplikacija.



Slika 3.1. 6 *Big Screen BETA* aplikacija [21]

Drugi tip sadržaja jeste sadržaj koji pred ispitanika stavlja zadatak i zahteva potpunu koncentraciju i posvećenost. U ovu svrhu izabrana je video igra *Dead and Buried* [22]. Unutar ove aplikacije korisniku se nudi nekoliko modova igre. Dok je u svim ostalim modovima korisnik interaguje sa drugim ljudima na internetu, u odabranom modu korisnik u streljani vežba svoje gađanja na pokretnim i nepokretnim metama. Ograničen vremenom on pokušava da postigne što je moguće veći rezultat. Poseban izazov predstavlja repetiranje revolvera jer zahteva poseban pokret ruke. Dakle, korisnik ne sme zaboraviti da s vremenom na vreme repetira revolver dok se ispred njega mete kreću na različitim udaljenostima. Virtuelna streljana zahteva veliku dozu koncentracije, koordinacije i pažnje što ispitanika vrlo lako dovodi u željeno raspoloženje. *Dead and Buried* prikazan je na slici 3.1.7.



Slika 3.1. 7 *Dead and Buried* virtuelna streljana

Kao sadržaji koji pobuđuju strah korišćeni je roller koster i interaktivna horor scena. Roler koster je poznat kao adrenalinski sadržaj luna parkova. Ljudi koji imaju strah od visine i brzine mogu da iskuse intezivan strah tokom vožnji koje traju svega nekoliko minuta. Kao VR roller koster izabrana je aplikacija *Epic Roller Coasters*. Za razliku od stvarnih roller koster vožnji, kako VR pruža neograničene mogućnosti, roller koster u ovoj aplikaciji je dosta ekstremniji. Složene petlje pruge, nagli padovi pod pravim uglom ili pak odron stena koje se obrušavaju na korisnika samo su neki od doživljaja koje ova aplikacija pruža. Korisnici doživljavaju mučninu, strah, gubitak ravnoteže i paniku. Aplikacija *Epic Roller Coasters* je prikazana na slici 3.1.8.



Slika 3.1. 8 *Epic Roller Coasters* [23]

Interaktivna horor scena se nalazi u okviru aplikacije *Face your fears*. Tokom trajanja scene korisniku nije potrebno korišćenje kontrolera a savet je da korisnik bude u sedećem položaju. Interaktivnost se uspostavlja putem položaja HMD naočara. Aplikacija prati ugao gledanja

korisnika te prikazuje sadržaj u skladu sa tim. Na primer, iznenadni prepad sa neke strane se neće dogoditi sve dok korisnik ne pogleda na tu stranu. Na taj način nema izgubljenog sadržaja koji ispitanik nije doživeo a sama horor scena se čini življom i verodostojnjom. Ispitanik sedi na krevetu u mračnoj sobi. Nagli udari groma koji obasjaju čitavu sobu, te natprirodne sile koje se sa njim poigravaju čine da ispitanik doživljava jezu, strepnju i iznenadni strah. Aplikacija *Face your fears* je prikazana na slici 3.1.9.



Slika 3.1. 9 *Face your fears* horor scena [24]

3.2 Samoocenjivanje

Samoocenjivanje ispitanika predstavlja postupak u kome ispitanik opisuje svoj lični doživljaj određenog dela eksperimenta. Samoocenjivanje se vrši nakon svake etape eksperimenta uz pomoć namenski dizajnirane interaktivne aplikacije. Rezultat ovog postupka jesu *valence*, *arousal* i *dominance* ispitanika za svaki trenutak određene etape.

3.2.1 Valence/Arousal/Dominance

Pojmove *valence*, *arousal* i *dominance* je 1980. godine ustanovio J. A. Russell. On je u svom radu [25] izneo uverenje da se osnovne emocije kod čoveka (bes, gađenje, strah, sreća, tuga, iznenađenje) mogu razložiti na 3 navedene nezavisne komponente i da informacija koju nose ove komponente u velikoj meri opisuju svaku od navedenih emocija.

Valence predstavlja prijatnost događaja/situacije i može varirati između stanja neprijatnosti(tuga, stress) i stanja prijatnosti(sreća, ushićenost).

Arousal predstavlja meru aktivnosti organizma te može varirati između stanja niske aktivnosti(dosada, nezainteresovanost) i stanja jake aktivnosti (uzbuđenost, napetost).

Dominance se vezuje za kontrolu koju čovek ima nad situacijom u kojoj se nalazi, i varira između stanja niske dominantnosti (bez kontrole nad situacijom, *flight* mehanizam) i stanja velike dominantnosti (potpuna kontrola nad situacijom).

Za potrebe teze, samoocena ispitanika u vidu navedenih skala korištena je za opis stanja straha, fokusiranosti i opuštenosti. Veza navedenih emocija i *valence*, *arousal*, *dominance* skale prikazana je u tabeli 3.2.1.

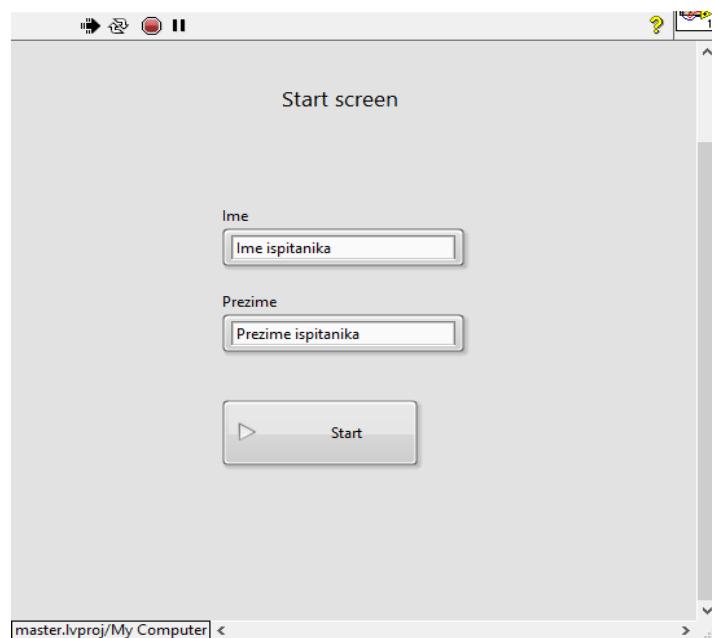
Tabela 3.2. 1: Veza osećanja opuštenosti, fokusiranosti, straha i valence/arousal/dominance skale

	<i>valence</i>	<i>arousal</i>	<i>dominance</i>
strah	neprijatnost	pojačana aktivnost	niska dominantnost
fokusiranost	prijatnost	pojačana aktivnost	velika dominantnost
opuštenost	prijatnost	niska aktivnost	velika dominantnost

3.2.2 Interaktivna aplikacija

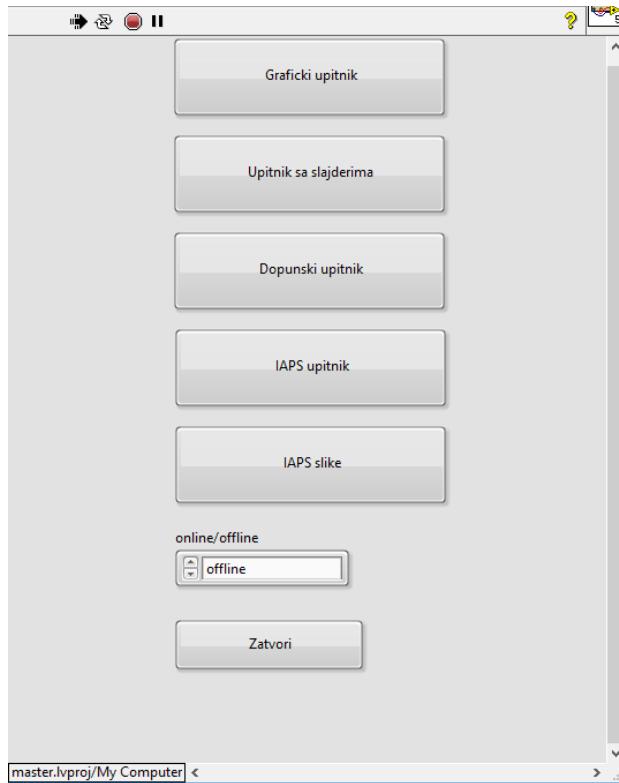
U cilju da se samoocenjivanje ispitanika učini što lakšim i prirodnijim napravljena je interaktivna aplikacija. Aplikacija je dizajnirana u softverskom paketu *LabVIEW 2017* firme *National Instruments* koji pruža širok spektar atraktivnih opcija za kreiranje i podešavanje korisničkog interfejsa.

Sama aplikacija se sastoji iz većeg broja interfejsa. Prilikom startovanja aplikacije otvara se interfejs za registraciju ispitanika (slika 3.2.1) gde se unosi ime i prezime ispitanika te na osnovu ovog unosa aplikacija kreira odgovarajuću strukturu foldera za čuvanje samoocena ispitanika.



Slika 3.2.1 Interfejs za registraciju ispitanika

Po registraciji korisnika otvara se meni (slika 3.2.2) gde je moguće izabrati jednu od raspoloživih opcija.



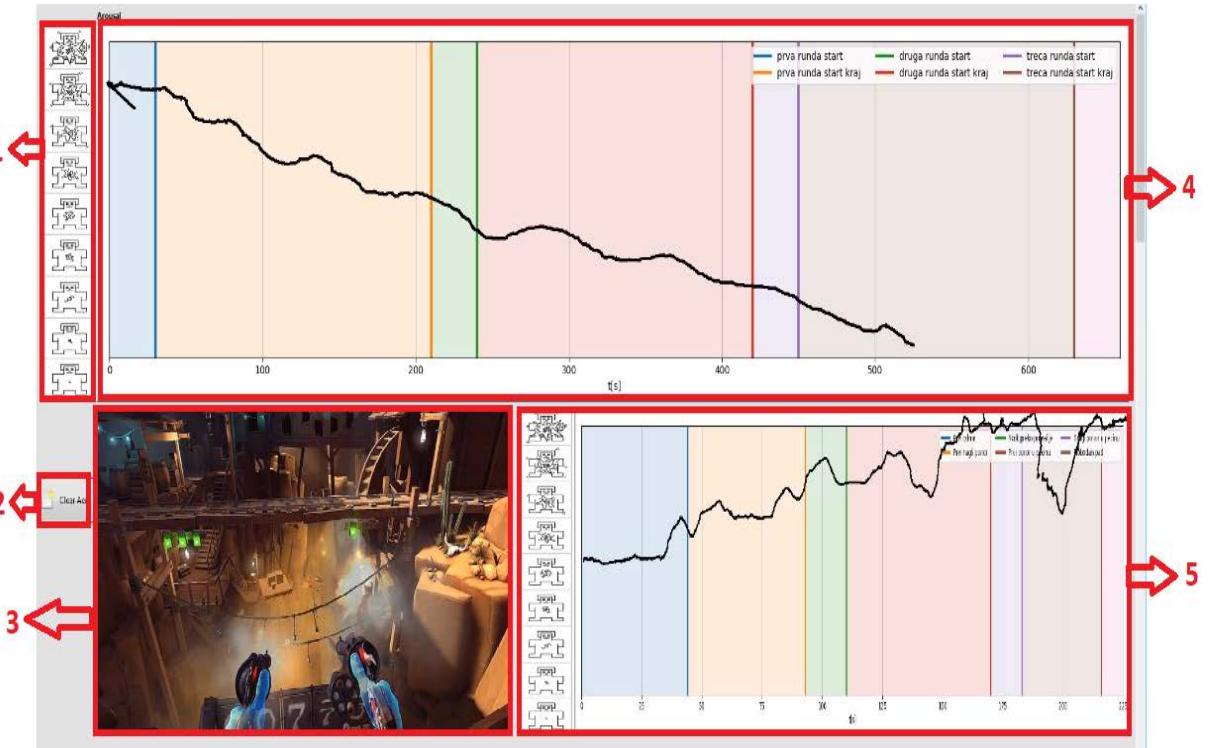
Slika 3.2.2 Meni

Kao što se vidi na slici 3.2.2 raspoložive opcije su:

1. Grafički upitnik - omogućava grafičko samoocenjivanje ispitanika sa mogućnošću samoocene za svaki trenutak sadržaja
2. Upitnik sa slajderima - omogućava ocenjivanje sadržaja pomoću slajdera pri čemu je moguća samoocena za sadržaj u celini a ne za svaki trenutak ponaosob
3. Dopunski upitnik - upitnik koji omogućava naknadno ocenjivanje ispitanika (posle eksperimenta) gde se od ispitanika zahteva da dodatno oceni svoj doživljaj trenutaka sadržaja koji su od naročitog značaja
4. IAPS slike - ovaj interfejs nema funkciju upitnika, uloga ovog interfejsa jeste prikazivanje IAPS slika ispitaniku u randomizovanom redosledu
5. IAPS upitnik – ovaj interfejs se koristi nakon gledanja IAPS slika, u ovom upitniku od ispitanika se traži da oceni sopstveni doživljaj IAPS slika koje je prethodno gledao u interfejsu „IAPS slike“

Svi interfejsi osim interfejsa 4 su korišteni za samoocenjivanje ispitanika u toku samog eksperimenta. Ispitanik je navedene interfejse u virtualnoj realnosti koristio pomoću aplikacije *Big Screen Beta* čiji je opis dat u ranijim poglavljima. Rezultat svih navedenih upitnika jeste samoocena ispitanika u vidu *valence, arousal i dominance* vrednosti.

Među navedenim interfejsima najkorisnijim se pokazao interfejs pod brojem 1 tj. grafički upitnik upravo zbog osobine da omogućava samoocenu ispitanika za svaki trenutak sadržaja. Deo ovog interfejsa koji se odnosi na *arousal* prikazan je na slici 3.2.3. Ovaj interfejs je korišten za samoocenjivanje ispitanika posle svake etape eksperimenta izuzev opuštanja.



Slika 3.2.3 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na *arousal*

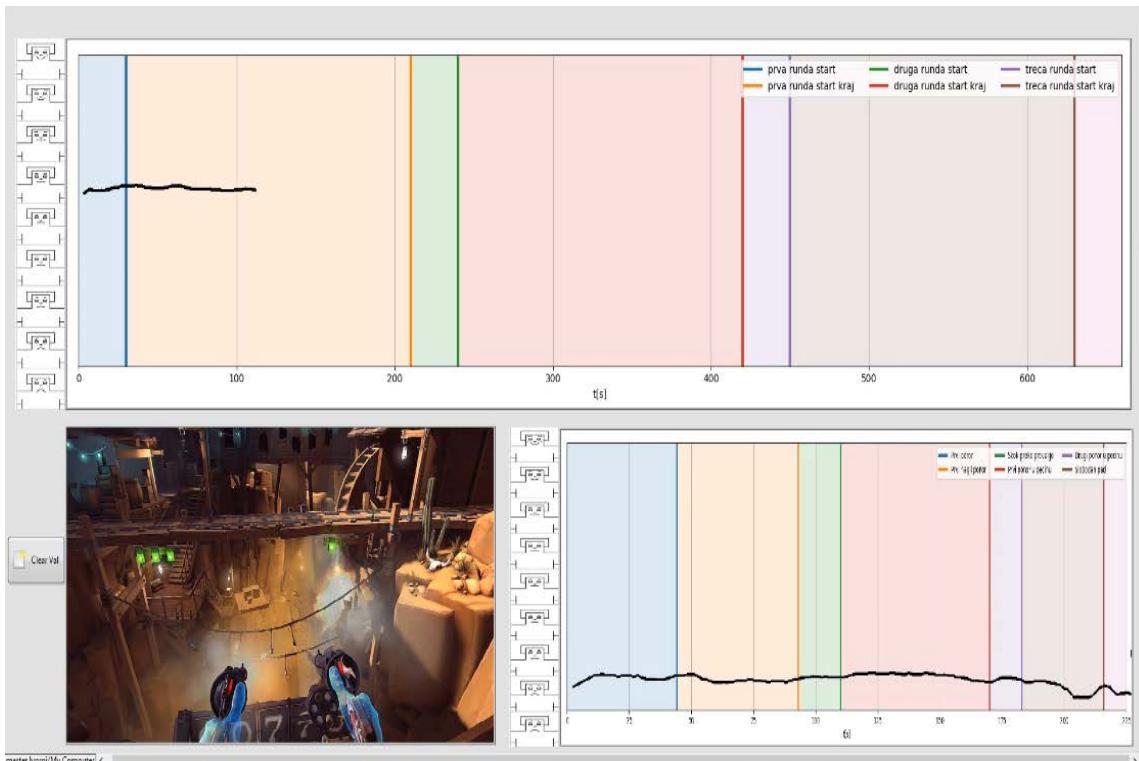
Na interfejsu su uokvireni i bojama označeni najvažniji delovi. Brojem 4 označen je centralni deo aplikacije tj. grafik za crtanje. Koristeći virtualnu olovku po ovom grafiku je moguće crtati crnom linijom kao što je i prikazano na slici. Sam grafik sadrži numerisanu vremensku osu koja označava određeni trenutak sadržaja. Za svaki sadržaj generiše se odgovarajući grafik. Pored vremenske ose na grafiku se mogu uočiti zone različitih boja kao i legenda u gornjem desnom uglu. Legenda je povezana sa bojama na grafiku i služi da bi ispitanik lakše povezao određene momente sadržaja kojem je bio izložen sa tačkama na grafiku. Y osu ovog grafika predstavlja slika označena brojem 1. Slika 1 se sastoji od 9 sličica koje su pozicionirane jedna ispod druge i predstavljaju slikovnu skalu za *arousal*. Sličica na vrhu označava visok nivo uzbudjenja dok slučica na dnu označava odsustvo uzbudjenja. Navedenu slikovnu skalu za *arousal*, kao i skalu za *valence* i *dominance* je kreirao Lang 1980. godine [26]. Brojem 2 je označeno dugme koje se koristi u slučaju da ispitanik načini grešku pri crtanjtu, te pritiskom na ovo dugme briše sve što je trenutno nacrtano na grafiku i omogućava ponavljanje samoocene.

Ekran označen brojem 3 služi kao pomoć ispitaniku pri povezivanju trenutaka na grafiku sa trenucima u sadržaju kome je bio izložen pre ocenjivanja. Naime aplikacija je sposobna da u svakom trenutku detektuje tačan položaj virtualne olovke na grafiku za crtanje. Takođe, za svaki sadržaj, postoji baza od oko 1000 slika koja se nalazi u memoriji aplikacije. Ove slike se u memoriji aplikacije nalaze u formi niza slika, gde su slike poređane u hronološkom redosledu, međusobno su ekvidistantne u vremenu i praktično predstavljaju "video zapis" sadržaja. Uloga ekrana 3 se sastoji u tome da na osnovu položaja olovke na grafiku za crtanje, na osnovu vremenske ose grafika i na osnovu indeksa slika u nizu, prikaže onu sliku koja je vremeski najbliža trenutku vremena na koji

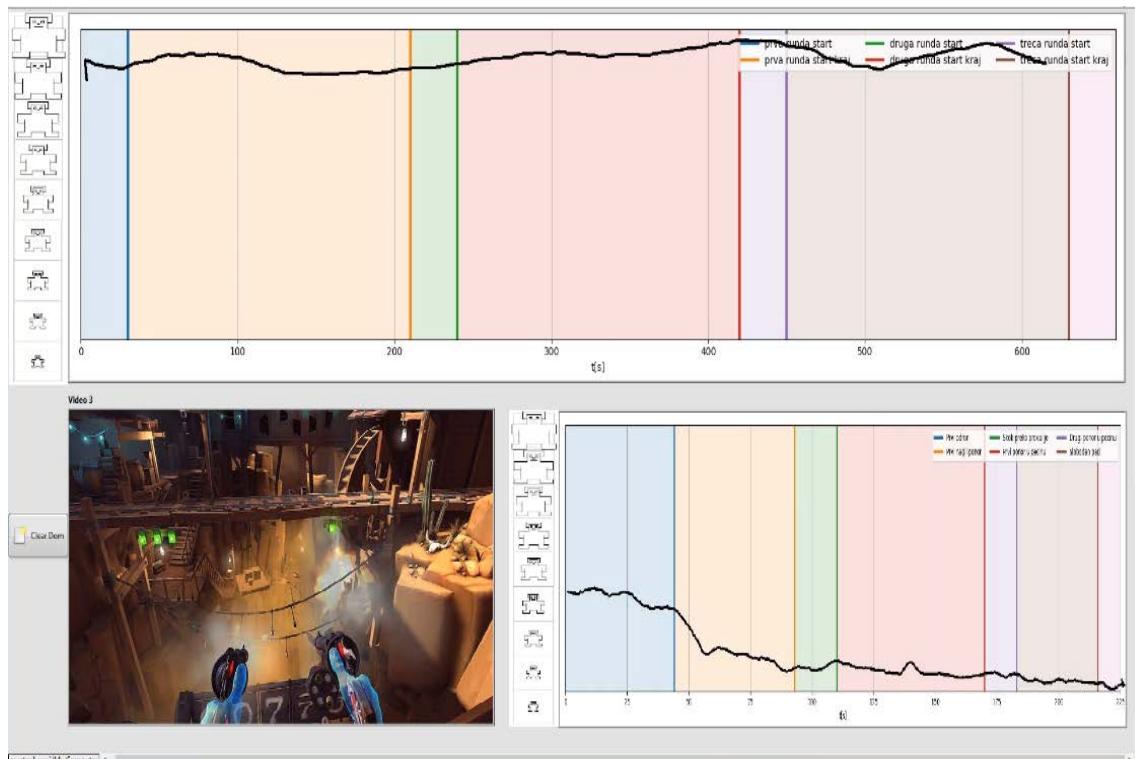
na grafiku za crtanje pokazuje virtuelna olovka. Na ovaj način ispitanik pomeranjem olovke po grafiku za crtanje u svakom trenutku može videti scenu iz sadržaja koju ocenjuje. Ekran 3 predstavlja glavno sredstvo za “vremensku sinhronizaciju” sadržaja i grafika za crtanje.

Da bi ispitanik što realnije ocenio svaki saržaj u odnosu na ostale sadržaje, na ekranu označenom brojem 5 se ispitaniku prikazuje njegova samoocena za prethodni sadžaj. Na ovaj način ispitanik može da samooocenu za trenutni sadžaj formira na osnovu samoocene za prethodni sadžaj te da se time postigne dobra međusobna uporedivost samoocena za sve sadržaje.

Na slikama 3.2.4 i 3.2.5 nalaze se delovi interfejsa grafičkog upitnika koji se odnose, redom, na *valence* i *dominance*. Opcije koje pružaju ovi delovi interfejsa su jednake prikazanim opcijama za *arousal* sa jedinom razlikom da se kod ovih delova interfejsa skale odnose na *valence* odnosno *dominance*. Za navigaciju između delova interfejsa koristi se skrolovanje.



Slika 3.2.4 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na *valence*



Slika 3.2.5 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na dominance

3.3 Postavka eksperimenta

Na početku od ispitanika se zahteva da potpiše svoj lični pristanak za participaciju. Nakon toga dobija štampani upitnik sa pitanjima koje je potrebno odgovoriti pre nego što eksperiment otpočne. Upitnik pre eksperimenta se sastoji iz nekoliko sekcija pitanja. Prva sekcija se odnosi na generalna pitanja kao što su godine i pol. Druga sekcija postavlja pitanja o fizičkoj spremi i kondiciji ispitanika. Treća sekcija postavlja pitanja o zdravlju, prvenstveno srca, kao i načinu ishrane. Druga i treća sekcija nam pružaju uvid u sveopšte zdravlje ispitanika koje može imati veliki uticaj na osobine njegovih fizioloških signala.

Četvrta sekcija se bavi navikama ispitanika po pitanju gledanja filmova i serija. Od suštinskog interesa ovde jeste da li, i u kojoj meri, ispitanik gleda horor filmove. Potrebno je doći do saznanja ukoliko ispitanik redovno gleda pomenute filmove jer takva navika može značajno uticati na njegovo iskustvo tokom eksperimenta. Peta sekcija traži informaciju da li ispitanik igra video igre. Od interesa je prepoznati ispitanike koji redovno igraju video igre nalik na sadržaj eksperimenta, jer je prepostavka da to može značajno uticati na njihove performanse.

Nakon upitnika ispitanik pristupa proceduri postavljanja senzora. Prvo se ispitaniku postavlja EEG kapa sa 24 elektrode i EEG pojačivačem, pri čemu je potrebno uspostaviti kontakt između elektrode i kože glave pomoću provodnog gela. Postavlja se pojas za merenje srčane aktivnosti i disanja. Akvizicija svakog senzora se vrši na različitim računarima. Da bi podaci bili konzistentni potrebno je izvršiti sinhronizaciju senzora.

Potom se na ispitanika postavljaju Oculus Rift HMD naočare. Pozicija naočara, razmak između sočiva te pozicija samog ispitanika pažljivo se kalibrišu u dogovoru sa ispitanikom. Od velikog je značaja da se naočare ispravno nameste da se ne bi izazvala nelagoda i bol kod ispitanika tokom trajanja eksperimenta. Na slici 3.3.1 prikazana je postavka eksperimenta sa ispitanikom.



Slika 3.3.1 Postavka eksperimenta sa ispitanikom

Svaki ispitanik je prošao obuku za navigaciju u virtuelnoj realnosti. Upoznao se sa elementima *Oculus Rift* paketa, pri čemu je posebna pažnja usmerena ka *Oculus Touch* kontrolerima. Obuka je vršena u okviru aplikacije *Big Screen BETA*, koja je opisana u poglavlju 3.1.2. Trajanje obuke je u proseku iznosilo oko 5 minuta.

Eksperiment počinje sa fazom opuštanja. Ispitaniku se u okviru aplikacije *Big Screen BETA* prikazuje jedan od opuštajućih *You Tube* videa po njegovom izboru. Ponuđeni klipovi su navedeni u poglavlju 3.1.2.

Sledeći sadržaj kojem je ispitanik izložen jeste roller koster u okviru aplikacije *Epic Roller Coaster*. Vožnja traje svega 4 minute, nakon čega ispitanik pristupa evaluaciji sopstenog doživljaja kroz interaktivnu aplikaciju kao što je opisano u poglavlju 3.2.2. Potom se ispitanik dovodi u prijatno okruženje koje za cilj ima opuštanje i smirivanje njegovih elektrofizioloških signala.

U nastavku, ispitanik se vodi u VR streljanu u okviru aplikacije *Dead and Buried*. Ispitanik igra tri runde pokušavajući da obori rekordni rezultat. Svaka runda traje tri minuta. Između rundi postoji kratka pauza u okviru koje ispitanik može videti postignuti rezultat i potom započne sledeću rundu. Kao i posle roller kostera ovu etapu slede evaluacija ispitanika i faza opuštanja.

Konačno, poslednji sadržaj je interaktivna horor scena u okviru aplikacije *Face your fears*. Usled načina funkcionisanja aplikacije opisanog u poglavlju 3.1.2 trajanje scene zavisi od reakcija ispitanika te nije konstantno. U proseku scena traje 6 minuta. Kao i prethodni sadržaji horor scena je praćena samoocenjivanjem ispitanika te poslednjom fazom opuštanja.

Trajanje eksperimenta u proseku iznosi šezdeset minuta. Nakon eksperimenta od ispitanika se zahteva da popuni upitnik o prisutnosti preuzet sa vefsajta [27]. Cilj ovog upitnika jeste da kroz set pitanja ispita na koji način je subjekt doživeo virtuelnu realnost. Da li je bio zaokupljen u VR ili je na čitav eksperiment gledao kao pasivni posmatrač. Na slici 3.3.2 je prikazana eksperimentalna opotavka.



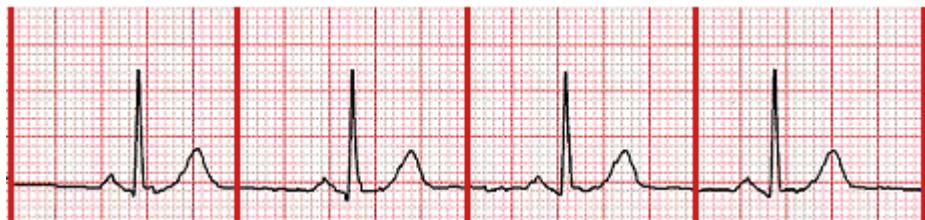
Slika 3.3.2 ispitanik tokom trajanja eksperimenta

4. Akvizicija i procesiranje signala

Za akviziciju i procesiranje elektrofizioloških signala smo se opredelili usled njihove uske povezanosti sa radom simpatičkog nervnog sistema (SNS). SNS je jedan od tri dela autonomnog nervnog sistema, zajedno sa enteričnim i parasimpatičkim sistemima. Njegova generalna uloga je da pripremi organizam za suočavanje sa stresnom situacijom, te da indukuje *fight or flight* mehanizam. Usled toga elektrofiziološki signali nisu pod voljnom kontrolom čoveka te kao takvi predstavljaju prave indikatore njegovog stvarnog emotivnog stanja.

4.1 EKG

Elektrokardiografija je klinička dijagnostička tehnika namenjena praćenju pravilnosti rada srčanog mišića. EKG prikazuje napone između pojedinih tačaka koje su raznih strana srca na površini kože. Ovi naponi imaju karakterističan oblik koji je vremenski i amplitudno povezan sa aktivnostima pojedinih funkcionalnih celina srca, pa samim tim i sa mehaničkim delovanjem srca. Naponi koji se mere na površini kože kao rezultat srčane aktivnosti dostižu vrednost od oko jednog milivolta, a frekvencijski pripadaju opsegu od vrlo malih učestanosti, od 0.1 Hz do oko 100 Hz [28]. Elektrokardiogram je prikazan na slici 4.1.1.



Slika 4.1.1 EKG signal [29]

4.1.1 Smartex

Kompanija *Smartex* je osnovana u Pizi, Italija 1999. godine sa ciljem da primeni novi "pametne" materijale u svrhu razvoja inovativnih rešenja i proizvoda. Glavno područje njihove aktivnosti predstavljaju takozvani elektronski tekstili (e-tekstili) [30]. E-tekstili su takođe poznati i kao pametni tekstili su tkanine koje omogućavaju ugradnju elektronskih komponenti. Ovakav multifunkcionalan, fleksibilan i čoveku udoban materijal omogućava razvoj sistema u oblastima:

1. Sistema za praćenje zdravstvenog stanja u cilju detekcije i prevencije bolesti
2. Sistema za rehabilitaciju
3. Sistema za kompenzaciju invaliditeta zarad poboljšanja kvaliteta života
4. Sistema za pomoć u sportu

Za prikupljanje podataka o elektrokardiogramu (EKG) i respiratornoj aktivnosti ispitanika korišten je Smarteks pojas (*Smartex Wearable Wellness System - WWS*)[31]. Ovaj odevni pojas u sebi sadrži tri senzorska sistema. Na prvom mestu vrši akviziciju EKG signala pomoću dva tekstilna senzora koja se postavljaju sa obe strane grudnog koša. Ovakve elektrode eliminiraju potrebu za adhezivnim elektrodama koje mogu biti problematične za nanošenje ili mogu izazvati iritaciju kože. Akvizicija EKG signala je vršena sa učestanošću od 250 Hz. *Smartex WWS* prikazan je na slici 4.1.2.



Slika 4.1.2 Smartex WWS [31]

Senzor za respiraciju je postavljen na centar prednje strane pojasa u obliku tekstilne piezo trake. Dok subjekat udiše i izdiše sila koja deluje na traku se menja u isto vreme menjajući njenu otpornost. Dakle, promena u otpornosti piezo trake odgovara promeni zapremine pluća ispitanika. Senzor vrši akviziciju učestanošću od 25 Hz.

Pojas sadrži i akcelerometar te pored pomenutih signala pruža i informaciju o ubrzanju u sve tri prostorne ose sa učestanošću od 25Hz. Akcelerometar je sadržan u *CSEM* modulu koji se postavlja u poseban džep unutar pojasa. *CSEM* modul, u novijim verzijama označen kao *SEW* uređaj, predstavlja mozak pojasa koji osim prikupljanja podataka vrši i neke bazične oblike obrade signala. Detaljan prikaz pojasa sa označenim senzorima dat je na slici 4.1.3.



Slika 4.1.3 Detaljan prikaz Smartex WWS pojasa

U daljoj analizi i obradi *EKG* signala informacija o ubrzanju je posredno bila korištena pri otklanjanju artifekata. Naime nagli pokreti ispitanika su unosili distorziju u signal elektrokardiograma a kako su isti bili jasno vidljivi na merenjima ubrzanja bilo je moguće lako detektovati *EKG* artifekte.

Treba dodati da se unutar *SEW* modula vrši procesiranje *EKG* signala na osnovu signala respiracije i ubrzanja te se dobija niz dodatnih informacija kao što *HRV* (*Heart rate variability*) signal, *HR* (*Heart rate*) signal ili *BR* (*Breathing rate*) signal o kojema će kasnije biti reči. Ipak, usled slabog kvaliteta i preciznosti ovako dobijeni signali nisu korišteni već se do istih signala došlo posebnom analizom.

Pored ovoga modul može da čuva podatke na fleš memoriju (*microSD*) od dva *GB* i da ih šalje bežično pomoću *BlueTooth®* mreže. Sa druge strane podaci se primaju i čuvaju i prikazuju na računaru u okviru predviđenog softvera (*WWS - Software Tools*) koji je prikazan na slici 4.1.4.



Slika 4.1.4 WWS - *Software Tools*

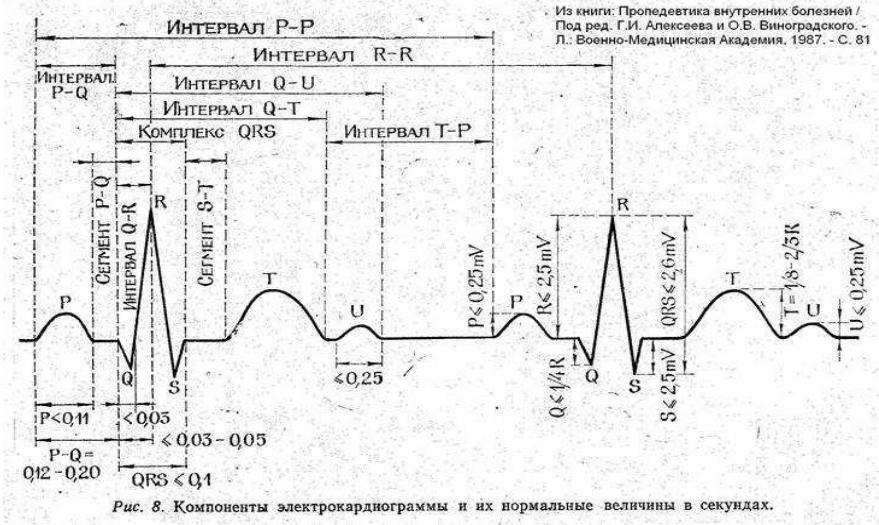
Smartex WWS sistem dolazi sa dve veličine pojasa. Za svakog ispitanika bira se odgovarajuća veličina. Pojas se postavlja uz kožu ispitanika. Pre postavljanja tekstilni senzori, zaduženi za akviziciju *EKG* signala se kvase. Potrebno je da ove elektrode budu vlažne kako bi se ostvario kvalitetan kontakt sa kožom. Da da bi se obezbedila kvaliteta akvizicije pojasa je potrebno adekvatno učvrstiti. Ukoliko to nije moguće, pojasa je potrebno dodatno učvrstiti upotrebom medicinskog flastera.

4.1.2 Preprocesiranje *EKG* signala

Najznačajniji element elektrokardiograma jeste *QRS* kompleks koji obično traje od 60 do 110 milisekundi. *QRS* kompleks predstavlja trajanje depolarizacije srčanih komora [28]. Q, R, i S talasi se dešavaju sukcesivno velikom brzinom. Predstavljaju odraz jedintvene pojave pa se iz tog razloga posmatraju zajedno. Na slici 4.1.5 su prikazani karakteristični intervali i talasi *EKG* signala. Q talas predstavlja pad amplitude elektrokardiograma koji se dešava nakon pojave P talasa. R talas predstavlja nagli rast amplitude *EKG* signala koji je praćen ponovnim padom u obliku S talasa.

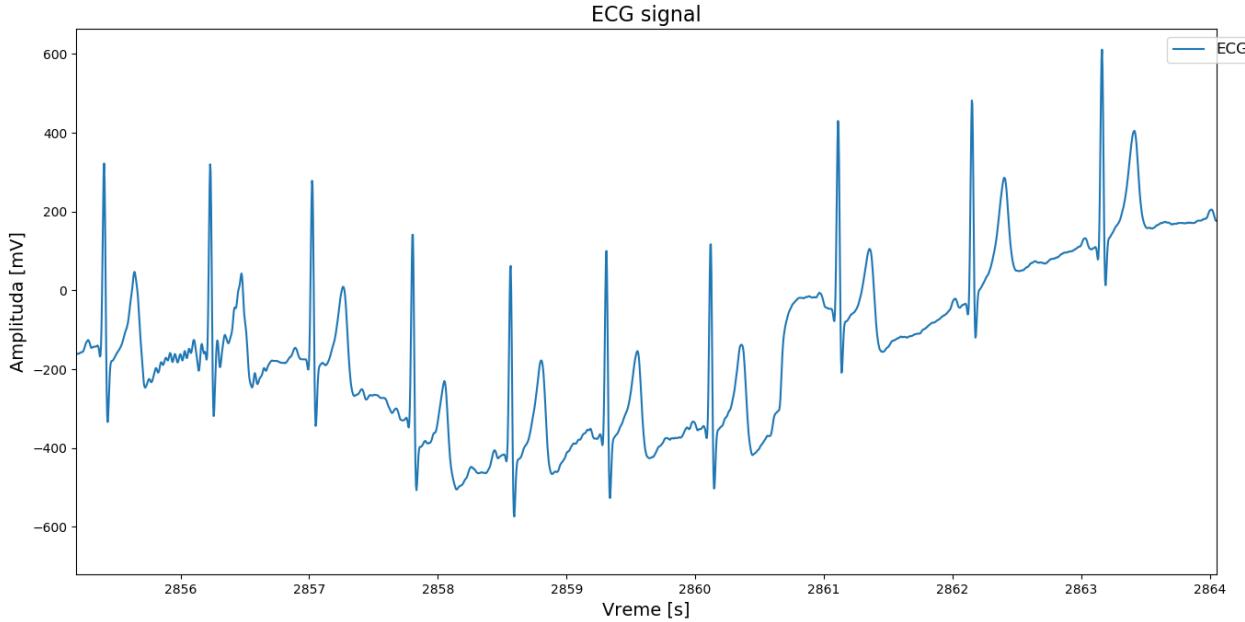
Sa slice 4.1.5 vidimo najznačajnije intervale koji karakterišu *EKG* signal:

- R-R interval je interval između dva susedna R pika i služi za određivanje ritma kontrakcija srčanih komora.
- P-P interval je interval između dva susedna P talasa i služi za određivanje ritma kontrakcije pretkomora.



Slika 4.1.5 Detaljan opis EKG signala [33]

Akvizicija EKG signala se obavlja pomoću tekstilnih elektroda Smartex WWS pojasa, opisanog u prethodnom poglavlju. Kao što je rečeno učestanost prikupljanja iznosi 250 Hz. Izgled ovako dobijenog sirovog EKG signala je prikazan na slici 4.1.6.



Slika 4.1.6 Izgled sirovog EKG signala

Signal se potom procesira u okviru Python biblioteke biosppy (*BioSpppy – Biosignal Processing in Python*) [32]. Modul *biosppy.signals.ecg* je zadužen za rad sa signalom elektrokardiograma. Obuhvata učitavanje, filtriranje, uklanjanje smetnji na 50 Hz, uklanjanje bazne linije te algoritme za detekciju QRS kompleksa kao što su *Gamboa*, *Hamilton*, *Slope Sum* funkcija i drugi. U okviru ovog paketa vrši se i estimacija HR (*Heart Rate*) signala.

U okviru ovog paketa EKG signal biva obrađen u nekoliko distinkтивnih faza. U prvoj fazi vrši se filtriranje filtrom propusnikom opsega (*bandpass filter*) od 3Hz do 45Hz. Filter je FIR (*Finite Impulse Response*) tipa reda 75.

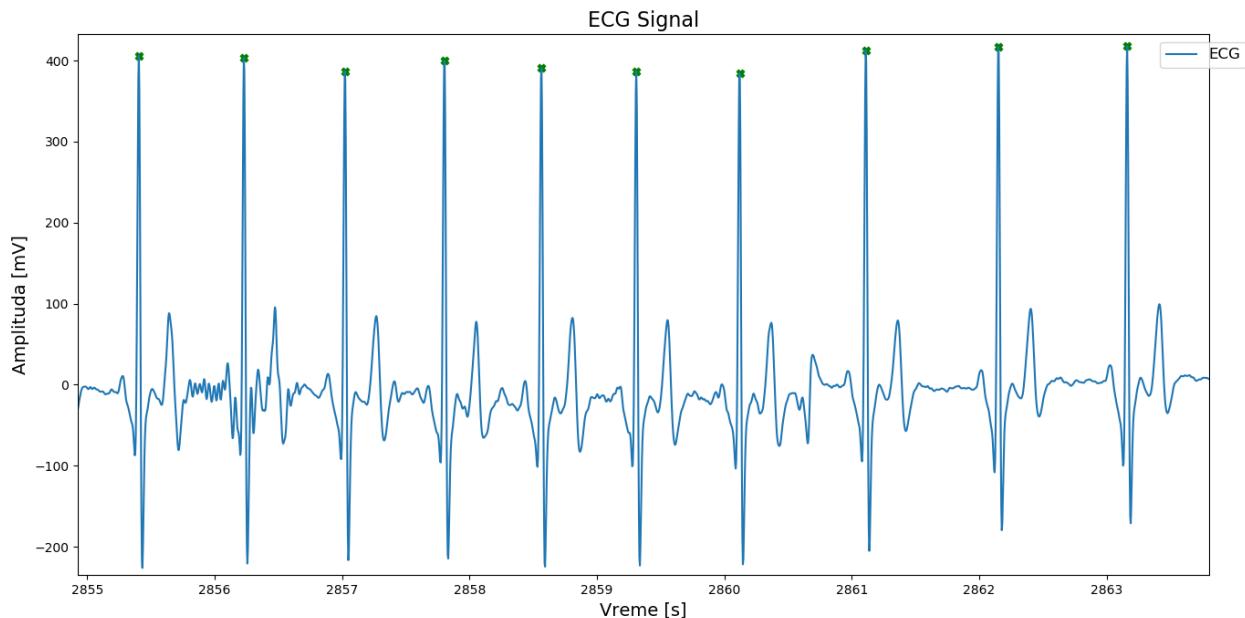
Potom sledi segmentacija EKG signala Hamiltonovim algoritmom. Hamiltonov algoritam pretražuje EKG signal primenjujući sledeća pravila [34]:

1. Ignorišu se svi pikovi koji se nalaze na 200 ms neposredno ispred ili iza većeg pika.
2. Ako je pik veći od praga detekcije proglašava se *QRS* kompleksom, u suprotnom se proglašava šumom.
3. Računa se prosečno trajanje već detektovanih RR intervala. Ako je od poslednje detekcije prošlo 150% prosečnog trajanja RR intervala tada se isti potez signala ponovo pretražuje. Ponovna pretraga se vrši pod pretpostavkom da na ovom potezu postoji pik koji se nalazi na najmanje 360ms od poslednjeg detektovanog pika čija je amplituda veća od polovine praga detekcije. Ukoliko takav pik postoji proglašava se *QRS* kompleksom.
4. Prag detekcije je funkcija srednje vrednosti šuma i srednje vrednosti amplitude *QRS* kompleksa.
5. Prosečna amplituda šuma kao i prosečna amplituda *QRS* kompleksa kao i prosečno trajanje RR intervala računaju se kao srednja vrednost ili medijana poslednjih osam vrednosti.

Nakon izvršene *QRS* detekcije biosppy biblioteka vraća:

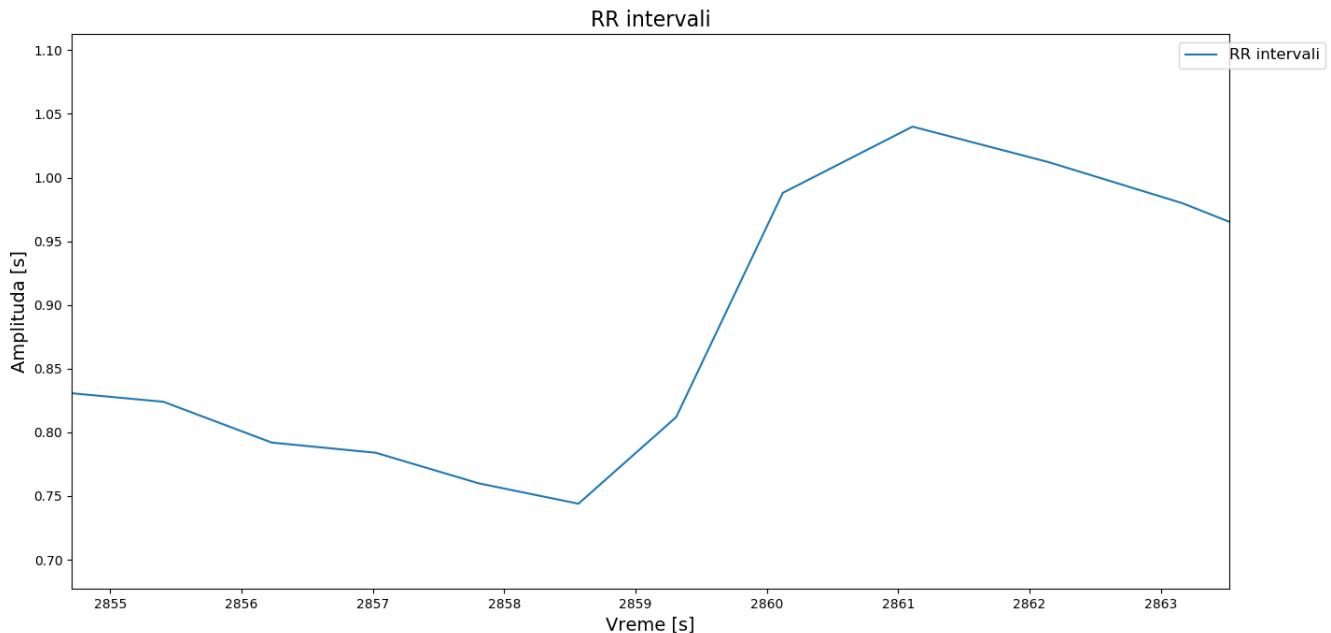
- Filtriran *EKG* signal
- Lokacije R pikova
- Talasne oblike svakog detektovanog *QRS* kompleksa
- Procenjen *HR* signal

Na slici 4.1.7 prikazana je filtriran *EKG* signal sa označenim lokacijama R pikova. Slika se odnosi na isti vremenski interval kao slika 4.1.6 na kojoj je prikaz nefiltriranog signala.



Slika 4.1.7 Filtrirani EKG signal

Konačno, signal RR intervala dobija se kao period između svaka dva sukcesivna R pika. Prikazan je na slici 4.1.8 za isti vremenski interval kao i slika 4.1.7.



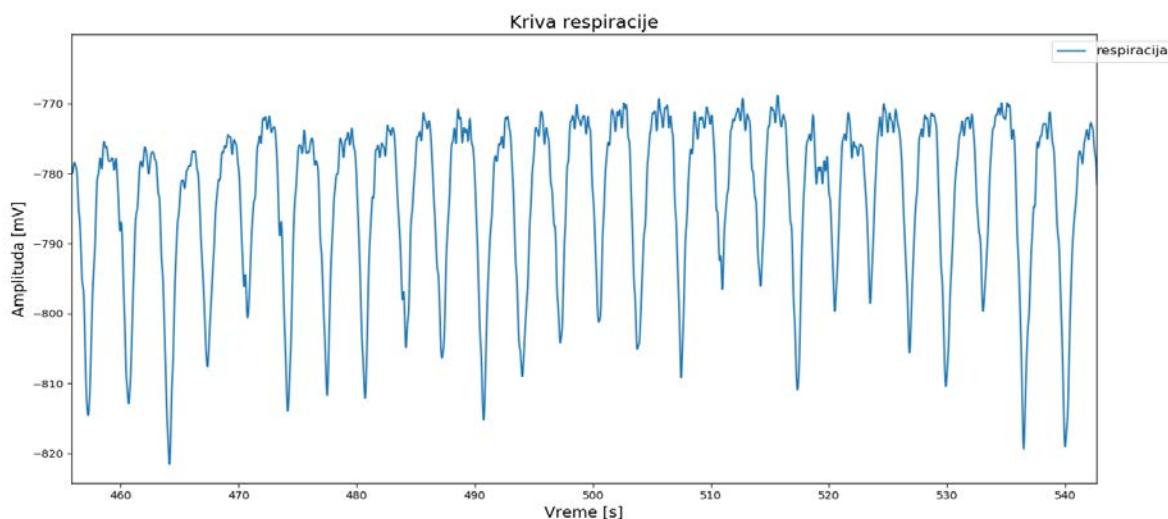
Slika 4.1.8 Signal RR intervala

4.2 Respiracija

Signal respiracije dobija se kao promena napona tekstilnog piezo senzora koji ulazi u sastav *Smartex WWS* pojasa opisanog u poglavlju 4.1.1. Signal je odabiran učestanošću od 25 Hz. Usled položaja WWS pojasa kriva respiracije se direktno odnosi na trenutnu zapreminu grudnog koša. Proces autonomnog disanja je kontrolisan od strane dela kičmene moždine koji se naziva *medulla oblongata*, koja prati količinu kiseonika i ugljen dioksida u krvotoku. Na osnovu toga, nervnim impulsima neposredno kontroliše mišiće diafragme zadužene za respiratorne kontrakcije [35].

4.2.1 Predporcesiranje signala respiracije

Izgled neobrađene krive respiracije, dobijene iz *Smartex* senzora prikazan je na slici 4.1.9.



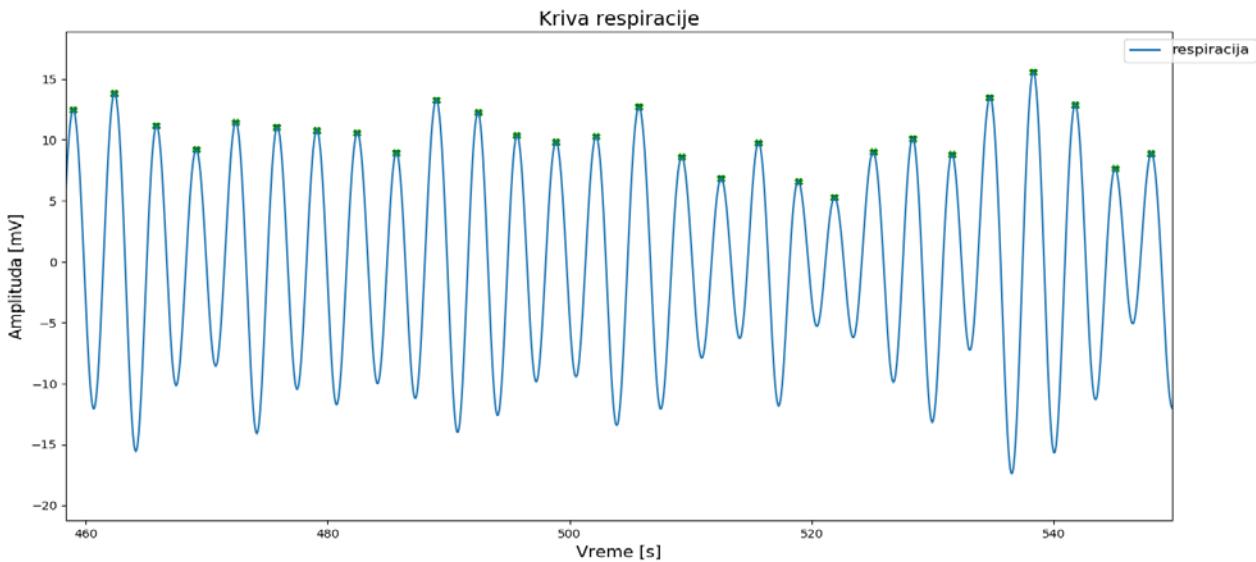
Slika 4.1.9 Neobrađena kriva respiracije

Signal respiracije se potom procesira u okviru *Python* biblioteke *biosppy* [32] koja je spomenuta u poglavlju 4.1.2. Modul *biosppy.signals.resp* je zadužen za rad sa signalom disanja. Obrada signala data je sledećim koracima:

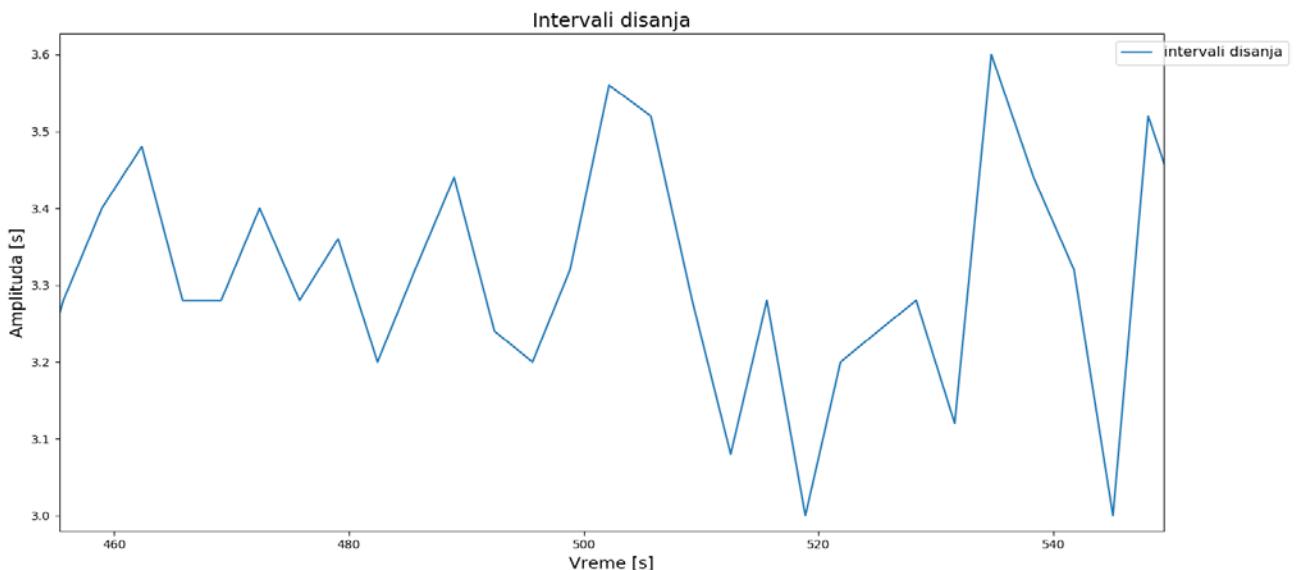
1. Filtriranje Batervortovim (*Butterworth*) filtrom propusnikom opsega učestanosti drugog reda čiji je propusni opseg od 0.1Hz do 0.35Hz.
2. Računa se učestanost prolaska signala kroz nulu (*Zero Crossing Rate*).
3. Vrši se estimacija BR (*Breathing Rate*) signala
4. Vrši se izglađivanje signala MA (*Moving Average*) filtrom.

Obrada u okviru *biosppy* biblioteke kao povratnu vrednosti daje filtriran signal respiracije, trenutke prolaska signala kroz nulu i procenjen BR signal.

Na osnovu trenutaka u kojima signal ima nultu vrednost izračunavaju se pikovi respiratornog signala. Filtriran signal respiracije sa označenim pikoma je prikazan na slici 4.1.10. Ekvivalentno izračunavanju HRV signala računa se i BRV (*Breathing Rate Variability*) signal, prikazan na slici 4.1.11.



Slika 4.1.10 Filtriran signal respiracije



Slika 4.1.11 BRV (*Breathing Rate Variability*) signal

4.3 EEG

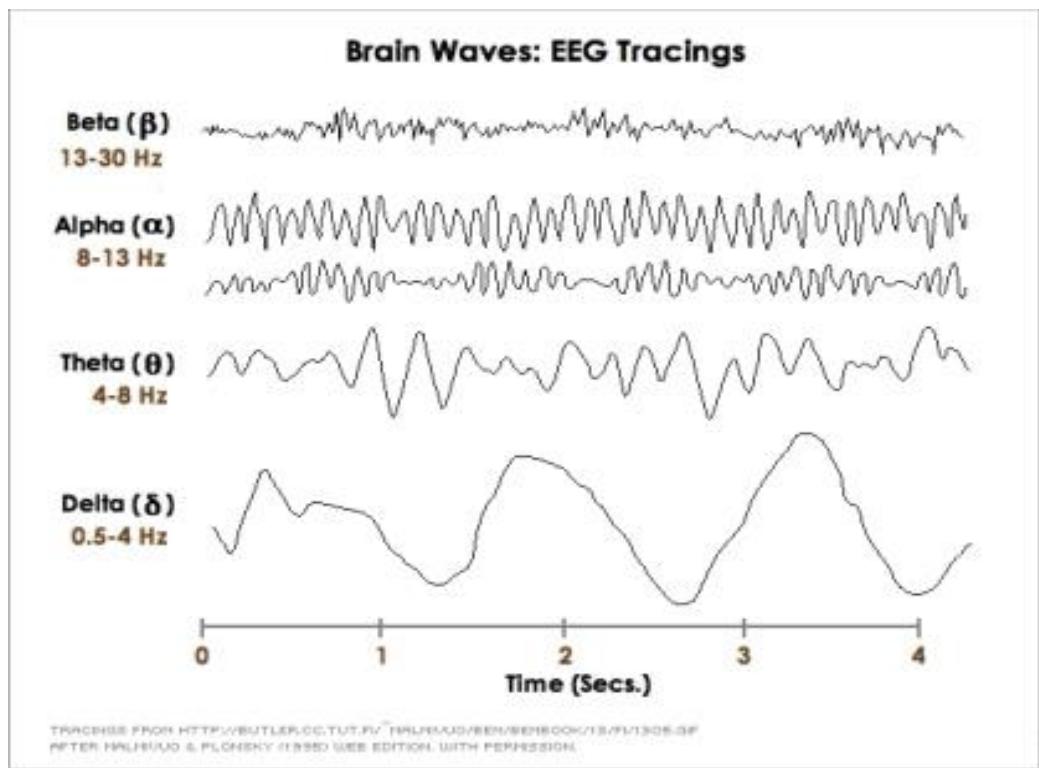
Elektroencefalografija(EEG) predstavlja elektrofiziološku metodu snimanja električne aktivnosti mozga. Snimljeni EEG signal ima jako malu amplitudu koja je u opsegu od nekoliko mikrovolti do nekoliko milivolti. Najvažnije komponente EEG signala nalaze se u frekvencijskom opsegu 1 – 50 Hz.

EEG signal koji potiče od spontane aktivnosti pri mirovanju, promenljiv je i neregularan i svrstava se u kontinualne stohastičke signale. Istovremeno postoje i karakteristični ritmovi u signalu koji su uslovljeni koritkalnom aktivnošću i oni se u eksperimetu mogu koristiti za proučavanje emocionalnog stanja ispitanika [28].

U normalnom EEG signalu u karakteristične ritmove spadaju:

- 1.delta talasi(do 4Hz) – javljaju se pri spavanju
- 2.teta talasi(4-7 Hz) - karakteristični su za stanje emocionalnog stresa
- 3.alfa talasi(8-13 Hz) - karakterišu budno stanje u mirovanju
- 4.beta talasi(14-30 Hz) – karakteristični su za stanje mentalnog napora

Primer ovih talasa prikazan je na slici 4.3.1:



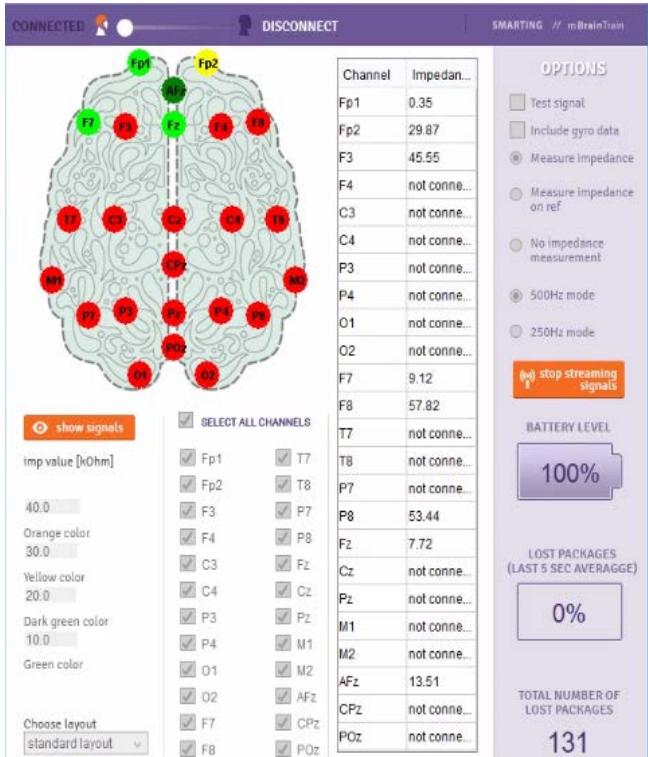
Slika 4.3.1 Karakteristični EEG talasi [36]

4.3.1 Smarting EEG sistem

Snimanje EEG signala je izvedeno neinvazivno, pomoću EEG pojačavača[37] i kape sa 24 elektrode (22 EEG + 2 na ušima) koje su rasporedjene po 10-20 sistemu. Sve elektrode na kapi su Ag/AgCl tipa i na sredini imaju cilindrični otvor koji služi za ubrizgavanje provodnog gela kako bi

se uspostavio bolji kontakt izmedju elektroda i koze glave. Svaka EEG elektroda meri signal sa odredjene oblasti povrsine lobanje koji je jednak algebarskom zbiru aktivnosti velikog broja celija koje se nalaze u blizini merne elektrode.

Za EEG snimanje korišten je *Smarting system* [37] koji podatke sa elektroda na računar šalje pomoću *Bluetooth* komunikacije. Akvizicija signala vršena je sa periodom odabiranja od 512 Hz. Na slici 4.3.2 prikazana je Smarting aplikacija i u okviru nje postavka elektroda, na slici 4.3.3 prikazana je kapa sa elektrodama.



Slika 4.3.2 Smarting aplikacija



Slika 4.3.3 Kapa sa elektrodama [37]

Postavljanje *Smarting* sistema na ispitanika sastoji se od nekoliko koraka. Prvo je potrebno postaviti kapu na glavu ispitanika tako da se različite elektrode nalaze iznad određenih regiona skalpa. Pri postavljanju kape jako je važno voditi računa da se kapa postavi tako da kod ispitanika ne izaziva nelagodu.

Potom je potrebno startovati *Smarting* aplikaciju te pomoću nje upariti računar sa *Smarting Bluetooth* uređajem koji vrši akviziciju EEG signala i iste šalje na računar. Onda je potrebno uključiti interfejs *Smarting* aplikacije koji prikazuje impedansu između elektroda i kože glave posmatrano u odnosu na referentnu elektrodu. Na osnovu informacija koje pruža ovaj interfejs pristupa se podešavanju navedenih impedansi. Ovo se postiže tako što se kroz otvore na elektrodama, špricem ubrizga gel. Gel je potrebno ubrizgavati sve dok se na interfejsu aplikacije ne uoči da je impedansa između ciljane elektrode i kože glave manja od 20Ω . Ukoliko je to moguće, poželjno je da impedansa između elektroda i kože glave bude manja od 10Ω . Količina gela potrebna da se posigne željeni efekat zavisi od mnogih faktora kao što su oblik glave ispitanika, dužina i gustina kose ispitanika i mnogih drugih. Važno je napomenuti da je najpre potrebno podesiti impedansu referentne elektrode zato što u odnosu na nju aplikacija obračunava impedanse svih ostalih elektroda.

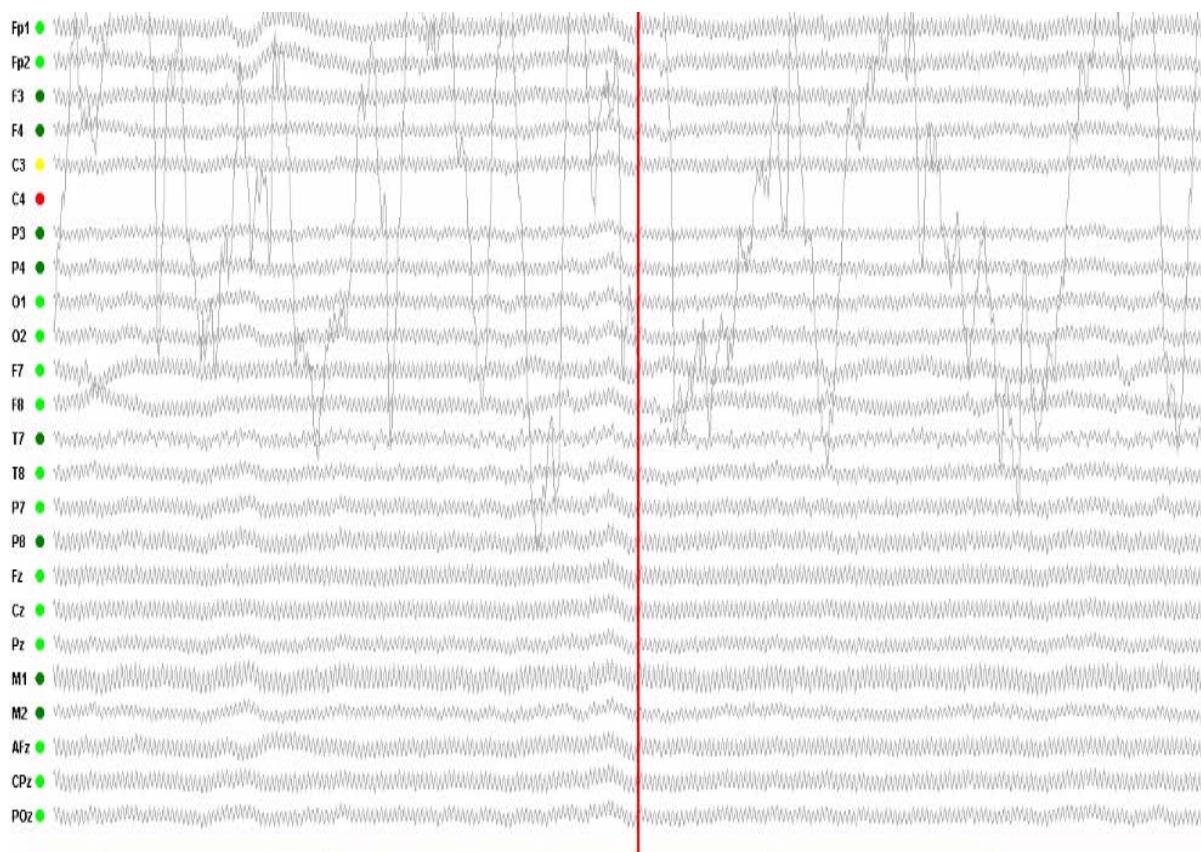
Kada se podese impedanse svih elektroda, potrebno je startovati *streaming* signala i izabrati opciju za čuvanje signala u fajlu *.bdf* formata [38].

4.3.2 Predprocesiranje EEG signala

Posle akvizicije, *EEG* signal još uvek nije upotrebljiv za ekstrakciju važnih informacija zbog velike zašumljenosti te je signal prvo potrebno očistiti od šuma. Najčešći artefakti *EEG* signala jesu drift bazne linije, šum na 50Hz, *EOG* (*Elektrookulografija*), *EMG* (*Elektromiografija*). U ovom slučaju javlja se i artefakt i na 63 Hz čiji uzročnik *Oculus Rift*.

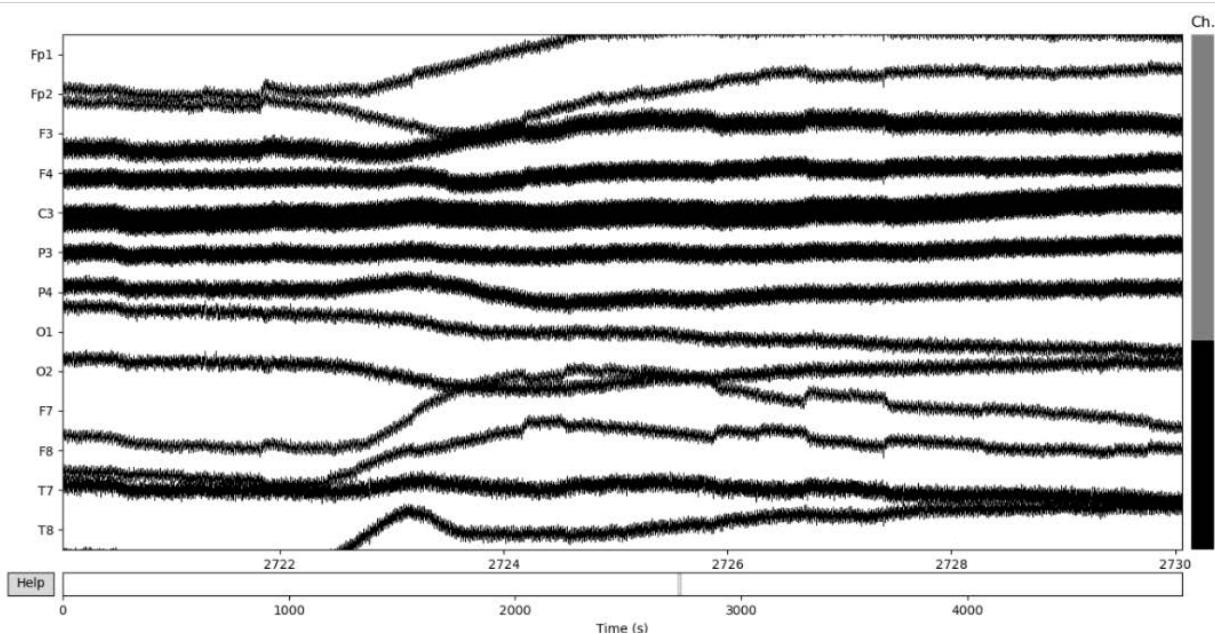
Svo procesiranje *EEG* signala realizovano je pomoću programskog jezika *python* i biblioteke *MNE* koja sadrži veliki izbor opcija za obradu, čuvanje i prikaz *EEG* signala [39].

Prvi korak u obradi *EEG* signala jeste traženje loših kanala, tj. kanala čija je zašumljenost prevelika, obično usled lošeg kontakta kože glave i odgovarajuće elektrode. Sa ovakvih kanala je skoro nemoguće izvući korisnu informaciju te se ovakvi kanali pre početka analize odstranjuju. Na slici 4.3.4 prikazani su podaci sa *EEG* signala medju kojima se jasno uočava loš kanal, C4.

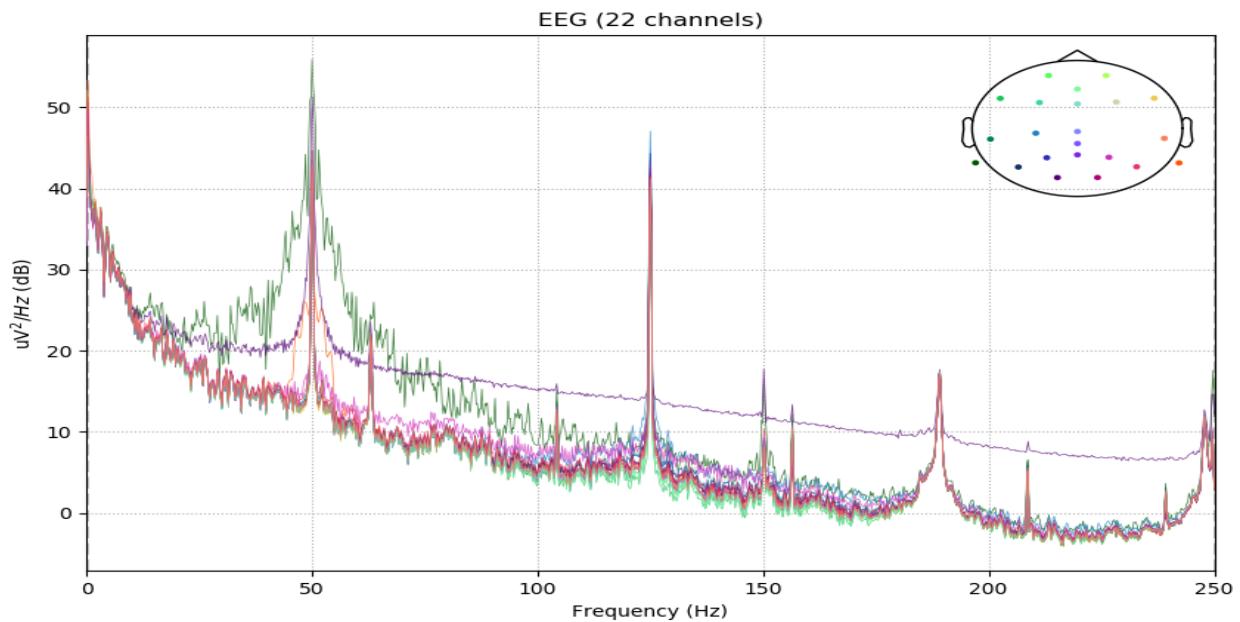


Slika 4.3.4 Detekcija loših kanala

Na slikama 4.3.5 i 4.3.6 prikazan je neobrađen EEG signal u vremenskom i frekvencijskom domenu, posle otklanjanja loših kanala.



Slika 4.3.5 Sirovi EEG signal u vremenskom domenu



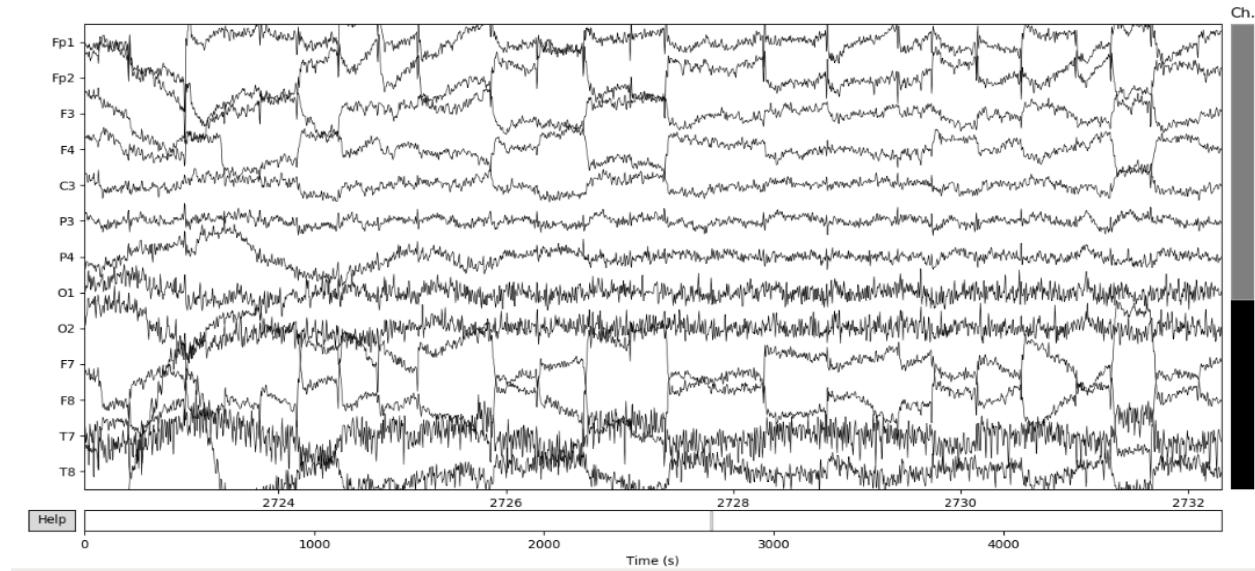
Slika 4.3.6 Spektar sirovog EEG signala

4.3.2.1 Filtracija EEG signala u frekvencijskom domenu

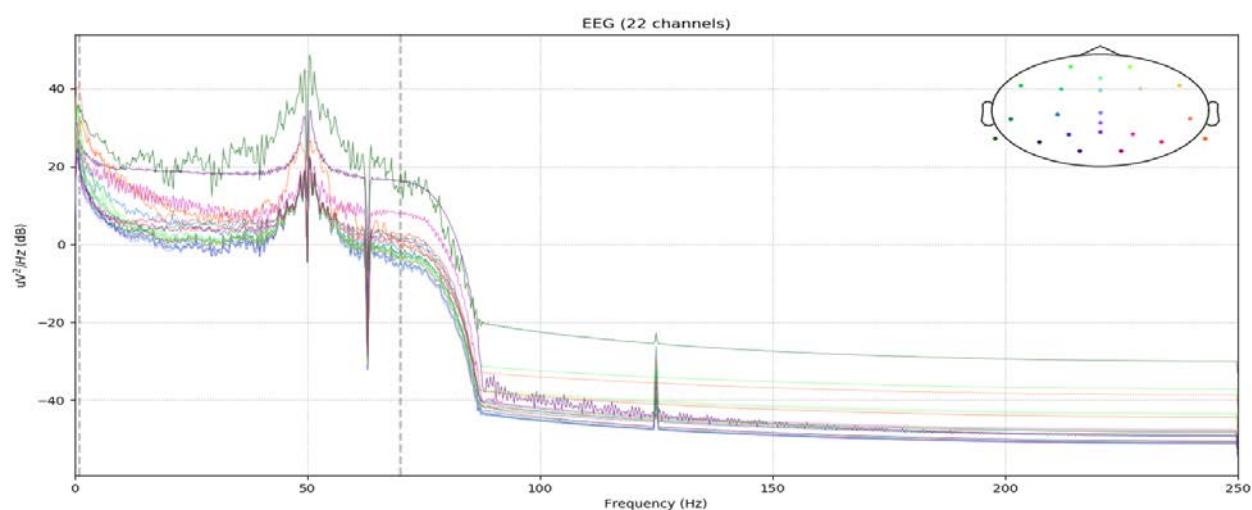
S obzirom da se sve važne komponente EEG signala nalaze u frekvencijskom opsegu 1-50 Hz, posmatrajući spektrogram sa slike 4.3.6 lako se može zaključiti da se značajan deo artefakata može otkloniti filtracijom u frekvencijskom domenu:

- Drift bazne linije uklanja se pomoću high-pass filtra čija je frekvencija odsecanja 1Hz.
- Šumovi na 50 Hz i 63 Hz otklanjaju se pomoću *notch* filtra.
- EMG artefakt kao i svi ostali artefakti koje se nalaze na frekvencijama višim od 70Hz otklanjaju se pomoću low-pass filtra čija je frekvencija odsecanja 70Hz.

Rezultati navedenih koraka filtracije prikazani su na slikama 4.3.7 i 4.3.8.



Slika 4.3.7 Filtrirani EEG u vremenskom domenu



Slika 4.3.8 Filtrirani EEG u frekvencijskom domenu

Na slikama 4.3.7 i 4.3.8 se vidi da su iz EEG signala u dobroj meri potisnuti svi artefakti sem *EOG* artefakta.

4.3.2.2 Uklanjanje EOG artefakta ICA metodom

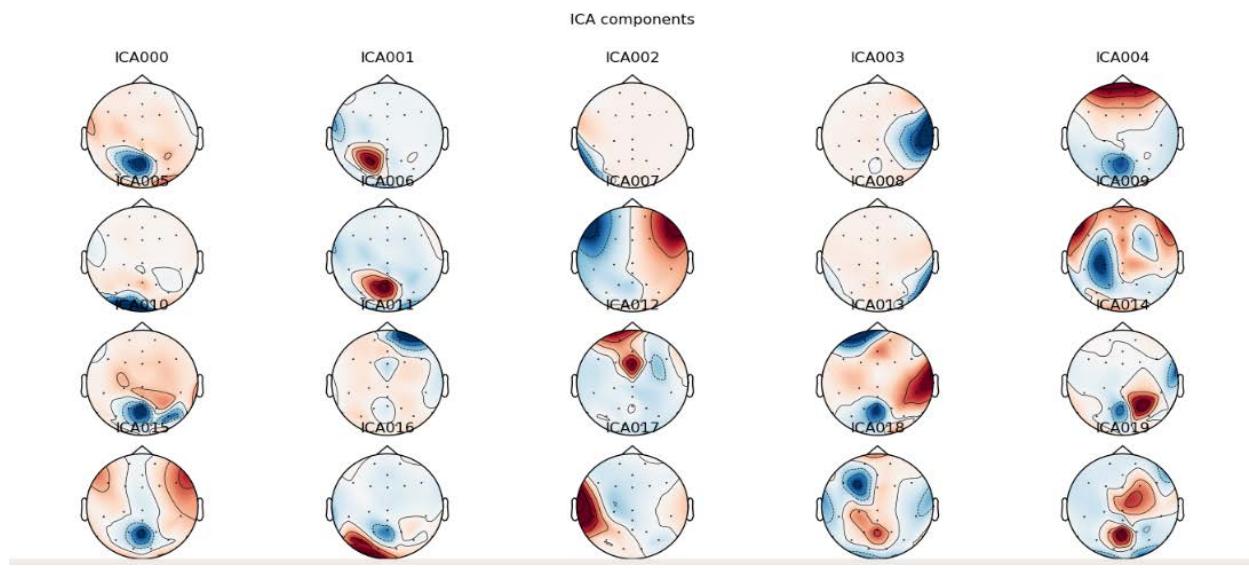
EOG artefakt se javlja u *EEG* signalu zbog električne aktivnosti koja se javlja pri pokretu očiju a usled aktivnosti očnih mišića. Ovaj artefakt se ne može ukloniti filtracijom u frekvencijskom domenu zato što se važne komponente *EEG* i *EOG* signala nalaze u preklapajućim frekvencijskim opsezima.

Zato se pristupa uklanjanju *EOG* artefakta pomoću *ICA*(*Independent Component Analysis*) algoritma. *ICA* je statistička tehnika koja služi za razdvajanje kompleksnih signala na jednostavne, međusobno nezavisne komponente (uvodi se pretpostavka da su komponente signala međusobno nezavisne) [40].

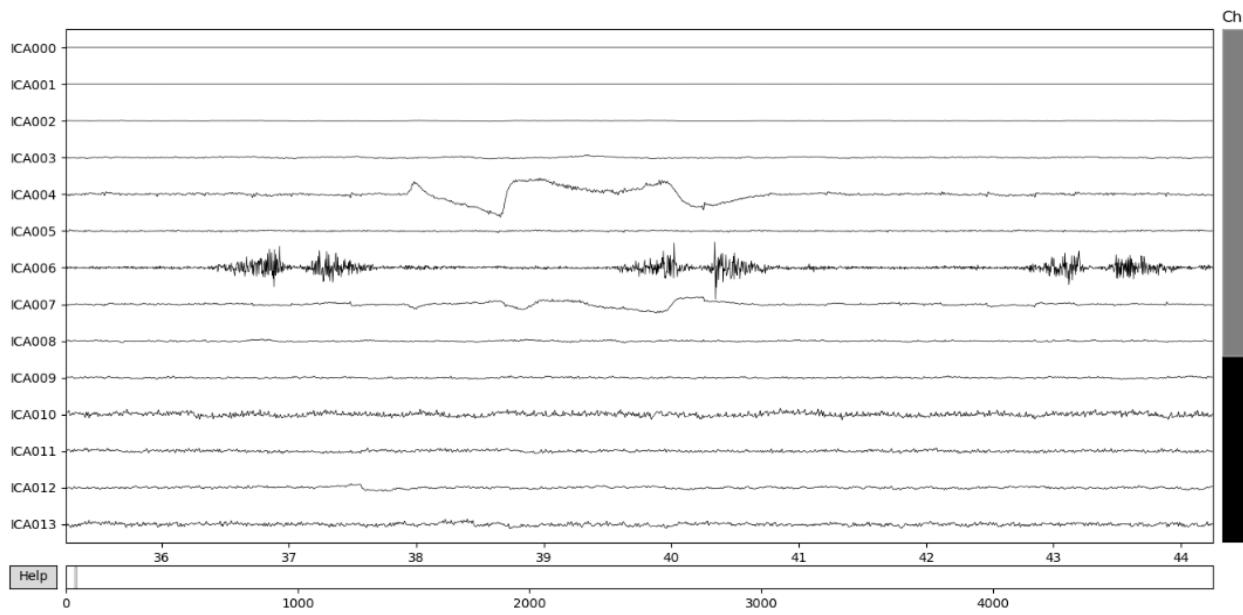
U našem slučaju je pretpostavka da se svaki *EEG* kanal sastoji od svoje korisne informacije, *EEG* šuma, i manjeg šuma koji potiče od ostalih kanala. Postupak otklanjanja *EOG* artefakta sastoji se u pronalaženju *ICA* komponenata, utvrđivanja koja od tih komponenti predstavlja *EOG* i uklanjanju te komponente iz originalnih signala.

MNE python biblioteka omogućava poluautomatizovano izdvajanje *ICA* komponenti kao i njihov topografski prikaz (prikazivanje sa kog dela glave potiče određena komponenta i u kojoj meri).

Na slikama 4.3.9 i 4.3.10 prikazana je nekolicina *ICA* komponenti sa topografskom mapom.

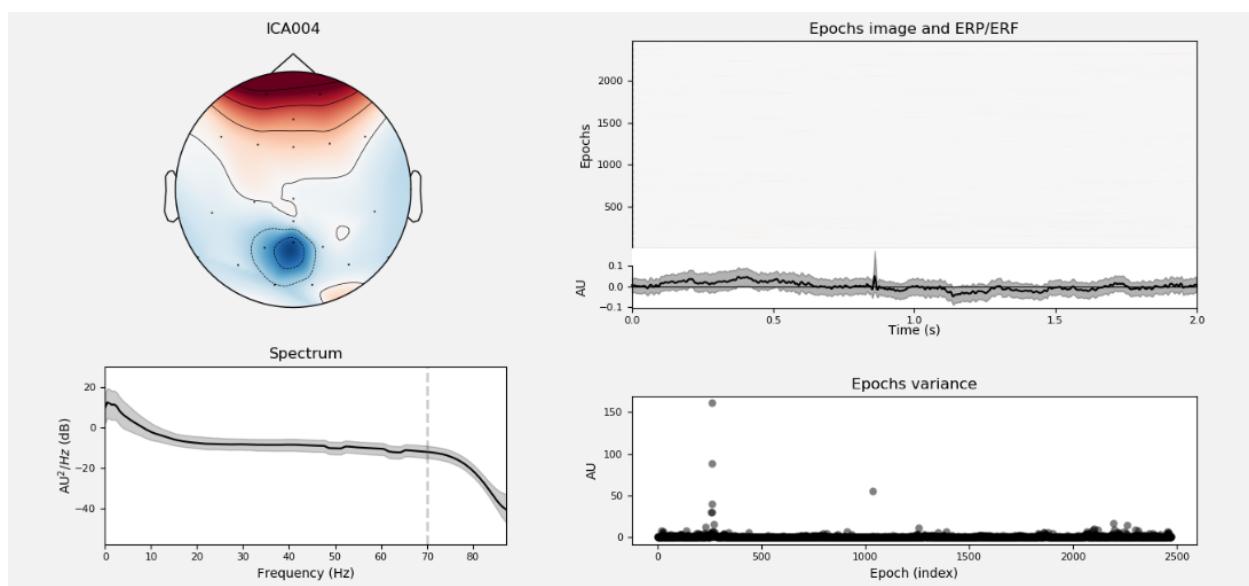


Slika 4.3.9 Topografska mapa *ICA* komponenti



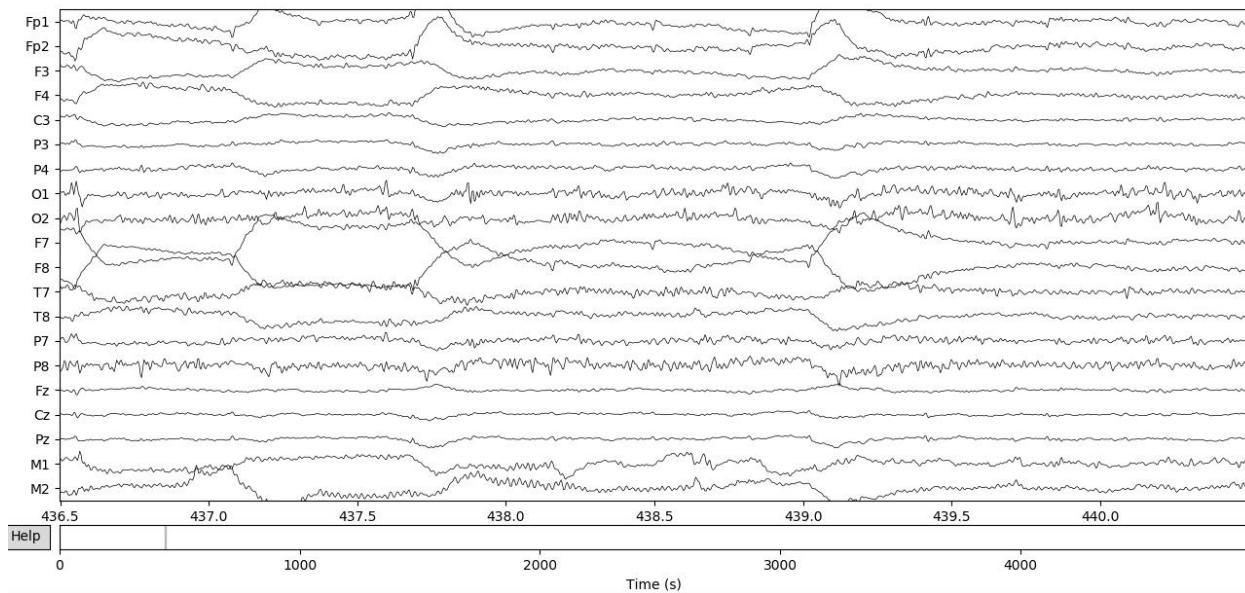
Slika 4.3.10 ICA komponente

Očekuje se da *EOG* komponenta najviše kontaminira frontalne *EEG* kanale. Na slici 4.3.10 uočava se da komponenta 4 potiče sa frontalnih kanala. Daljim posmatranjem *ICA* komponenti i filtriranog signala može se zaključiti da kanal 4 zaista jeste *EOG* šum. Na slici 4.3.11 takođe se može uočiti da u spektrogramu ove komponente nedostaje *alfa*-pik (na 10Hz) koji je karakterističan za *EEG* signal.

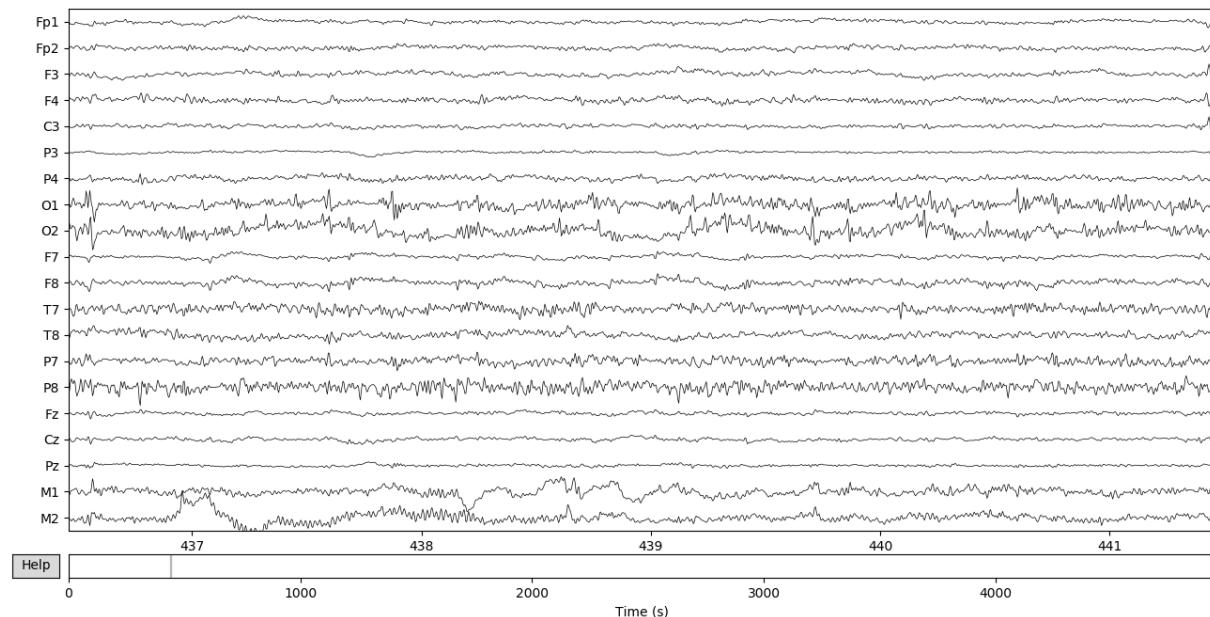


Slika 4.3.11 Karakteristike ICA komponente 4

Na slici 4.3.12 dat je deo *EOG* zapisa koji je kontaminiran *EOG* šumom dok je na slici 4.3.13 prikazan isti deo *EEG* zapisa posle otklanjanja *EOG* komponente.



Slika 4.3.12 EEG segment kontaminiran *EOG* šumom



Slika 4.3.13 EEG segment posle odstanjivanja *EOG* šuma

Sa slikama 4.3.12 i 4.3.13 se vidi da je otklanjanje *EOG* artefakta za prikazani segment uspešno izvedeno. U našem slučaju većina *EOG* artefakta jeste otklonjena ali ovakvo procesiranje nije savršeno i mogla bi se poboljšati dodatnim snimanjem *EOG* signala.

5. Ekstrakcija obeležja

Pošto smo kroz akviziciju i obradu *EKG* signala i signala respiracije došli do *HRV* i *BRV* signala sledeći korak predstavlja da se iz njih ekstrahuje informacija koja je korelisana sa emotivnim stanjem ispitanika (obeležja). Zahvaljujući postignutoj sinhronizaciji senzora mogli smo koristiti istu vremensku osu za sve raspoložive elektrofiziološke signale. S obzirom da su podaci u obliku vremenske serije izdvajanje obeležja se vršilo nad kratkovremenskim signalom unutar odgovarajućeg prozora.

5.1 EKG

Zdrav srčani mišić nema strogo ustaljen ritam. Oscilacije zdravog srca su kompleksne i promenljive što omogućava kardiovaskularnom sistemu da se brzo prilagodi iznenadnim fizičkim i fiziološkim naporima. *Heart rate variability*, tj. varijabilnost srčanog ritma je mera modulacije srčanog ritma od strane parasympatičkog i simpatičkog nervnog sistema. Dakle, na osnovu *HRV* signala dobijamo direktni uvid u rad ovih delova nervnog sistema, a uvezši u obzir njihovu vezu sa emotivnim doživljajima čoveka *HRV* signal poseduje i tu informaciju. U narednim podpoglavlјjima dat je opis uobičajenih metoda za formiranje obeležja iz *HRV* signala.

5.1.1 Vremenski domen

Najjednostavniji način za procenu varijacija u srčanom ritmu jesu metode iz vremenskog domena. Posmatra se serija R pikova unutar prozorske funkcije. Obeležja vremenskog domena se mogu podeliti u dve grupe [41]:

- Obeležja dobijena na osnovu direktnih vrednosti RR intervala
- Obeležja dobijena na osnovu razlika sukcesivnih RR intervala

Ove varijable se mogu računati na osnovu celokupnog *EKG* signala, ili na osnovu kratkih segmenata što omogućava upoređivanje obeležja *HRV* signala u realnom vremenu.

Svakako najjednostavnija obeležja su srednja vrednost i standardna devijacija RR intervala:

$$meanRR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (1)$$

$$stdRR = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - meanRR)^2} \quad (2)$$

Opšte poznato je da varijansa predstavlja snagu signala kada mu se oduzme srednja vrednost [41]. Često se *stdRR* računa na intervalima od 24 sata. Tada se iz njega gubi informacija iz kratkovremenskih varijacija na višim učestanostima. Što se period na kom se izračunava smanjuje, *stdRR* nosi informaciju o sve višim frekvencijama. Treba napomenuti da se totalna varijansa *HRV* signala povećava sa porastom dužine analiziranog segmenta te zbog toga *stdRR* nije jasno definisan statistički kvantifikator. U praksi nije opravdano upoređivanje standardnih devijacija *HRV* signala dobijenih sa segmenata različite dužine. Dakle, dužina prozorske funkcije se mora standardizovati.

Konvencionalna kratkovremenska (*short-term*) *stdRR* računa se na osnovu 5 minuta signala. *Ultra-short-term stdRR* se računa iz trajanja signala od 60 sekundi do 240 sekundi [42].

Kao dodatno obeležje uveden je i odnos između standardne devijacije i srednje vrednosti definisanih sa (1) i (2):

$$cvRR = \frac{\frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{i=1}^N (RR_i - meanRR)^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i} \quad (3)$$

Sledeća obeležja su zasnovana na razlikama sukcesivnih RR intervala. Najjednostavnije je obeležje koje predstavlja broj uzastopnih RR intervala koji se razlikuju najmanje za t milisekundi u oznaci RR_t . Procenat uzastopnih RR intervala koji se razlikuju najmanje za t milisekundi se označava sa pRR_t . Izraz je dat sa:

$$pRR_t = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \mathbf{1}(|RR_{i+1} - RR_i| > t) \quad (4)$$

gde je:

$$\mathbf{1}(a > b) = \begin{cases} 1, & a > b, \\ 0, & a \leq b \end{cases} \quad (5)$$

Najtipičnije trajanje t iznosi 50ms, ali je za potrebe teze računato pRR_{30} , pRR_{50} i pRR_{70} . Ovaj tip obeležja zahteva segment dužine od 120 sekundi ali su neki istraživači primenjivali i segmente od 60 sekundi [42]. Usko je povezan sa aktivnošću parasympatičkog nervnog sistema.

Srednji kvadratni koren sukcesivnih razlika između RR intervala je dat sa:

$$rmssdRR = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (6)$$

Dok je konvencionalni minimum za računanje ovog obeležja 5 minuta u praksi su korišćeni znatno kraći *ultra-short-term* periodi od 30s i 60s [42]. Za obeležje $rmssdRR$ se smatra da je otporno na uticaj respiracije te da je pod većim uticajem parasympatičkog nervnog sistema od standardne devijacije RR intervala. Takođe, $rmssdRR$ je usko korelisano sa snagom signala na visokim učestanostima. Za razliku od standardne devijacije RR intervala obeležja pRR_t i $rmssdRR$ su otporna na trendove produžene vremenske serije i međusobno su korelisani.

5.1.2 Frekvencijski domen

Osnovna ideja iza analize *HRV* signala u frekvencijskom domenu jeste opservacija dobro definisanih ritmova *HRV* signala koji su povezani sa različitim regulatornim mehanizmima za kontrolu kardiovaskularnog sistema. Kako bi se došlo do detaljnijeg opisa dinamike i frekvencijskih komponenti signala RR intervala potrebno je analizirati spektralnu gustinu snage signala - *SGSS* [43]. *SGSS* razlaže signal u frekvencijske komponente pri čemu kvantificuje njihovu relativnu snagu.

Posebnu pažnju treba posvetiti činjenici da *HRV* signal nije uniformno odabiran signal već se njegovi odbirci nalaze na mestima R pikova. Kako su vrednosti odbiraka intervali između susednih R pikova njegove vremenske labele predstavljaju kumulativnu sumu vrednosti njegovih odbiraka. Usled toga, pre nego što se pristupi računanju *SGSS*, *HRV* signal je potrebno interpolirati sa određenom učestanosti. Učestanost interpolacije se bira tako da sav koristan frekvencijski sadržaj ostane unutar Nikvistovog opsega učestanosti, tj. barem dvostruko veća od najveće učestanosti u *HRV* signalu koja je od interesa. Signal je obično dovoljno interpolirati učestanosti od 1 Hz a za potrebe teze izvršena je interpolacija sa 2 Hz.

Izračunavanje *SGSS* se može vršiti parametarskim i neparametarskim metodama. U većini slučajeva oba metoda daju uporedive rezultate. Prednost neparametarskih metoda kao što je brza

Furijeova transformacija (*Fast Fourier Transform – FFT*) jeste jednostavnost algoritma i brzina procesiranja. Prednost parametarskih metoda jeste to da su estimirane spektralne gustine glatkije u poređenju sa neparametarskim kada se radi sa malim brojem odbiraka, tj. sa izuzetno kratkim segmentima HRV signala (*ultra-short-term*). Drugim rečima neparametarske metode pate od šuma uzrokovanih konačnim brojem dostupnih podataka. Glavna mana parametarskih metoda kao što su *AR* (*Auto-Regressive*) i *ARMA* (*Auto-Regressive Moving Average*) modeli jesu potrebe za verifikacijom izabranog modela i njihova kompleksnost [41].

Ako se odabere prozor dovoljnog trajanja, sa učestanošću interpolacije od 2Hz problem nedovoljnog broja odbiraka nije relevantan. Izabrana je neparametarska *FFT* metoda u kombinaciji na Hamingovom prozorskom funkcijom [44]. Upotreba prozorske funkcije smanjuje šum nastao usled pojave curenja spektra. Ukoliko bi se koristila obična pravougaona funkcija, usled naglih promena (impulsna – *heaviside step* promena) signala između trenutka $t = 0^-$ i $t = 0^+$ kao i u poslednjem trenutku prozora, došlo bi do značajne degradacije SGSS. Prozorske funkcije obično imaju nultu vrednost na samom početku i kraju a najveću težinu daju odbircima sa sredine prozora. Hamingova prozorska funkcija i *FFT* dati su sledećim izrazima:

$$w(n) = \frac{1}{2} \left[1 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \right] \quad (7)$$

$$X(f_n) = T_s \sum_{k=0}^{N-1} hrv(kT_s) e^{-2\pi j k \frac{n}{N}}, \quad f_n = \frac{n}{NT_s} \quad (8)$$

Gdje je *hrv* interpolirani *HRV* signal, T_s period interpolacije a N broj odbiraka unutar prozora. SGSS *HRV* signala se desi na niz frekvencijskih opsega.

Prvi frekvencijski opseg jeste *ultra-low-frequency (ULF)* opseg. To je opseg učestanosti manjih od 0.003 Hz. Da bi se ovaj opseg mogao tumačiti potrebno je posmatrati signal trajanja barem 24 sata. Pretpostavlja se da ovom opsegu učestanosti doprinose spori biološki procesi u telu kao što su telesna temperatura i metabolizam [42].

Drugi frekvencijski opseg je *very-low-frequency (VLF)* opseg koji obuhvata učestanosti od 0.003Hz do 0.04Hz. Zahteva barem 5 minuta trajanja signala. Dok je povezanost ovog opsega sa zdravstvenim aspektima dobro utvrđena postoji nesigurnost kada je u pitanju veza ovog opsega sa psihološkim mehanizmima [42].

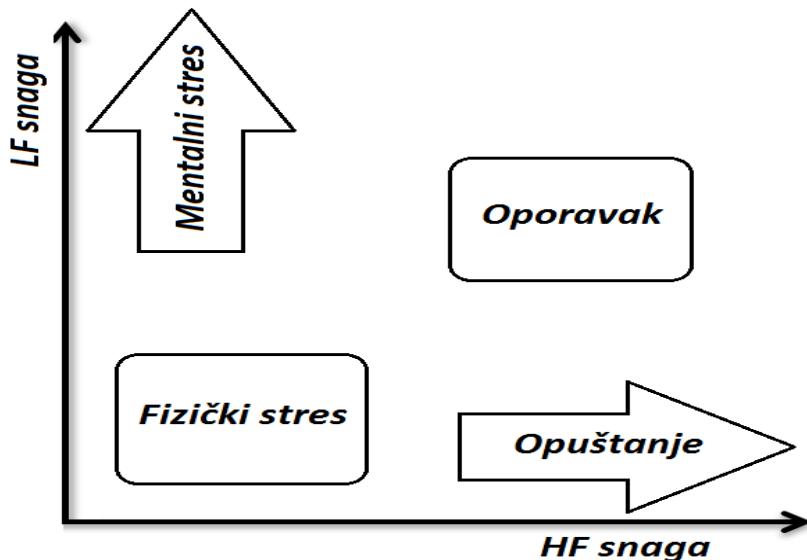
Treći, *low-frequency (LF)* opseg podrazumeva učestanosti od 0.04Hz do 0.15Hz. Zahteva sekvence trajanja od barem dva minuta. Pod uticajem je kako simpatičkog tako i parasimpatičkog nervnog sistema, ali se povištene normalizovane vrednosti snage ovog opsega vezuju za povišenu aktivnost simpatičkog nervnog sistema. Vezuje se za regulaciju emocija koje se vezuju za anksioznost [45].

Konačno *high-frequency (HF)* opseg od 0.15Hz do 0.4Hz zahteva sekvence trajanja od barem jedne minute. Predstavlja odraz parasimpatičke aktivnosti, te je kao takav dominatan u uslovima smirenosti i opuštenosti. Naziva se još i respiratorni opseg jer je u korelaciji sa *HR* varijacijama vezanih za respiratorni ciklus.

Kako ukupna snaga *HRV* signala može da varira, snage *LF* i *HF* opsega se normalizuju tako što se dele sa razlikom ukupne snaga total power *TP* i *VLF* snage. Kao obeležje uzimaju se normalizovane snage *LF* i *HF* opsega kao i njihov međusobni odnos. Ovo obeležje ima značajne vrednosti kada je ispitnik pod stresom [45].

$$LFHF_{ratio} = \frac{LF_{power}}{HF_{power}} \quad (9)$$

Tim sa univerziteta Imperijal u Londonu vršio je istraživanje o povezanosti ovih frekvencijskih opsega sa stresom [45]. Rezultati njihovog istraživanja sumirani su na slici 5.1.1.



Slika 5.1.1 Povezanost snaga frekvencijskih opsega sa opuštanjem i stresom

5.1.3 Nelinearna obeležja

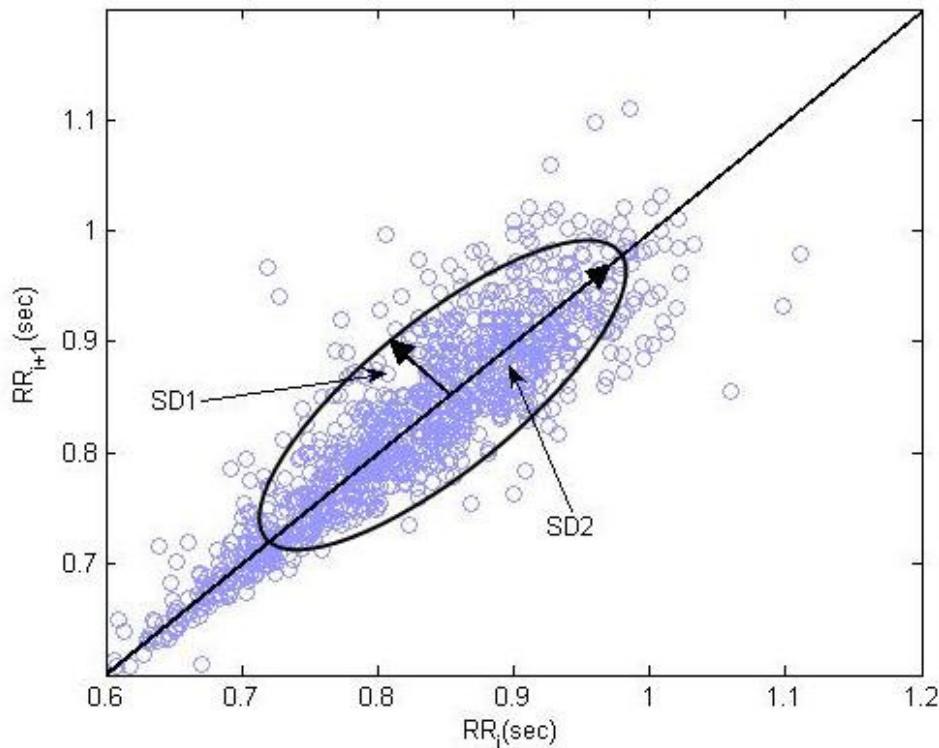
Kao što je opisano u ranijim poglavljima, na rad srčanog mišića utiče veliki broj faktora. Time je uzrokovana velika složenost dinamike HRV signala koja se ne može u potpunosti opisati linearnim obeležjima navedenim u prethodnim poglavljima.

Za izračunavanje nelinearnih obeležja najčešće se koristi teorija matematičkog haosa kojom se mogu opisati nelinearne karakteristike HRV signala i njegova haotičnost. Za potrebe ove teze korištena su nelinearna obeležja zasnovana na izračinavanju entropije HRV signala kao i obeležja za čije se izračunavanje koristi *Poincare plot* [46].

5.1.3.1 Poincare plot – SD1 i SD2

Poincare plot (*Poincare* grafik) predstavlja geometrijski prikaz vremenske serije u dvodimenzionalnoj ravni. Tačke na grafiku predstavljaju duplete vrednosti iz vremenske serije. Važan parametar za *Poincare plot* jeste kašnjenje (eng. *lag*) i predstavlja udaljenost između odbiraka u dupletu (ukoliko je *lag* = 1 duplet sadrži susedne odbirke, ukoliko je *lag* = 2 onda duplet sadrži odbirke između kojih se nalazi 1 odbirak...). Najčešće se koristi *Poncare plot* sa jediničnim kašnjenjem (u daljem tekstu, ukoliko nije navedeno kašnjenje *Poincare* grafika, podrazumeva se da je ono jedinično). Dva tima istraživača čiji su predvodnici M.P. Tulppo [47] i M. Brennan [48] u svojim istraživanjima su dokazali da *Poincare plot* u sebi sadrži informaciju o dinamici srčanog ritma koja je uslovljena nelinearnim procesima u organizmu.

Na slici 5.1.2 prikazan je *Poincare plot*, plavom bojom označene su tačke koje čine *Poincare* oblak (eng. *Poincare cloud*). Takođe se može uočiti elipsa opisana oko *Poincare* oblaka o kojoj će biti više reči u daljem tekstu.



Slika 5.1.2 Poincare plot sa jedničnim kašnjenjem

Najčešći način za matematičko opisivanje *Poincare* grafika jeste tehnika opisivanja elipse oko *Poincare* oblaka. Dužina poluosa elipse (*SD1* i *SD2*, slika 5.1.2) nose važnu informaciju o varijabilnosti srčanog ritma.

Zbog simetričnosti *Poincare* oblaka jasno je da se glavna osa elipse poklapa sa pravom koja prolazi kroz koordinatni početak pod uglom od 45° . Sporedna poluosa elipse je ortogonalna na glavnu poluosu.

Glavna i sporedna poluosa elipse mogu se predstaviti redom kao:

$$RR_i = RR_{i+1} \quad (10)$$

$$RR_i + RR_{i+1} = 2\overline{RR} \quad (11)$$

RR_i predstavlja i -ti R-R interval dok \overline{RR} predstavlja srednju vrednost svih R-R intervala.

Pošto su poznati pravci poluosa elipse preostaje još izračunavanje dužina poluosa. Ovo se postiže pomoću disperzije tačaka duž glavne i sporedne poluose elipse za koje se u literaturi kaže da predstavljaju dužinu i širinu *Poincare* grafika.

Udaljenost tačaka od glavne ose elipse računa se kao:

$$D_{i1} = \frac{RR_i - RR_{i+1}}{\sqrt{2}} \quad (12)$$

dok je udaljenost tačaka od sporedne ose data sa:

$$D_{i2} = \frac{RR_i + RR_{i+1} - 2\overline{RR}}{\sqrt{2}} \quad (13)$$

Konačno, dužine poluosa se računaju kao:

$$SD1 = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum D_{i1}^2} \quad (14)$$

$$SD2 = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum D_{i2}^2} \quad (15)$$

Važno je napomenuti da je dužina sporedne poluose elipse direktno proporcionalna standardnoj deviaciji sukcesivnih razlika RR intervala [46].

$$SD1 = \frac{1}{\sqrt{2}} rmssdRR \quad (16)$$

Takođe, dužina glavne poluose elipse može se predstaviti pomoću standardne devijacije RR intervala i standardne devijacije sukcesivnih razlika RR intervala kao:

$$SD2 = \sqrt{stdRR^2 - \frac{1}{2} rmssdRR^2} \quad (17)$$

U studiji gde je kod subjekata vršena hemijska aktivacija/inhibicija parasimpatičkog nervnog sistema (a samim tim i inhibicija/aktivacija simpatičkog nervnog sistema), dokazano je da je vrednost $SD1$ i $SD2$ direktno proporcionalna sa aktivnošću parasimpatičkog nervnog sistema [46].

Pored $SD1$ i $SD2$ kao obeležja su korištenje i njihove kombinacije $SD1/SD2$ i $SD1SD2$.

5.1.3.2 Poincare plot – CCM

Navedeni deskriptori *Poincare* grafika ($SD1$ i $SD2$) se koriste geometrijskom vezom između tačaka *Poincare* oblaka, pri tom izostavljajući vremensku povezanost između tačaka. Naime, moguće je postojanje međusobno različitih HRV signala koji imaju vrlo bliske vrednosti $SD1$ i $SD2$ zbog toga što imaju isti oblik *Poincare* oblaka.

Da bi se iskoristila informacija o sekvencijalnosti tačaka uvedena je mera kompleksne korelacijske za *Poincare* grafik (eng. *complex correlation measure – CCM*) [46]. *CCM* se koristi informacijom da dužina trajanja trenutnog R-R intervala ima uticaj na trajanje, do 8 narednih, R-R intervala. Navedena mera se računa kao:

$$CCM = \frac{1}{\pi \cdot SD1 \cdot SD2 \cdot (N-2)} \sum_{i=1}^{N-2} \|A(i)\| \quad (18)$$

gde N predstavlja broj tačaka na *Poincare* grafiku, dok $A(i)$ predstavlja površinu trougla koji čine 3 vremenski uzastopne tačke na *Poincare* grafiku i računa se kao:

$$A(i) = \frac{1}{2} \begin{vmatrix} 1 & x1 & y1 \\ 1 & x2 & y2 \\ 1 & x3 & y3 \end{vmatrix} \quad (19)$$

u formuli 10, $x1, x2, x3, y1, y2, y3$ označavaju koordinate triju sukcesivnih tačaka *Poincare* grafika.

U studiji navedenoj na kraju prethodnog poglavlja takođe je dokazana direktna proporcionalnost između vrednosti *CCM* i aktivnosti parasimpatičkog nervnog sistema.

5.1.3.3 Poincare plot – simetričnost *Poincare* grafika

Još jedan pokazatelj aktivnosti parasimpatičkog/simpatičkog nervnog sistema jeste simetričnost *Poincare* grafika. Simetričnost *Poincare* grafika predstavlja odnos broja elemenata ispod i iznad glavne dijagonale elipse opisane u poglavlju 5.2.3.1. Velika simetričnost *Poincare* grafika jeste indikator neujednačenog srčanog ritma što je pokazatelj pojačane aktivnosti parasimpatičkog nervnog sistema.

Prvi način za izračunavanje simetričnosti *Poincare* grafika jeste računanje Gruzikovog indeksa [49].

$$GI = \frac{\sum_{j=1}^M (D_j^+)^2}{\sum_{i=1}^{N-1} (D_i)^2} \quad (20)$$

gde D_i predstavlja udaljenost tačke *Poincare* grafika od glavne ose elipse, dok se oznaka D_j^+ odnosi na elemente iznad glavne ose elipse.

$$D_i = \frac{|RR_i - RR_{i+1}|}{\sqrt{2}} \quad (21)$$

Drugi način za određivanje simetričnosti *Poincare* grafika jeste izračunavanje Portinog indeksa [50].

$$PI = \frac{K}{M + K} \quad (22)$$

pri čemu K predstavlja broj elemenata iznad glavne ose elipse dok M predstavlja broj elemenata ispod glavne ose elipse. U nastavku teze ova obeležja će biti označena sa HRA_IL i HRA_mod respektivno.

5.1.3.4 Entropija – mera uređenosti

Alternativa za karakterizaciju varijabilnosti srčanog ritma jeste mera regularnosti ili kompleksnosti fluktuacija u vidu entropije. Aproksimativna entropija (*Approximate entropy* - *ApEn*) meri kompleksnost relativno kratkih vremenskih serija i korisna je za analizu HRV signala [43]. Izračunavanje ApEn obeležja se ne oslanja na pretpostavke o internoj strukturi i dinamici sistema.

Izračunavanje počinje formiranjem tzv. *pseudo phase space* vektora:

$$u(i) = [x(i), x(i + 1), x(i + 2), \dots, x(i + m - 1)], i = 1 \dots N \quad (23)$$

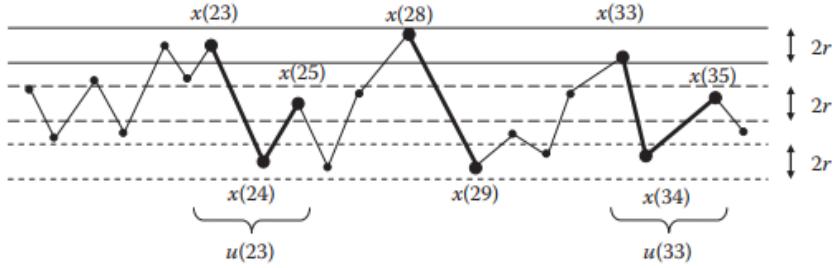
Gde je parametar m tzv. *embedding* dimenzija. Vektori $u(i)$ se interpretiraju kao šabloni od m tačaka. Pretražuje se međusobna sličnost šablonu. Dva šablonu su slična ukoliko je njihova distanca d manja od tolerancije r :

$$d[u(i), u(j)] = \max\{|u(i+k) - u(j+k)| : 0 \leq k \leq m - 1\} \leq r \quad (24)$$

Za neki vektor $u(i)$ normalizovan broj sličnih vektora je dat sa:

$$C_i^{(m)}(r) = \frac{\sum_j \mathbf{1}(d[u(i), u(j)] \leq r)}{N - m + 1} \quad (25)$$

gde je funkcija $\mathbf{1}(.)$ definisana izrazom (5). Na slici 5.1.3 prikazani su šabloni vremenske serije za $m=2$.



Slika 5.1.3 Šabloni vremenske serije za $m=2$

Sa prethodne slike vidimo da su za vektor $[x(23), x(24)]$ pronađeni slični vektori $[x(28), x(29)]$ i $[x(33), x(34)]$. Ipak ukoliko se m uveća na 3 samo vektor $[x(33), x(34), x(35)]$ ostaje sličan vektoru $[x(23), x(24), x(25)]$.

Kako je za C maksimalna vrednost 1 ova varijabla se može tretirati kao verovatnoća pronalaska sličnog šablonu. Logaritamska srednja vrednost verovatnoća za sve šabline je data sa:

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r) \quad (26)$$

Aproksimativna entropija je definisana sa:

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (27)$$

Odavde se vidi da $ApEn$ meri uslovnu verovatnoću da slični m -šabloni ostaju slični kada se pretražuju $(m+1)$ -šabloni. Ako je verovatnoća $\Phi^m(r)$ jednaka $\Phi^{m+1}(r)$ tada $ApEn = 0$ a vremenska serija se smatra regularnom. Za analizu HRV signala obično se bira $m=2$. U praksi potrebno je barem 800 odbiraka za pouzdanu aproksimaciju entropije. Tolerancija r se obično bira kao 15 do 20 procenata standardne devijacije podataka. Izračunavanje $ApEn$ je osetljivo na trendove u signalu. U izračunavanju C ubraja se i sličnost vektora sa samim sobom kako bi se izbeglo izračunavanje logaritma od nule. Usled toga aproksimativna entropija daje određenu dozu regularnosti i kad je zapravo nema.

Ovaj problem rešava sempl entropija (*Sample Entropy – SampEn*) [48]. Sada se izraz (12) računa izuzimajući posmatrani vektor:

$$C_i'^{(m)}(r) = \frac{\sum_{j \neq i} \mathbf{1}(d[u(i), u(j)] \leq r)}{N-m+1} \quad (28)$$

Usrednjena verovatnoća se definiše bez logaritma:

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i'^m(r) \quad (29)$$

Konačno, *SampEn* se računa kao:

$$SampEn(m, r, N) = \ln(\Phi^m(r) / \Phi^{m+1}(r)) \quad (30)$$

Interpretacija i upotreba *SampEn* je ista kao i *ApEn*, ali zavisnost od tolerancije i broja potrebnih tačaka N se razlikuje. Dok *ApEn* dostiže svoj maksimum za neku vrednost tolerancije r *SampEn* monotono opada sa porastom r . Za dovoljno velike r i N izrazi za entropije se ne razlikuju. Ipak, *SampEn* se smatra više pouzdanim jer daje kvalitetne rezultate za manji broj tačaka (<200).

Mere entropije monotono rastu sa porastom stepena slučajnosti u signalu te dostižu svoj maksimum kada je signal beli šum. Izračivanje *SampEn* je realizovano u okviru *python* biblioteke *nolds* [51].

5.2 Respiracija

Kada izuzmemmo mehanizam voljnog disanja, disanje je proces koji se obavlja autonomno tokom većeg dela dana. Dakle kada čovek obavlja neki zadatak ili se pak odmara disanje se vrši van njegove kontrole. Autonomno disanje nije samo kontrolisano metaboličkim potrebama tela već takođe neprestano reaguje na promene u emotivnom stanju. Disanje, koje je bitno za održavanje ravnoteže bioloških funkcija u organizmu, koegsistira sa emocijama koje čovek proživljava kao što su tuga, radost, anksioznost i strah.

Iako su promene šablonu disanja usled emotivnih pobuda drastične treba istaći da su one u velikoj meri individualne. Ipak, na velikim grupama ispitanika mogu se uvesti opravdane prepostavke. U radu [47] autori su došli na zaključka da ne postoji korelacija između nivoa emotivne pobuđenosti i respiratornih parametara u testovima psihičkog opterećenja i mentlnog stresa ali da postoji pozitivna korelacija između nivoa anksioznosti i respiracionog ritma. Pojava anksioznosti nije nužno praćena povećanom potrošnjom kiseonika te se samim tim nameće da ubrzani ritam disanja nije posledica metaboličke potrebe. U skladu sa tim, u cilju prepoznavnja emotivnog stanja subjekta od interesa je tempo a ne sam oblik signala disanja. Zbog toga je primarni signal koji se uzima u obzir BRV (*Breathing Rate Variability*) signal, čije je dobijanje opisano u poglavljju 4.2.

5.2.1 Vremenski domen

Kako je smisao *BRV* signala ekvivalentan *HRV* signalu postupak vađenja obeležja je identičan. Na početku tu je vremenski domen. *BRV* signal predstavlja signal *breath-to-breath* intervala (BB interval). Uobičajeno uzimamo srednju vrednost, standardnu devijaciju i njihov odnos:

$$meanBB = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N BB_i \quad (31)$$

$$stdBB = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (BB_i - meanBB)^2} \quad (32)$$

$$cvBB = \frac{\frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{i=1}^N (BB_i - meanBB)^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N BB_i} \quad (33)$$

Kao i u poglavljju 5.1.1 tu su i obeležja zasnovana na razlikama sukcesivnih intervala. Procenat ulastopnih BB intervala koji se razlikuju najmanje za t milisekundi se označava sa pBB_t . Izraz je dat sa:

$$pBB_t = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \mathbf{1}(|BB_{i+1} - BB_i| > t) \quad (34)$$

gde je:

$$\mathbf{1}(a > b) = \begin{cases} 1, & a > b, \\ 0, & a \leq b \end{cases} \quad (35)$$

Signal disanja je znatno sporiji od srčanog ritma te smo za slučaj *BRV* signala odabrali trajanje t u iznosima od 1500ms, 2500ms i 3500ms.

Srednji kvadratni koren sukcesivnih razlika između BB intervala je dat sa:

$$rmssdB = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (BB_{i+1} - BB_i)^2} \quad (36)$$

5.2.2 Frekvencijski domen

Usled spore dinamike signala disanja u startu se odustalo od frekvencijske analize *BRV* signala. Naime, kako nam je cilj da model predikcije ne radi isuviše sporo prozor na kom se signali posmatraju ne treba da bude isuviše dug. Samim tim, unutar takvog prozora *BRV* signal neće imati dovoljan broj odbiraka da bi se na pouzdan način izvršila estimacija SGSS.

Ipak od frekvencijske analize kao takve se nije odustalo. Poznato je da uobičajeni disajni ritam ulazi u frekvencijski opseg od 0.2Hz do 0.3Hz a da maksimalna učestanost disanja retko prelazi 0.7Hz ili 0.8Hz [53]. Izvršena je estimacija SGSS neobrađene krive disanja dobijene sa *Smartex WWS* pojasa opisanog u poglavljju 4.1.1. Ovaj signal je uniformno odabiran sa učestanošću od 25 Hz.

U svrhu izračunavanja spektralne snage signala izabrana je neparametarska *FFT* metoda u kombinaciji na Hamingovom prozorskom funkcijom [48]. Hamingova prozorska funkcija i *FFT* dati su izrazima (6) i (7).

Snaga signala je razbijena u četiri frekvencijska opsega. *ULF* opseg su učestanosti manje od 0.2Hz. Ovoj snazi doprinosi dinamika krive respiracije koja nije posledica disanja. Kako se radi sa neobrađenim signalom disanja u ovaj opseg ulaze trend i sporopromenljive komponente koje nisu od interesa. *LF* opseg obuhvata učestanosti od 0.2Hz do 0.325Hz. Ovoj snazi doprinosi usporen ritam disanja, tj. duboko disanje ispitanika.

HF opseg uzima učestanosti od 0.325Hz do 0.8Hz. Ovaj široki opseg obuhvata disanje od umereno brzog do izraženo ubrzanog ritma. Ispitanik je svakako budan i skoncentrisan pod manjim ili većim uticajem adrenalina. Konačno tu je i *UHF* opseg (*UHF – Ultra high frequency*) za učestanosti veće od 0.8Hz sve do 12.5 Hz. U ovom opsegu se opet ne očekuju klasični oblici disanja. Ipak, ovaj opseg prihvata neke oblike naglih izdisaja ili udisaja kada je upitnik pod dejstvom stresa. Relativne snage ovih frekvencijskih opsega su uzete kao obeležja disajnog signala iz frekvencijskog domena.

5.2.3 Nelinearna obeležja

Posve istovetno nelinearnim obeležjima *HRV* signala, opisanim u poglavljju 5.1.3, izvršeno izračunavanje nelinearnih obeležja *BRV* signala. Na početku izvađena su obeležja iz *Poincare* grafika. Dužina sporedne i glavne ose elipse pomenutog grafika date su formulama respektivno:

$$SD1 = \frac{1}{\sqrt{2}} rmssdB \quad (37)$$

$$SD2 = \sqrt{stdBB^2 - \frac{1}{2} rmssdB^2} \quad (38)$$

Pored SD1 i SD2 kao obeležja su korištene i njihove kombinacije $SD1/SD2$ i $SD1 \cdot SD2$. Na osnovu formule (18) uvedeno je i obeležje *CCM* kao mera kompleksne korelacije odbiraka BB intervala unutar prozora posmatranja. Na osnovu formula (20), (21) i (22) uvedene su mere simetričnosti *Poincare* grafika u obliku Gruzikovog i Portinog indeksa (*HRA_IL* i *HRA_mod*). Računate su i

mere entropije u obliku aproksimativne i simple entropije (*ApEn* i *SempEn*) na osnovu formula od (23) do (30).

Iako upotreba ovako naprednih obeležja nije uobičajena za *BRV* signal, u ovom radu signale *BRV* i *HRV* tretiramo ravnopravno. Prema tome, za ova tipa signala upotrebljene su istovetne metode za analizu vremenske serije osim za slučaj frekvencijskih obeležja.

5.3 Parametri prozorske funkcije

Sva obeležja opisana u poglavljima 5.2 i 5.3 mogu se posmatrati na vremenskim intervalima različitih dužina. Za *HRV* signal vrlo dobro su definisani formati proučavanja i posmatranja u zavisnosti od dužine vremenskog intervala. Pored celodnevnih (24h) uobičajeni su formati *short-term* u trajanju od 5 minuta i *ultra-short-term* trajanja manjeg od 5 minuta. Određena obeležja *HRV* signala zahtevaju barem *short-term* format dok se druga mogu posmatrati i na kraćem vremenskom intervalu.

S druge strane za *BRV* signal nisu jasno definisani formati posmatranja. Ovaj signal ima znatno sporiju dinamiku tako da obeležja vremenske serije ekstrahovana iz njega zahtevaju interval čija je minimalna dužina 60s. Dakle sa stanovišta *HRV* i *BRV* signala u interesu nam je da usvojimo što veću dužinu prozora zarad boljeg kvaliteta naših obeležja.

S druge strane mane velike dužine prozora jesu smanjena vremenska rezolucija kao i lošije performanse sistema u realnom vremenu. Ukoliko bi prozor posmatranja bio isuviše dug, došlo bi se u situaciju da unutar jednog prozora obuhvatimo dve ili više emotivnih stanja. Ovo bi značajno otežalo labeliranje podataka jer ne bismo mogli sa sigurnošću utvrditi koja emocija dominira na posmatranom vremenskom segmentu.

Takođe, prozor velikog trajanja bi usporio rad našeg prediktivnog modela. Model bi zahtevao da se fiziološki signali čoveka dugotrajno snimaju kako bi sakupio dovoljno informacija na osnovu kojih može izvršiti predikciju. Rad prediktora bi bio spor i samim tim njegova upotrebnost bi bila upitna.

Na osnovu svega rečenog, kao kompromisno rešenje, usvojeno je da trajanje pomenutog prozora bude 60 sekundi. Takva dužina trajanja je pogodna za obradu i *HRV* i *BRV* signala. Važno je napomenuti da se obeležja ekstrahuju transliranjem usvojenog prozora kroz signal pri čemu pomeraj prozora iznosi 2s.

6. Rezultati

U prethodnim poglavljima dat je opis eksperimenta, opis akvizicije podataka, način procesiranja signala kao i pregled ekstrahovanih obeležja. Dosadašnji rezultat teze predstavlja baza podataka koja sadrži sva obeležja *HRV* i *BRV* signala navedena u pogлављu 5, samoocene ispitanika kao,

frekvencijska obeležja *EEG*. U rezultat teze takođe spadaju sam dizajn eksperimenta kao i interaktivna aplikacija opisana u poglavlju 3.

Konačno poglavlju 6 će biti opisan postupak modelovanja reference. Ovaj postupak je zasnovan na analizi EEG signala kao i ocena sopstvenih doživljaja ispitanika. U potpoglavlju 6.1 dat je značaj EEG signala za procenu emotivnog stanja ispitanika, u poglavlju 6.2 dat je značaj samoocena ispitanika pri proceni njihovog emotivnog stanja. Poglavlje 6.3 opisuje postupak labeliranja na osnovu EEG signala i samoocena ispitanika dok je u poglavlju 6.4 izvršena analiza informativnosti ovako dobijene baze podataka.

6.1 Uloga EEG signala u proceni emotivnog stanja

Primarna uloga EEG signala jeste u formiraju referenciju za obučavanje klasifikatora. Naime, na osnovu informacije koja je sadržana u EEG signalu mogu se kod ispitanika razlikovati stanje opuštenosti i aktivno stanje. U okviru stanja aktivnosti, takođe se mogu, sa nešto manjom pouzdanošću, razlikovati stanje foksuiranosti i stanje uplašenosti.

Za razlikovanje navedenih stanja koriste se frekvencijska obeležja EEG signala. Pored EEG ritmova navedenih u poglavlju 4.3 za modelovanje reference važan je i gama ritam koji se nalazi u frekvencijskom opsegu od 30 do 60 Hz.

Za cilj formiranje reference, važno je poznavanje sledećih karakteristika EEG obeležja iz frekvencijskog domena:

1. Alfa talasi se najčešće mere u okcipitalnom i parijetalnom regionu korteksa (eketrode O1, O2, P1, P2). Nalaze se u frekvencijskom opsegu od 8 do 13 Hz. Alfa ritam se javlja u stanju opuštenosti i relaksacije usled sinhrone oscilatorne aktivnosti neurona [54].
2. Beta talasi predstavljaju moždanu aktivnost niske amplitude i visoke frekvencije (14 – 30 Hz) koja se javlja u stanju umerene mentalne aktivnosti kao posledice desinhronizacije neuronske aktivnosti. Beta opseg se deli na niži beta opseg (14-21 Hz) i viši beta opseg (21-30 Hz). Moždana aktivnost u nižem beta opsegu vezuje se za stanje budnosti i mentalnu aktivnost slabog intenziteta dok je aktivnost u višem beta opsegu inidikator intenzivnije mentalne aktivnosti. Uobičajeno je da se beta ritam meri na frontalnom delu korteksa (elektrode F1, F2, Fp1, Fp2, Fz) [54].
3. Gama talasi karakteristični su za moždanu aktivnost velikog intenziteta i stanje stresa. Ovi talasi imaju visoku učestanost (30-60Hz) i malu amplitudu a mere se iznad temporalnog dela korteksa (elektrode T7 i T8) [55].

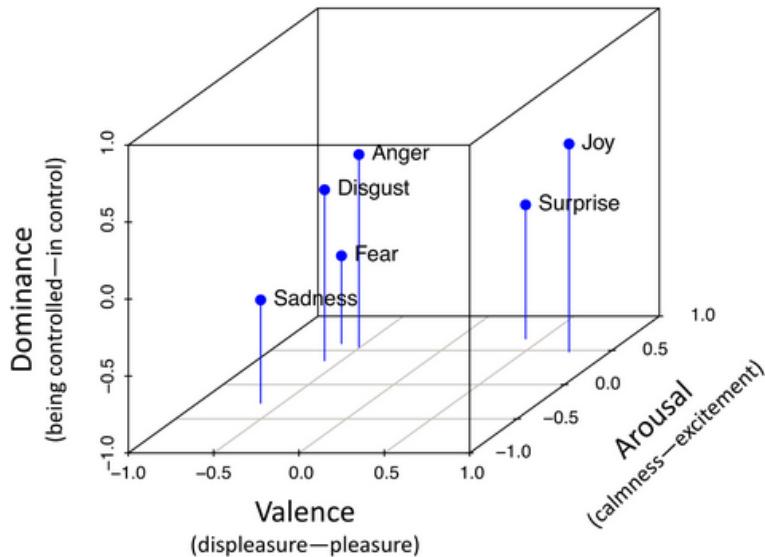
Referenca se formira pomoću EEG-a tako što se za određeni sadržaj posmatraju frekvencijska obeležja EEG signala sa raznih regija skalpa te se na osnovu intenziteta ovih obeležja donosi zaključak o emotivnom stanju ispitanika za vreme sadržaja. Važno je napomenuti da se za svrhe formiranje reference koristi normalizovana snaga EEG signala.

6.2 Uloga ocena ispitanika u proceni emotivnog stanja

Kao što je opisano u postavci eksperimenta u poglavlju 3, ispitanici su ocenjivali sopstveni doživljaj proživljenog sadržaja. Vršili su evaluaciju svog emotivnog stanja pomoću skala *valence*, *arousal* i

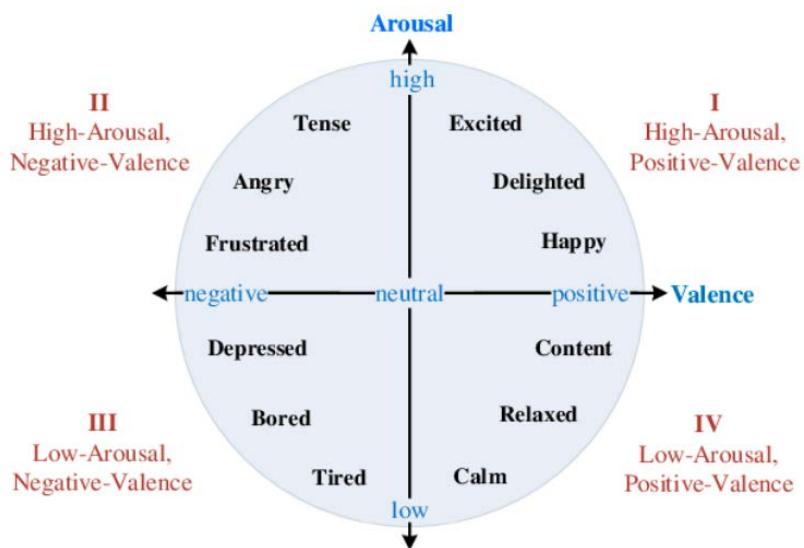
dominance koje su opisane u potpoglavlju 3.2. U istom potpoglavlju dat je kratak opis ovih skala kao i način na koji su povezani sa strahom, fokusiranošću i opuštenosti kod ljudi.

Širi smisao ovih skala prikazan je slici 6.2.1. *Valence arousal dominance (VAD)* model emocija predstavlja emocije u 3D prostoru koji je određen pomoću navedenih emocionalnih dimenzija [56].



Slika 6.2.1 VAD model emocija [48]

Sa slike 6.2.1. vidimo da je strah praćen niskim nivojem *dominance* skale. Takođe prikazane su emocije tuge, gađenja, besa, sreće i iznenadenja koje zajedno sa strahom predstavljaju šest osnovnih emocija. Na slici 6.2.2 prikazane su emocije u ravni dve emocionalne skale: *arousal* i *valence*.



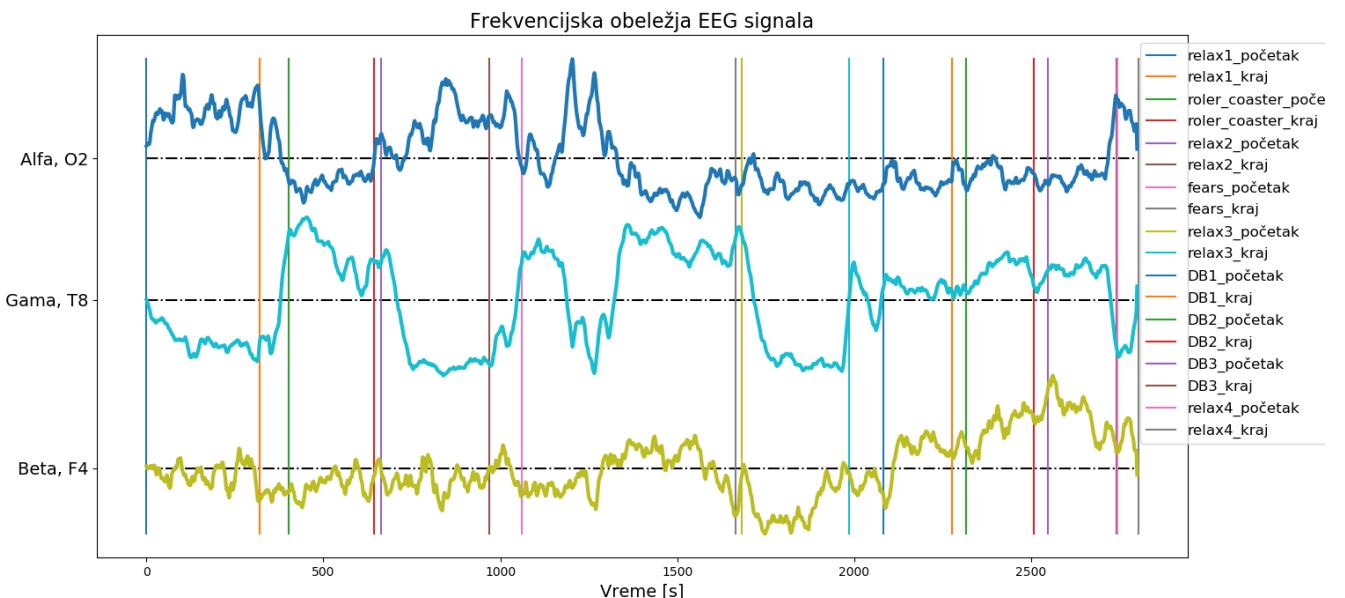
Slika 6.2.2 Arousal-valence ravan emocija

Sa slike 6.2.2. vidi se da se pomoću ove skale može razlikovati veliki broj emocija među kojima su i nama od interesa opuštenost (relaxed) unutar low-arousal, positive-valence kvadranta i napetost (tense) unutar high-arousal, negative-valence kvadranta. Za našu primenu mana ove skale je što njome ne mogu razlikovati strah i bes jer su obe ispraćene sličnim vrednostima *arousal* i *valence*

skala. Zbog toga nam je potrebam VAD model koji na osnovu *dominance* skale razlikuje ove dve emocije.

6.3 Postupak formiranja reference

U ovom potpoglavlju će biti demonstriran postupak formiranja reference na osnovu metoda opisanih u prethodna dva potpoglavlja. Prateći snimak *EEG* signala referenca se formira hronološki. Za delove eksperimenta gde smo imali samoocene ispitanika referenca je formirana koristeći kombinaciju samoocena i analize *EEG* signala. Tamo gde samoocena nije postojala referenca je formirana na osnovu analize *EEG* signala i na osnovu znanja o konkretnom sadržaju. Na slici 6.3.1. prikazana je snaga alfa talasa sa kanala O2, snaga beta talasa sa kanala F4 te snaga gama talasa sa kanala T8.

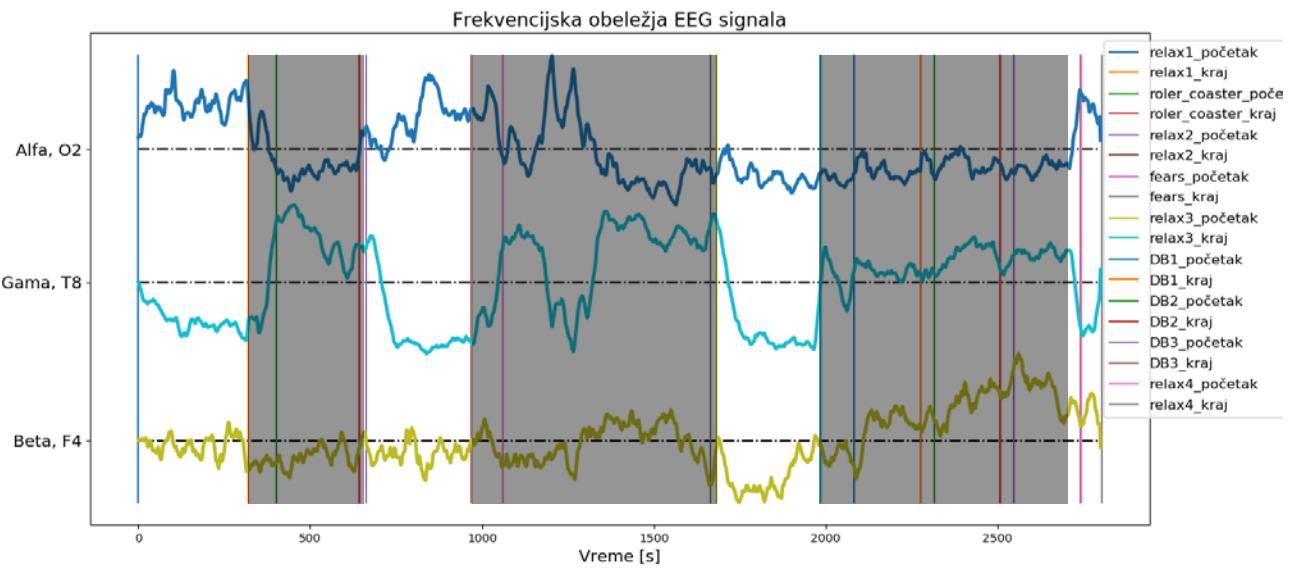


Slika 6.3.1 Frekvencijska oboležja EEG signala

Sa slike 6.3.1. vidimo opsege snaga kanala prikazane različitim bojama. Vertikalne linije označavaju trenutke početaka i krajeva sadržaja i navedene su u legendi grafika. Horizontalne isprekidane linije predstavljaju srednje vrednosti respektivnih snaga kanala. U daljem tekstu biće opisan postupak kreiranja reference.

Odabir kanala je izvršen na osnovu diskusije iz potpoglavlja 6.2. Pri formiranju reference korišteni su gotovo svi kanali navedeni u potpoglavlju 6.2, ali su se kanali F4, T8 i O2 pokazali kao najinformativniji, te u ovom objašnjenju, radi preglednosti, koristimo samo njih.

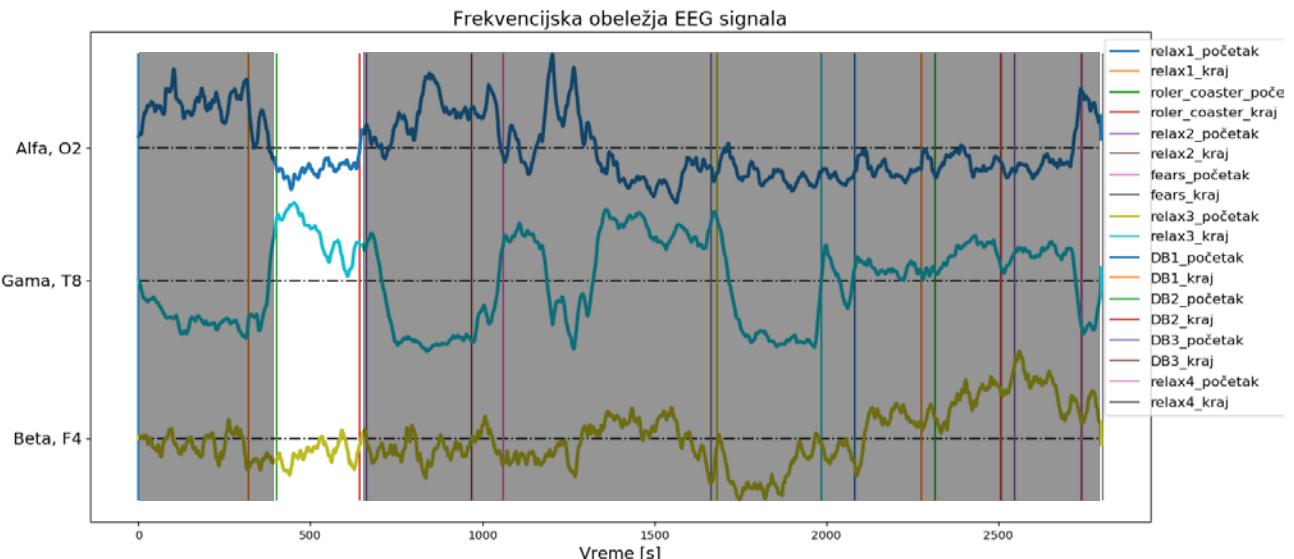
Na početku vršimo kategorizaciju segmenata relaksacije. U potpoglavlju 3.1.2 opisana je procedura opuštanja ispitanika. Kao što je opisano u potpoglavlju 3.2 relaksacija nije predmet samoocenjivanja. Na slici 6.3.2 ponovo su prikazane snage *EEG* kanala sa označenim vremenskim segmentima.



Slika 6.3.2 Frekvenčijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na opuštanje

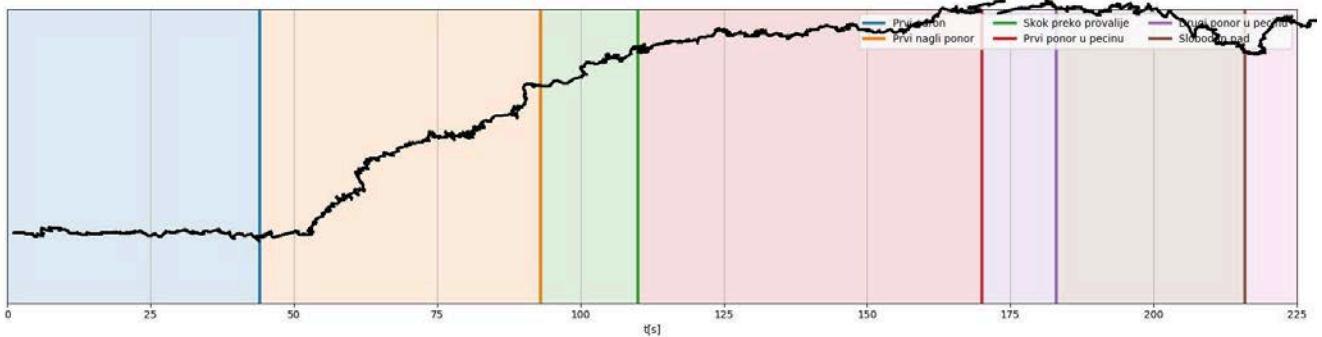
Opštajuća sekvenca *relax1* je praćena visokim novoom alfa aktivnosti na kanalu O2, niskom gama aktivnošću na kanalu T8 kao i slabom beta aktivnošću na kanalu F4. Na osnovu zaključaka iznetih u potpoglavlju 6.2 lako je utrditi da je osoba bila opuštena. Ovom segmentu možemo dodeliti labelu *relax* sa visokom pouzanošću.

Kako opštajuća sekvenca *relax2* sledi stresnu etapu roler kostera vidimo da ispitanik na početku ove etape ima visoku gama aktivnost te da nije opušten. U nastavku ovog segmenta gama aktivnost opada dok alfa aktivnost raste te možemo zaključiti da ispitanik ubrzo opušta i u tom stanju ostaje do kraja segmenta. Na osnovu toga, ovu sekvencu je moguće podeliti na dva dela gde bi se samo drugom delu mogla dodeliti label opuštenosti sa visokom sigurnošću. Vidimo da tokom trajanja sadržaja *relax3* niti jedan od EEG kanala ne nagoveštava znakove opuštenosti, niti bilo koje drugog karakterističnog stanja, te se ova sekvenca ostavlja nelabeliranom. Sada opisujemo formiranje reference za roler koster, čiji su EEG signali prikazani na slici 6.3.3.

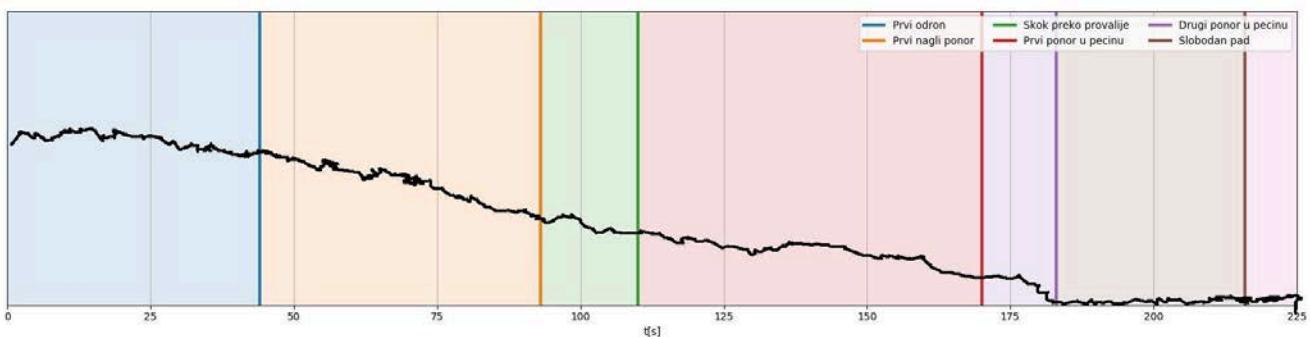


Slika 6.3.2 Frekvenčijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na roler koster

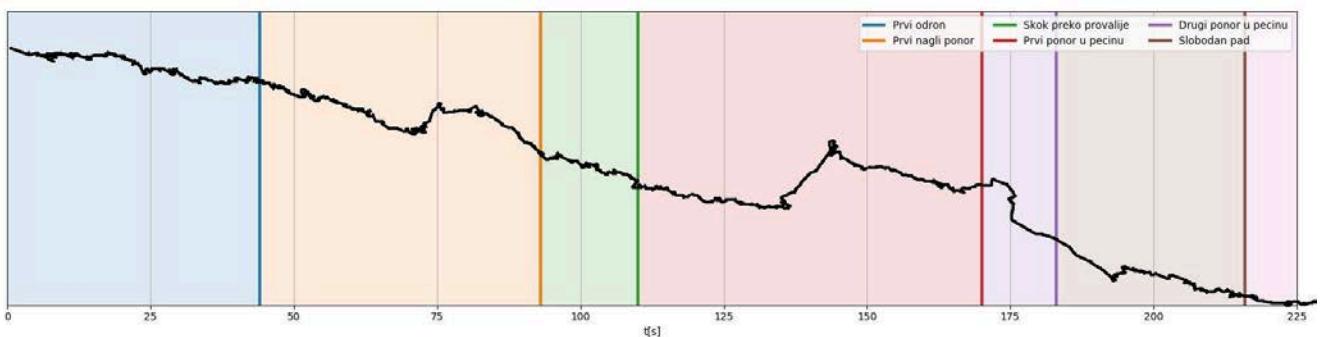
Ovaj sadržaj, opisan u potpoglavlju 3.2, je praćen postupkom samoocenjivanja ispitanika. Samoocene ispitanika prikazane su na slikama 6.3.3 – 6.3.5.



Slika 6.3.3 *Arousal* skala tokom roler kostera



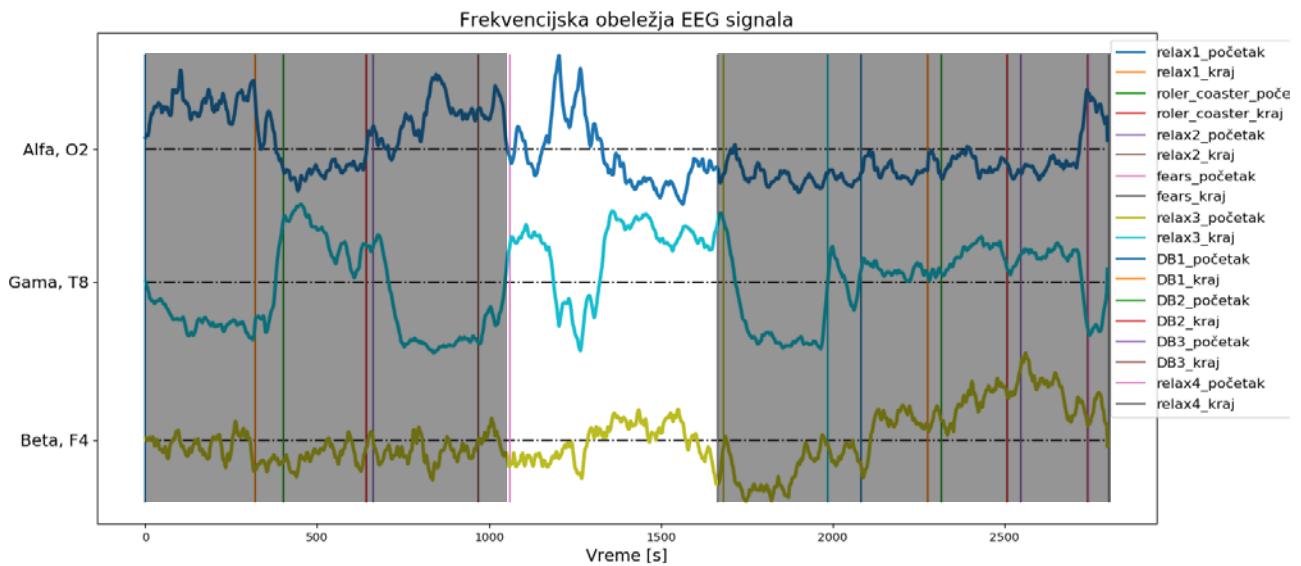
Slika 6.3.4 *Valence* skala tokom roler kostera



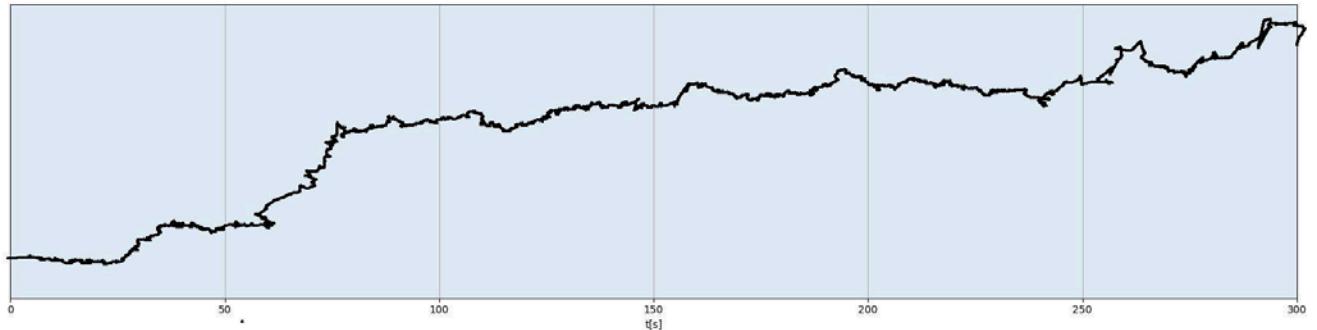
Slika 6.3.5 *Dominance* skala tokom roler kostera

Sa slike 6.3.2 vidimo da se beleže niski nivoi alfa aktivnosti na kanalu O2, visoki nivoi gama aktivnosti na kanalu T8 te mali nivoi beta aktivnosti na kanalu F4. Ovo nagoveštava pojavu uplašenosti ispitanika tokom ovog sadržaja. Sa ovim se slažu i samoocene ispitanika sa slikama 6.3.3 do 6.3.5. Na slici 6.3.3 vidimo nagli rast uzbudenosti ispitanika ubrzo nakon početka sardžaja. Ovo je praćeno monotonim padom prijatnosti i dominantnosti ispitanika nad situacijom što se vidi sa slikama 6.3.4 i 6.3.5. Dakle, na osnovu VAD modela emocija prikazanog na slici 6.2.1 možemo zaključiti da je reč o emociji staha.

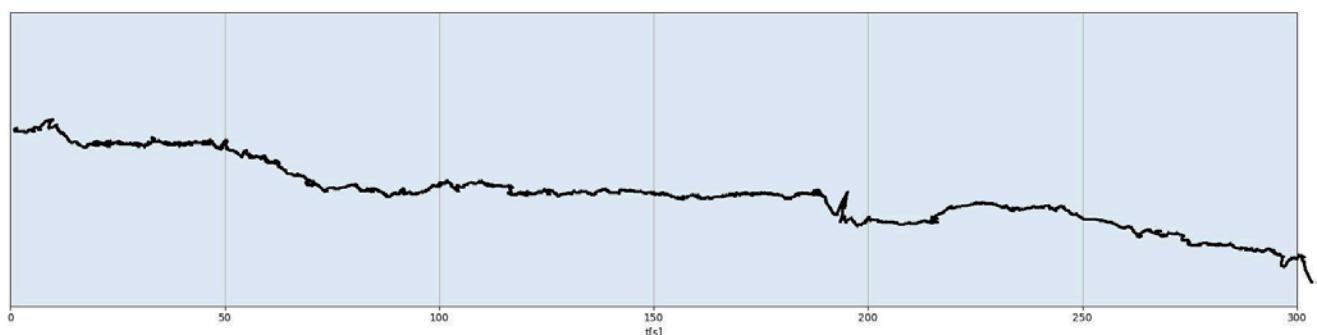
Na osnovu svega rečenog ovog segmentu dodelujemo labelu straha sa visokom pouzdanošću. U nastavku vršimo formiranje reference za sadržaj interaktivne horor scene opisane u potpoglavlju 3.2. Na slici 6.3.6 prikazane su snage EEG kanala. Samoocene ispitanika prikazane su na slikama 6.3.7 – 6.3.9.



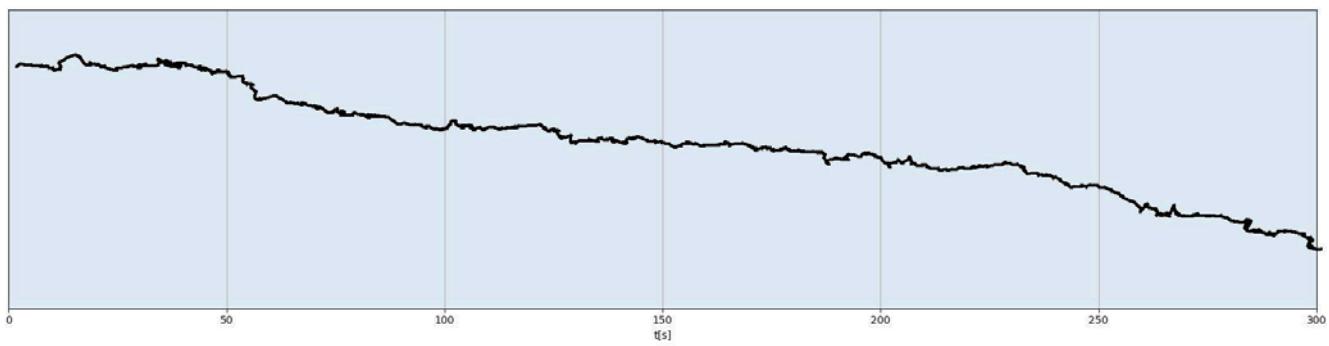
Slika 6.3.6 Frekvenčijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na interaktivnu horor scenu



Slika 6.3.7 Arousal skala tokom interaktivne horor scene



Slika 6.3.8 Valence skala tokom interaktivne horor scene

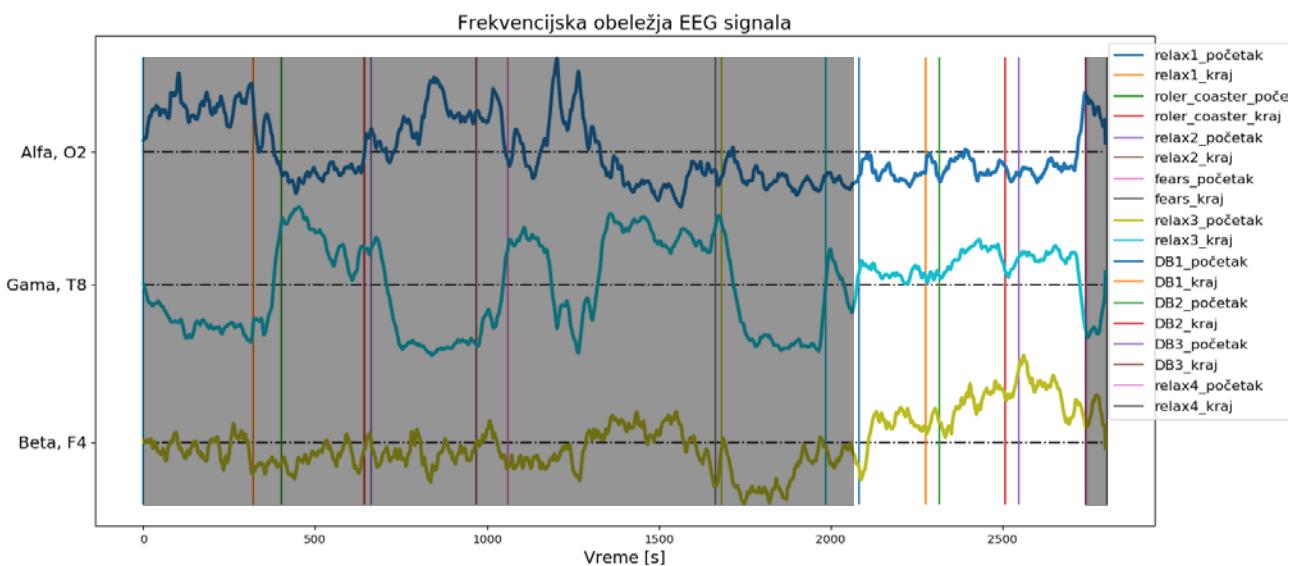


Slika 6.3.9 *Dominance skala tokom interaktivne horor scene*

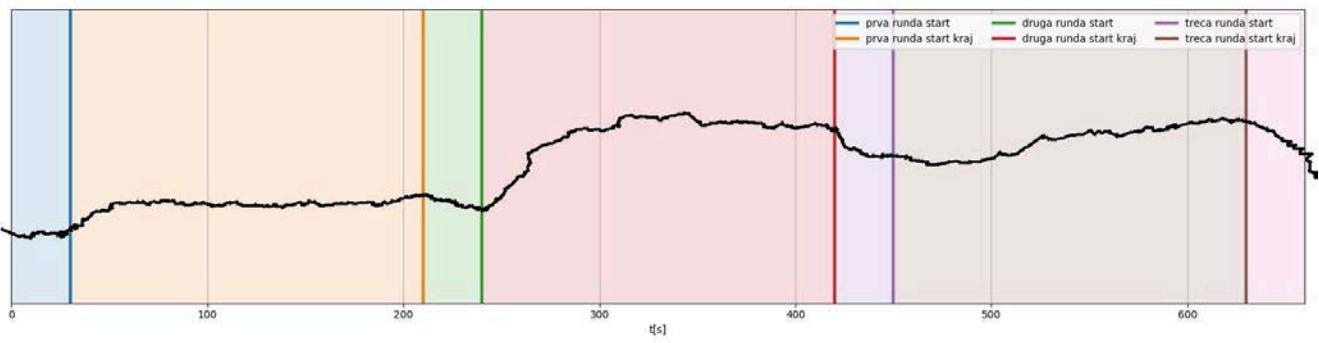
Sa slike 6.3.6 vidimo da je na početku horor scene ispitanik uplašen što pokazuje visok nivo gama aktivnosti. Potom sledi pad gama aktivnosti i rast alfa aktivnosti. Kako je aplikacija horor scene interaktivna, usled neodgovarajućih akcija ispitanika, došlo je do zastoja u radu aplikacije te je u nedostatku sadržaja ispitanik krenuo da se opušta. Posle izvesnog vremena ispitanik se vratio u tok scene, te se strašni sadržaj nastavio što je praćeno ponovnim porastom gama aktivnosti i padom alfa aktivnosti.

Samoocene ispitanika beleže monotoni rast uzbudjenosti i monotoni pad prijatnosti i dominantnosti. Segment horor scene se može podeliti na tri dela tako da središnji deo odgovara periodu zastoja scene. Prvi i treći deo se mogu labelirati kao stah sa velikom pouzanošću dok se drugi deo odbacuje kao nelabeliran.

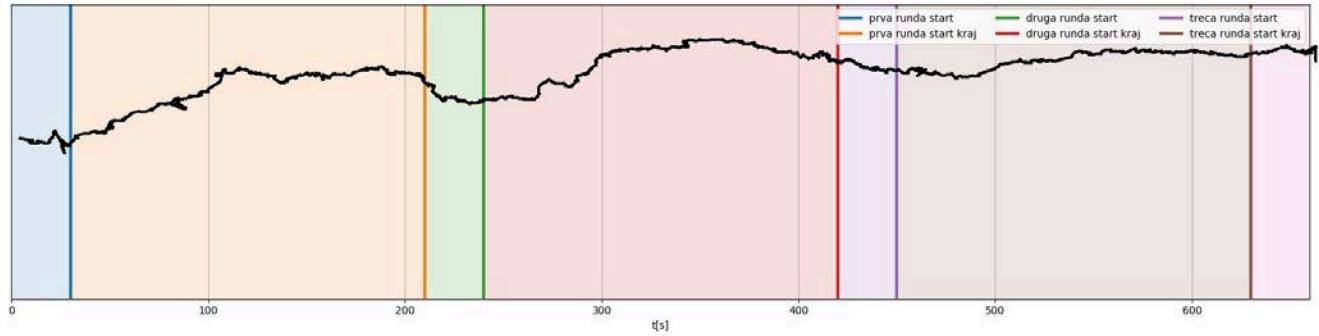
Konačno, vršimo formiranje reference za saržaj virtualne streljane opisane u potpoglavlju 3.2. Na slici 6.3.10 prikazani su EEG kanali dok su na slikama 6.3.11 do 6.3.13 prikazane samoocene ispitanika.



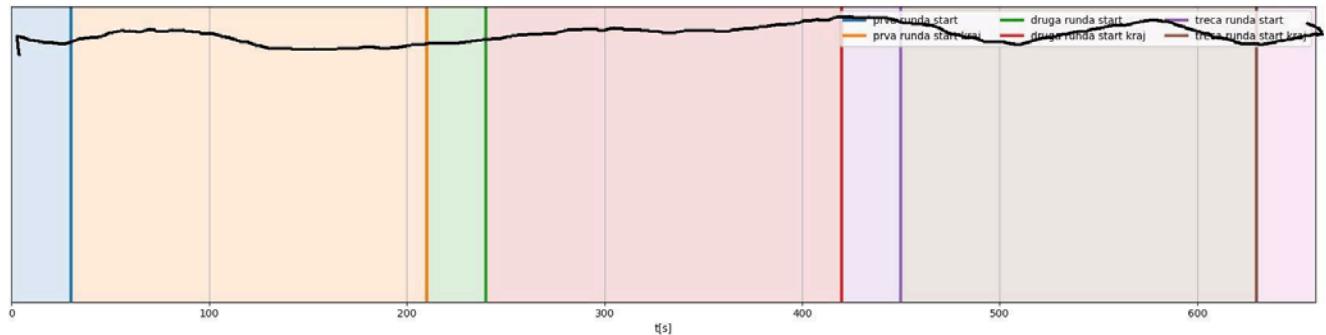
Slika 6.3.10 *Frekvencijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na VR streljanu*



Slika 6.3.11 Arousal skala tokom VR streljane



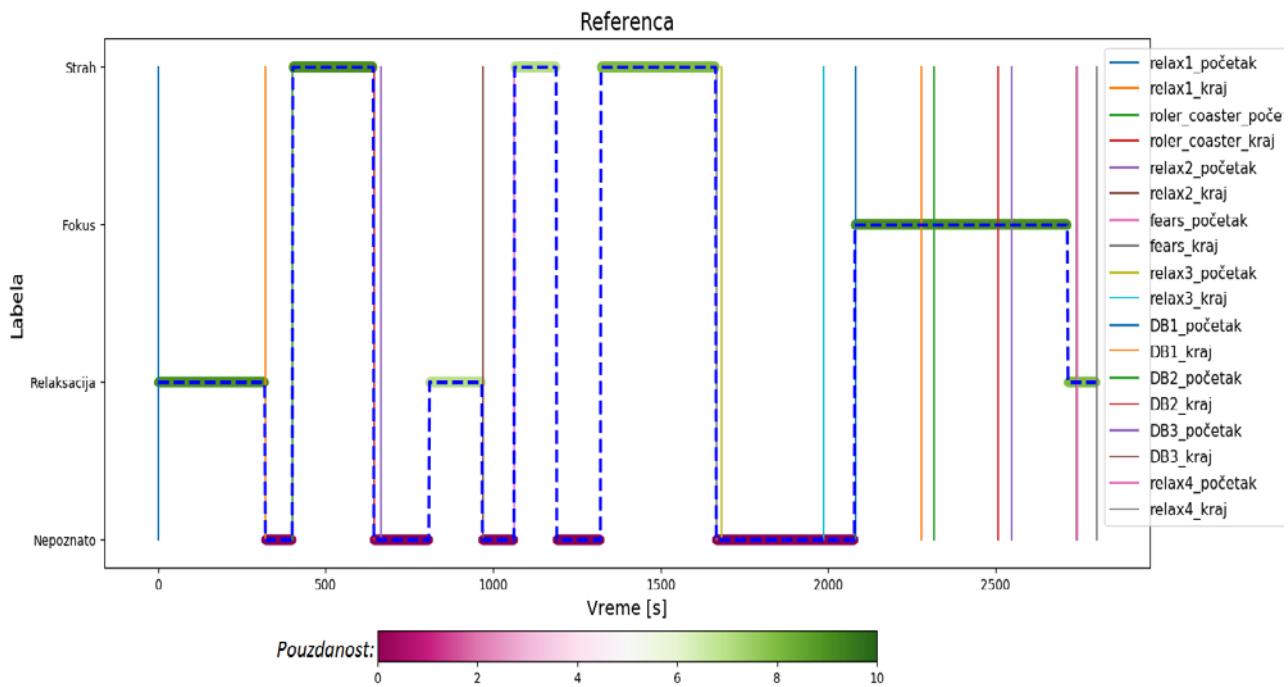
Slika 6.3.12 Valence skala tokom VR streljane



Slika 6.3.13 Dominance skala tokom VR streljane

Sa slike 6.3.10 vidimo visoke nivoje beta aktivnosti kanala F4 zajedno sa nivoom gama aktivnosti kanala T8 koji je nešto slabiji nego u prethodnim sadržajima. Alfa aktivnost tokom sadržaja je mala. Ovo je karakteristično za stanje fokusiranosti. Iz samoocene ispitanika vidimo da je dominantnost na visokom nivou a zadovoljstvo na nešto manjem. Na osnovu ovoga možemo datom segmentu dodeliti labelu fokusiranosti sa velikom pouzdanošću.

Formirana referenca je prikazana na slici 6.3.14. Pored standardnih labela straha fokusa i opuštenosti tu je i labela "nepoznato" koja označava da se na datom segmentu nije mogla odrediti referenca. Uobičajeno je da kratke pauze između sadržaja, kao i delovi sadržaja tokom kojih je došlo do nekih poremećaja te nije izazvana ciljana emocija, odbace tj. da im labela ostane nepoznata. Sa slike 6.3.14 takođe vidimo da su labele označene i bojom koja predstavlja stepen pouzadnosti pridružene labele. Nepoznati segmenti apriori imaju nultu pouzdanost. Potrebno je primetiti da su poslednji deo etape *relax2* i prvi deo interaktivne horor scene labelirani sa niskom pouzadanošću.



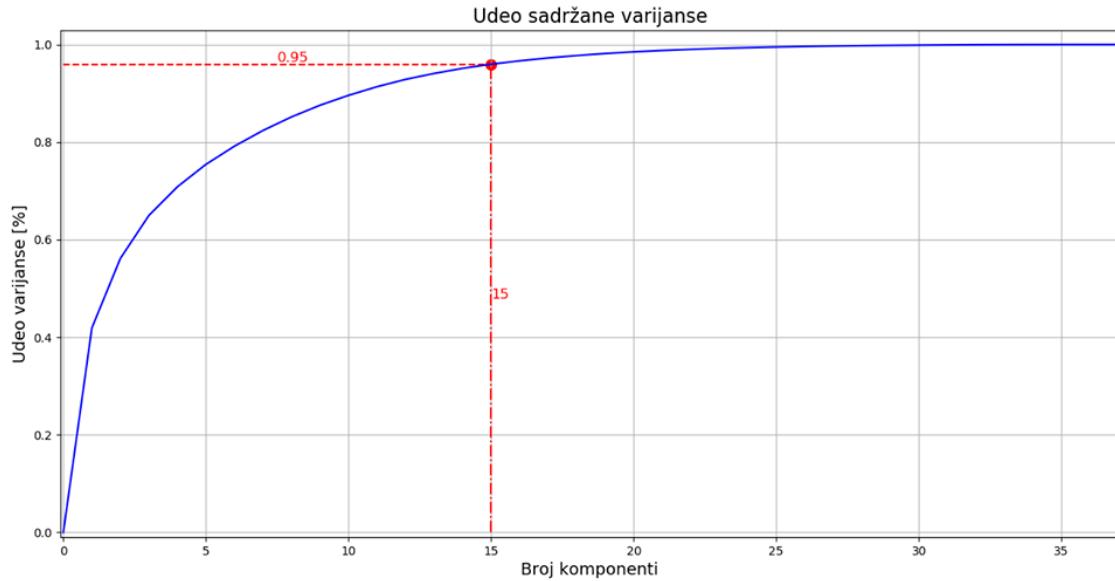
Slika 6.3.14 Rezultat ručnog formiranja reference

Jako bitna napomena jeste da se akvizicija vrši i tokom perioda samo-evaluacije ispitanika. Na graficima u ovom potpoglavlju (6.3) nisu prikazani ovi segmenti. Ovo je urađeno kako bi se na slikama jasnije videli primarni sadržaji. Segmenti samoocenjivanja uglavnom su labelirani kao fokus, ali kako nemamo više podataka osim EEG signala poudanost ovih referenci je smanjena.

6.4 Analiza dobijenih podataka

Nakon postupka labeliranja pristupilo se analizi informativnosti ovako dobijene baze podataka. Prvo je izvršena PCA(*Principal component analysis*) analiza [57]. PCA projektuje podatke na međusobno ortogonalne pravce koji maksimiziraju njihovu unutrašnju varijansu. Cilj jeste procena sadržaja varijanse svakog od ovih pravaca. Ukoliko obeležja imaju malu informativnost u odnosu na njihov broj celokupna informacija će biti sasdržana u prvih nekoliko PCA komponenti, u suprotnom ideo sadržane varijanse će biti ravnomerno raspoređen u većem broju komponenti.

Na slici 6.4.1 prikazan je ideo sadržane varijanse za PCA analizu koja je izvršena nad 37 HRV i BRV obeležja.

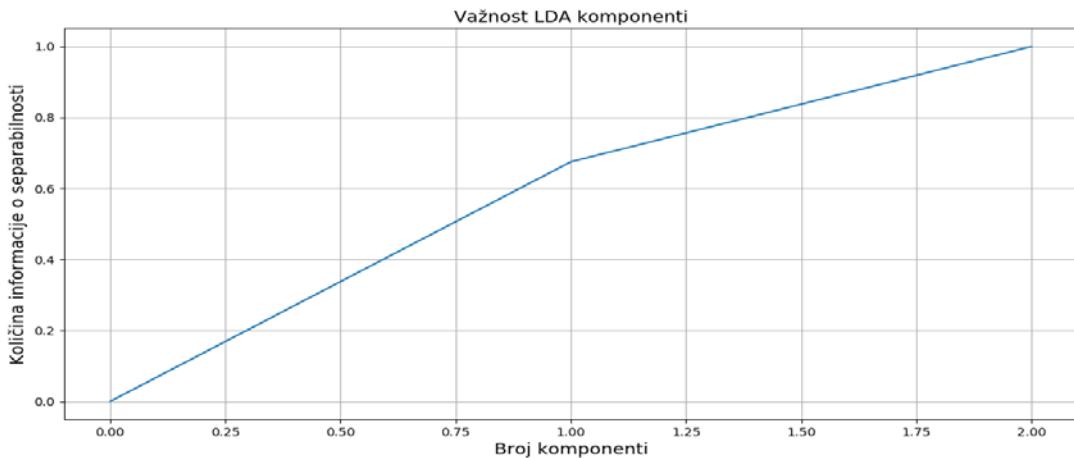


Slika 6.4.1 Udeo sadržane varijanse u odnosu na broj PCA komponenti

Sa slike 6.4.1 vidimo da je 95% ukupne varijanse podataka sadržano u čak prvih 15 principijelnih komponenti, što nagoveštava da je sadržana informacija prisutna u većem broju ortogonalnih pravaca. Na osnovu toga može se zaključiti da su generisana obeležja u velikoj meri informativna.

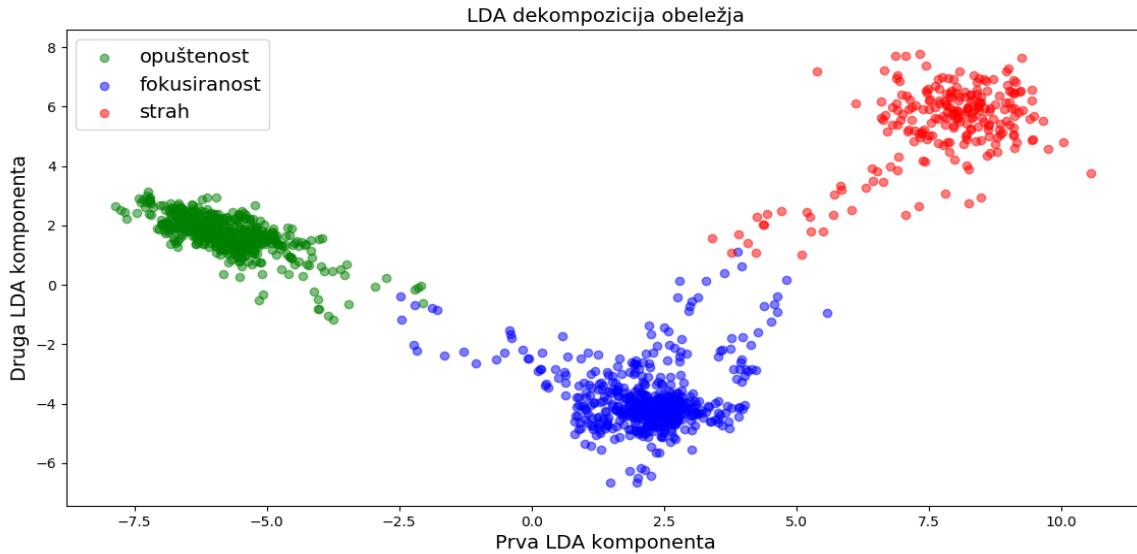
Druga izvršena analiza odnosi se na proveru informativnosti u smislu separabilnost klasa koju pružaju obeležja tj. mogućnosti da se pomoću obeležja razlikuju stanja opuštenosti, fokusrianosti i uplašenosti kod ispitanika. Za ovu svrhu izvršena je *LDA* (*Linear Discriminant Analysis*) analiza obeležja. *LDA* algoritam predstavlja modifikaciju *PCA* algoritma [57]. Modifikacija se ogleda u tome da *LDA* projektuje podatke na međusobno ortogonalne pravce koji maksimiziraju međuklasno rasipanje i minimiziraju unutarklasno rasipanje tj. na pravce koji nose najviše informacije o separabilnosti klasa.

Izvršena je *LDA* dekompozicija nad 37 obeležja jednog od ispitanika za odbirke čija referenca ima kvalitet veći ili jednak 6. Na slici 6.4.2 prikazana je važnost *LDA* komponenti. Sa slike se vidi da prve dve komponente nose skoro svu informaciju o separabilnosti klasa (*LDA* dekompozicija sadrži 37 komponenti ali je na slici prikazana važnost prve dve zbog toga što je njihova informativnost daleko veća u odnosu na ostale komponente).



Slika 6.4.2 Važnost LDA komponenti

Na slici 6.4.3 prikazana je *LDA* dekompozicija labeliranih obeležja jednog ispitanika. Na slici su prikazane prve dve *LDA* komponente.



Slika 6.4.3 LDA prikaz labeliranih podataka

Na slici 6.4.3 jasno se vidi separabilnost klasa što znači da se obeležja mogu koristiti za klasifikaciju između opuštenosti, fokusiranosti i uplašenosti kod ispitanika. U ovom poglavlju dat je primer *LDA* analize nad podacima jednog ispitanika međutim pokazuje se da ovakva pravilnost važi kod gotovo svih ispitanika.

Iz priloženih rezultata *PCA* i *LDA* može se zaključiti da su obeležja iz priložene baze podataka visokog kvaliteta i informativnosti u odnosu dodeljene labele.

Dalje rangiranje obeležja, labeliranje neoznačenih segmenata pomoću polusuperviziranog klasificiranja, kao i formiranje modela za personalnu i interpersonalnu klasifikaciju sprovedeno je u zajedničkoj studiji sa kolegom Borisom Milićevićem u okviru njegovog master rada "Prepoznavanje emocija na osnovu klasifikacije obeležja fizioloških signala". U navedenom master radu dat je opis modela za personalizovano prepoznavanje emocija čija uspešnost u proseku iznosi 95.26%. Takođe je dat opis modela za interpersonalnu klasifikaciju čija uspešnost jednaka 79.94%.

7. Zaključak

U ovoj tezi prikazan je postupak ekstrakcije obeležja iz signala srčanog ritma i respiracije u cilju kreiranja baze podataka čija je namena obučavanje i testiranje modela mašinskog učenja za prepoznavanje emocija. U poglavlju 3 dat je opis eksperimenta organizovanog u cilju prikupljanja podataka dok su u poglavljima 4,5,6 opisani procesiranje signala, ekstrakcija obeležja i postupak klasifikacije respektivno. U poglavlju 6 je pokazano da ekstrahovana obeležja ne sadrže visoke nivo redudantne informacije kao i njihova informativnost u odnosu na referencu koja predstavlja emotivno stanje čoveka. U poglavlju 6. je dat postupak labeliranja te je pomoću PCA i LDA analize pokazana informativnost dobijene baze podataka.

U ovoj tezi je pokazano da je virtualna realnost jako dobar medijum za izazivanje emocija kod ljudi i da ima brojne prednosti u odnosu na konvencionalni audio-video sadržaj. Takođe ovom tezom je potvrđen značajna elektrofizioloških signala kao pravih indikatora ljudskog emotivnog stanja.

Kod budućih istraživanja mogu se uvesti brojna poboljšanja. Sam eksperiment se može poboljšati kreiranjem specijalizovanog sadržaja za izazivanje ciljanih emocija u VR okruženju. Takođe pored mogućnosti koje nudi 3D tehnologija mogu se upotrebiti i druga sredstva koja pojačavaju doživljaj virtualne realnosti (npr. mehanička stolica koja bi oponašala kretanje roter kostera) U radu sa ispitanicima bi mogao učestvovati i tim psihologa koji bi svojom ekspertizom obezbedio pouzdano labeliranje podataka.

Takođe, bilo bi moguće uvesti i elektrofiziološki signal provodnosti kože (*Galvanic Skin Response - GSR*), koji bi mogao da donese znatno poboljšanje u detekciji stresa. Sam sistem za akviziciju bi se mogao učiniti robusnijim čime bi se omogućilo korištenje VR sadržaja koji iziskuje veći nivo aktovnosti ispitanika.

8. Spisak korišćene reference

- [1] H. Salih and L. Kulkarni, "Study of video based facial expression and emotions recognition methods," International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud) (I-SMAC), Palladam, 2017, pp. 692-696, 2017
- [2] P. Tarnowski, M. Koáodziej, A. Majkowski, and R. J. Rak, "Emotion recognition using facial expressions," International Conference on Computational Science, pp. 1175–1184, 2017
- [3] Ce Zhan, Wanqing Li, Philip Ogunbona, and Farzad Safaei, "A Real-Time Facial Expression Recognition System for Online Games," International Journal of Computer Games Technology, , Article ID 542918, 7 pages, 2008
- [4] J. Kim and E. Andre, "Emotion recognition based on physiological changes in music listening," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 30, no. 12, pp. 2067–2083, 2008
- [5] A. Sonawane, M. U. Inamdar and K. B. Bhangale, "Sound based human emotion recognition using MFCC & multiple SVM," International Conference on Information, Communication, Instrumentation and Control (ICICIC), Indore, 2017, pp. 1-4, 2017
- [6] M. T. Valderas, J. Bolea, P. Laguna, M. Vallverdú and R. Bailón, "Human emotion recognition using heart rate variability analysis with spectral bands based on respiration," 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milan, 2015, pp. 6134-6137, 2015
- [7] M. Liu, D. Fan, X. Zhang and X. Gong, "Human Emotion Recognition Based on Galvanic Skin Response Signal Feature Selection and SVM," International Conference on Smart City and Systems Engineering (ICSCSE), Hunan, 2016, pp. 157-160, 2016
- [8] Gouizi, Khadidja & bereksi reguig, Fethi & Maaoui, Choubeila, Analysis physiological signals for emotion recognition. 147-150. 10.1109/WOSSPA.2011.5931436, 2011
- [9] R. M. Mehmood and H. J. Lee, "Emotion classification of EEG brain signal using SVM and KNN," 2015 IEEE International Conference on Multimedia & Expo Workshops (ICMEW), Turin, pp. 1-5, 2015
- [10] Di Wu, Dongdong Weng, Song Xue, "Virtual Reality System as an affective medium to induce specific emotion: A validation study," Society for Imaging Science and Technology, School of Optoelectronics; Beijing Institute of Technology, China, 2016
- [11] https://sr.wikipedia.org/sr-el/Oculus_Rift
- [12] <https://www.amazon.co.uk/Oculus-301-00204-01-Rift/dp/B00ZFOGHRG>
- [13] <https://en.wikipedia.org/wiki/File:Oculus-Rift-Touch-Controllers-Pair.jpg>
- [14] <https://en.wikipedia.org/wiki/File:Oculus-Rift-CV1-Sensor-wStand.jpg>
- [15] <https://support.oculus.com/170128916778795/>
- [16] <https://www.trustedreviews.com/reviews/nvidia-geforce-gtx-1060>
- [17] <https://skarredghost.com/2017/12/16/new-oculus-home-dash-complete-review/>
- [18] <https://www.youtube.com/watch?v=Yp60yUb6nYo>

- [19] <https://www.youtube.com/watch?v=OdIJ2x3nxzQ&>
- [20] <https://www.youtube.com/watch?v=c2NmyoXBXmE>
- [21] <https://www.roaddtovr.com/play-non-vr-traditional-games-on-oculus-rift-htc-vive/>
- [22] <https://www.oculus.com/experiences/gear-vr/1490394380970763/>
- [23] <https://www.youtube.com/watch?v=1NY43x52las>
- [24] <https://www.vrfocus.com/2016/10/turtle-rock-bringing-other-worlds-and-face-your-fears-to-gear-vr/>
- [25] J. A. Russell, “A circumplex model of affect,” Journal of Personality and Social Psychology, vol. 39, no. 6, pp. 1161–1178, 1980.
- [26] Lang, P. J. (1980). Behavioral treatment and bio-behavioral assessment: computer applications. In J. B. Sidowski, J. H. Johnson, & T. A. Williams (Eds.), Technology in mental health care delivery systems (pp. 119-137). Norwood, NJ: Ablex.
- [27] <http://www.igroup.org/pq/ipq/index.php>
- [28] Dejan Popović, Mirjana Popović, Milica Janković, „Biomedicinska merenja i instrumentacija“, Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet, 2009.
- [29] <https://www.intmath.com/blog/mathematics/math-of-ecgs-fourier-series-4281>
- [30] <http://www.smartex.it/en/about>
- [31] <http://www.smartex.it/en/our-products/232-wearable-wellness-system-wws>
- [32] Carreiras C, Alves AP, Lourenço A, Canento F, Silva H, Fred A, et al. BioSPPy - Biosignal Processing in Python, 2015-, <https://github.com/PIA-Group/BioSPPy/>
- [33] <http://alphabroker.ru/bs/what-a-normal-cardiogram-looks-like-there-are-several-basic-options/>
- [34] P. Hamilton, "Open source ECG analysis," Computers in Cardiology, Memphis, TN, USA, pp. 101-104, 2002
- [35] <http://www.interactive-biology.com/107/what-parts-of-the-brain-control-respiration/>
- [36] <https://psychmnemonics.wordpress.com/2015/02/11/eeg-wave-frequencies/>
- [37] <https://mbraintrain.com/smarting/>
- [38] <http://www.edfplus.info/specs/edfplus.html>
- [39] Gramfort, M. Luessi, E. Larson, D. Engemann, D. Strohmeier, C. Brodbeck, L. Parkkonen, M. Hämäläinen, MNE software for processing MEG and EEG data, NeuroImage, Volume 86, 1 February 2014, Pages 446-460, ISSN 1053-8119
- [40] Li, R., Principe, J.C.. Blinking artifact removal in cognitive EEG data using ICA. Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 1, 5273–5276, 2006
- [41] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate vari-ability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation 1996; 93: 1043-65.
- [42] Shaffer, Fred, and J. P. Ginsberg. “An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms.” *Frontiers in Public Health* 5 (2017): 258. PMC. Web. 31 Aug. 2018.

- [43] Kuusela, Tom, Methodological Aspects of Heart Rate Variability Analysis. 9-42. 10.1201/b12756-4, 2012
- [44] https://en.wikipedia.org/wiki/Window_function
- [45] Von Rosenberg W, Chanwimalueang T, Adjei T, Jaffer U, Goverdovsky V, Mandic DP. Resolving Ambiguities in the LF/HF Ratio: LF-HF Scatter Plots for the Categorization of Mental and Physical Stress from HRV. *Frontiers in Physiology*. 2017;8:360.doi:10.3389/fphys.2017.00360.
- [46] Khandoker et al, Poincaré Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis, - Springer US – 2013
- [47] M.P. Tulppo, T.H. Makikallio, T.E.S. Takala, T. Seppanen, H.V. Huikuri, Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am. J. Physiol.* 271, H244–H252 , 1996
- [48] M. Brennan, M. Palaniswami, P. Kamen, Do existing measures of poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 48, 1342–1347, 2001
- [49] P. Guzik, J. Piskorski, T. Krauze, A. Wykretowicz, H. Wysocki, Heart rate asymmetry by poincaré plots of rr intervals. *Biomed. Tech.* 51, 530–537 , 2006
- [50] A. Porta, K.R. Casali, A.G. Casali, T. Gnechi-Ruscone, E. Tovaldini, N. Montano, S. Lange, D. Geue, D. Cysarz, P. Van Leeuwen, Temporal asymmetries of short-term heart period variability are linked to autonomic regulation. *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* 295, R550–R557, 2008
- [51] <https://pypi.org/project/nolds/>
- [52] Masaoka Y., Kanamaru A., Homma I., Anxiety and Respiration. In: Haruki Y., Homma I., Umezawa A., Masaoka Y. (eds) *Respiration and Emotion*. Springer, Tokyo, 2001
- [53] A.Bhavani Sankar, D.Kumar, K.Seethalakshmi, “Enhanced Method for Extracting Features of Respiratory Signals and Detection of Obstructive Sleep Apnea Using Threshold Based Automatic Classification Algorithm”, *International Journal of Computer Science & Emerging Technologies* (E-ISSN: 2044-6004) 38, Volume 1, Issue 4, December 2010
- [54] Kropotov, J. (2016). Functional neuromarkers for psychiatry. 1st ed. Amsterdam: Academic Press, pp.89-119.
- [55] S. M. Alarcao and M. J. Fonseca, "Emotions Recognition Using EEG Signals: A Survey," in *IEEE Transactions on Affective Computing*. doi: 10.1109/TAFFC.2017.2714671
- [56] <http://jeseme.org/help.html>
- [57] <http://www.holehouse.org/mlclass/>

9. Spisak skraćenica

- 1) VR – virtuelna realnost
- 2) 3D – trodimenzionalni
- 3) EKG - elektrokardiogram
- 4) EEG - elektroencefalogram
- 5) EMG - elektromiogram
- 6) HMD - Head Mounted Display
- 7) CV1 – *Oculus Rift Customer Version 1*
- 8) OLED - *Organic Light Emitting Diode*
- 9) SNS – Simpatički nervni sistem
- 10) WWS - *Wearable Wellness System*
- 11) HRV - *Heart rate variability*
- 12) HR - *Heart rate* signal
- 13) BR - *Breathing rate* signal
- 14) FIR - *Finite Impulse Response*
- 15) BRV - *Breathing Rate Variability*
- 16) EOG – *Elektrookulografija*
- 17) EMG - *Elektromiografija*
- 18) ICA - *Independent Component Analysis*
- 19) SGSS – Spektralna gustina snage signala
- 20) FFT - *Fast Fourier Transform*
- 21) ULF – *Ultra low frequency*
- 22) VLF – *Very low frequency*
- 23) LF – *Low frequency*
- 24) HF – *High frequency*
- 25) CCM - *complex correlation measure*
- 26) GI – Gruzik index
- 27) PI – Porta index
- 28) ApEn – *Approximate entropy*
- 29) SampEn – *Sample entropy*
- 30) UHF – *Ultra high frequency*
- 31) VAD - *valence arousal dominance*

- 32) LDA - Linearna diskriminantna analiza
- 33) PCA - *Principal component analysis*
- 34) GSR - *Galvanic Skin Responce*

10. Spisak slika

Slika 3.1 Blok šema studije prepoznavanje emocija.....	7
Slika 3.1.1 <i>Oculus Rift</i> HMD [12]	8
Slika 3.1. 2 <i>Oculus Touch</i> kontroleri [13].....	8
Slika 3.1. 3 <i>Oculus Constellation</i> senzor [14]	9
Slika 3.1. 4 <i>NVIDIA GTX 1060</i> [16]	10
Slika 3.1. 5 <i>Oculus</i> aplikacija [17].....	10
Slika 3.1. 6 <i>Big Screen BETA</i> aplikacija [21]	11
Slika 3.1. 7 <i>Dead and Buried</i> virtuelna streljana	12
Slika 3.1. 8 <i>Epic Roller Coasters</i> [23]	12
Slika 3.1. 9 <i>Face your fears</i> horor scena [24].....	13
Slika 3.2.1 Interfejs za registraciju ispitanika	14
Slika 3.2.2 Meni	15
Slika 3.2.3 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na <i>arousal</i>	16
Slika 3.2.4 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na <i>valence</i>	17
Slika 3.2.5 Deo interfejsa grafičkog upitnika koji se odnosi na <i>dominance</i>	18
Slika 3.3.1 Postavka eksperimenta sa ispitanikom	19
Slika 3.3.2 ispitanik tokom trajanja eksperimenta	20
Slika 4.1.1 EKG signal [29]	21
Slika 4.1.2 <i>Smartex WWS</i> [31].....	22
Slika 4.1.3 Detaljan prikaz <i>Smartex WWS</i> pojasa.....	22
Slika 4.1.4 WWS - <i>Software Tools</i>	23
Slika 4.1. 5 Detaljan opis EKG signala [33]	24
Slika 4.1.6 Izgled sirovog EKG signala.....	24
Slika 4.1.7 Filtrirani EKG signal	25
Slika 4.1.8 Signal RR intervala.....	26
Slika 4.1.9 Neobradena kriva respiracije	26
Slika 4.1.10 Filtriran signal respiracije	27
Slika 4.1.11 BRV (<i>Breathing Rate Variability</i>) signal	27
Slika 4.3.1 Karakteristični EEG talasi [36].....	28
Slika 4.3.2 Smarting aplikacija	29
Slika 4.3.3 Kapa sa elektrodama [37]	29

Slika 4.3.4 Detekcija loših kanala.....	30
Slika 4.3.5 Sirovi EEG signal u vremenskom domenu.....	31
Slika 4.3.6 Spektar sirovog EEG signala	31
Slika 4.3.7 Filtrirani EEG u vremenskom domenu.....	32
Slika 4.3.8 Filtrirani EEG u frekvencijskom domenu.....	32
Slika 4.3.9 Topografska mapa <i>ICA</i> komponenti	33
Slika 4.3.10 <i>ICA</i> komponente	34
Slika 4.3.11 Karakteristike ICA komponente 4	34
Slika 4.3.12 EEG segment kontaminiran <i>EOG</i> šumom	35
Slika 4.3.13 EEG segment posle odstanjivanja <i>EOG</i> šuma.....	35
Slika 5.1.1 Povezanost snaga frekvencijskih opsega sa opuštanjem i stresom.....	39
Slika 5.1.2 <i>Poincare plot</i> sa jedničnim kašnjenjem	40
Slika 5.1.3 Šabloni vremenske serije za $m=2$	43
Slika 6.2.1 VAD model emocija [48]	48
Slika 6.2.2 <i>Arousal-valence</i> ravan emocija.....	48
Slika 6.3.1 Frekvencijska obeležja EEG signala.....	49
Slika 6.3.2 Frekvencijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na opuštanje	50
Slika 6.3.2 Frekvencijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na roler kostera	50
Slika 6.3.3 <i>Arousal</i> skala tokom roler kostera	51
Slika 6.3.4 <i>Valence</i> skala tokom roler kostera	51
Slika 6.3.5 <i>Dominance</i> skala tokom roler kostera	51
Slika 6.3.6 Frekvencijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na interaktivnu horor scenu	52
Slika 6.3.7 <i>Arousal</i> skala tokom interaktivne horor scene.....	52
Slika 6.3.8 <i>Valence</i> skala tokom interaktivne horor scene	52
Slika 6.3.9 <i>Dominance</i> skala tokom interaktivne horor scene	53
Slika 6.3.10 Frekvencijska obeležja EEG signala – na slici su zatamnjeni delovi signala koji se ne odnose na VR streljanu	53
Slika 6.3.11 <i>Arousal</i> skala tokom VR streljane	54
Slika 6.3.12 <i>Valence</i> skala tokom VR streljane	54
Slika 6.3.13 <i>Dominance</i> skala tokom VR streljane	54
Slika 6.3.14 Rezultat ručnog formiranja reference	55
Slika 6.4.1 Udeo sadržane varijanse u odnosu na broj PCA komponenti.....	56

Slika 6.4.2 Važnost LDA komponenti	56
Slika 6.4.3 LDA prikaz labeliranih podataka.....	57

11. Spisak tabela

Tabela 2.1 Pregled stanja u oblasti prepoznavanja emocija.....	5
Tabela 3.1. 1 Minimalne i preporučene sistemske specifikacije za <i>Oculus Rift</i> [15]	9
Tabela 3.2. 1: Veza osećanja opuštenosti, fokusiranosti, straha i <i>valence/arousal/dominance</i> skale	14