

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL
Infotehnoloogia teaduskond
Tervishoiutehnoloogiate instituut

Silver Savi
153790YADM

**EMOTSIONAALSETE PILTIDE
VAATAMISEL MÕÕDETUD SÜDAME
LÖÖGISAGEDUSE JA
ELEKTROENTSEFALOGRAAFILISE
SPEKTRAALSE ASÜMMEETRIA INDEKSI
VAHELISE KORRELATSIOONI UURIMINE**

Magistritöö

Juhendaja: Laura Orgo
MSc.

Kaasjuhendaja: Maie Bachmann
PhD.

Tallinn 2017

Autorideklaratsioon

Kinnitan, et olen koostanud antud lõputöö iseseisvalt ning seda ei ole kellegi teise poolt varem kaitsmisele esitatud. Kõik töö koostamisel kasutatud teiste autorite tööd, olulised seisukohad, kirjandusallikatest ja mujalt pärinevad andmed on töös viidatud.

Autor: Silver Savi

21.05.2017

Annotatsioon

Käesoleva magistritöö eesmärk on uurida südame ja aju vahelist seost emotsionaalsete piltide vaatamisel. Selleks uuriti südame löögisageduse ja elektroentsefalograafilise spektraalse asümmeetria indeksi vahelist korrelatsiooni, kasutades selleks Pearsoni lineaarset korrelatsioonikordajat.

Uuritavatele (39) näidati salvestuste käigus emotsionaalseid pilte südame löögisageduse muutuste esilekutsumiseks, samal ajal registreeriti uuritavate elektrokardiogramm ja elektroentsefalogramm. Töö esimeses etapis uuritakse südame löögisageduse muutust häirivate ja neutraalsete piltide vaatamisel. Ühel uuritaval tuvastati märkimisväärsed muutused südame löögisageduses, mistõttu jätkati edasist südame löögisageduse ja spektraalse asümmeetria indeksi seose uurimist ainult selle uuritavaga.

Töö tulemusena leiti statistiliselt oluline keskmise tugevusega positiivne korrelatsioon südame löögisageduse ja spektraalse asümmeetria indeksi vahel aju temporaalses ja oksipitaalses piirkonnas. Temporaalsetes kanalites oli korrelatsioon kõige tugevam, mis annab alust spektraalse asümmeetria indeksi muutuste seostamiseks südame löögisagedust reguleeriva limbilise süsteemiga. Töö näitab, et spektraalse asümmeetria indeks on potentsiaalne mõõde tuvastamiseks südame ja peaju koostöös.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti 30 leheküljel, 5 peatükki, 8 joonist, 2 tabelit.

Abstract

The Study of Correlation Between Heart Rate and Electroencephalographic Spectral Asymmetry Index Measured During Viewing of Affective Pictures

The aim on presented Master's thesis is to study the relationship between the heart and the brain during viewing of affective pictures. For this purpose, the correlation between heart rate and electroencephalographic spectral asymmetry index was studied using Pearson's linear correlation coefficient.

Affective pictures were shown to subjects (39) to induce changes in heart rate while the electrocardiogram and the electroencephalogram were recorded. In the first stage of the study, the changes in heart rate were studied during viewing of disturbing and neutral pictures. One subject presented significant changes in heart rate, therefore, the spectral asymmetry index was studied with only one subject.

As a result of the study, an average statistically significant positive correlation was found between heart rate and spectral asymmetry index in the temporal and the occipital region of the brain. The correlation was strongest in the temporal channels, which gives rise to the association between changes in the spectral asymmetry index and the limbic system, regulating the heart rate. As a result, it is shown that spectral asymmetry index is a potential marker for describing the relationship between heart and brain.

The thesis is in Estonian and contains 30 pages of text, 5 chapters, 8 figures, 2 tables.

Lühendite ja mõistete sõnastik

ANS	Autonoomne närvisüsteem
EEG	Elektroentsefalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
EM	Elektromagnetiline
HRV	<i>Heart rate variability</i>
IAPS	<i>International Affective Pictures System</i>
ICA	<i>Independent Component Analysis</i>
KNS	Kesknärvisüsteem
KV	Keskväärtus
MMM	<i>Multiscale, multiorgan, multivariate</i>
PSNS	Parasümpaatiline närvisüsteem
RRI	RR-intervall ehk kahe R-saki vaheline intervall
SAM	<i>Self-Assessment Manikin</i>
SASI	Spektraalse asümmeetria indeks või <i>spectral asymmetry index</i>
SD	Standardhälve
SLM	Südame löögisageduse muutlikkus
SLS	Südame löögisagedus
SNS	Sümpaatiline närvisüsteem
TTÜ	Tallinna Tehnikaülikool

Sisukord

1 Sissejuhatus	10
2 Teoreetiline osa.....	12
2.1 Elektrokardiograafia	12
2.1.1 Südame löögisagedus ja selle muutlikkus	13
2.2 Elektroentsefalograafia.....	14
2.2.1 Sagedusribad.....	14
2.2.2 Spektraalse asümmeetria indeks	15
2.3 Emotsioonide mõju.....	17
2.3.1 Beeta ja teeta sagedusriba roll	18
2.3.2 Emotsionaalsed pildid ja nende hinnangud	19
2.4 EEG ja EKG seos	19
3 Metoodika.....	22
3.1 Uuritavad	22
3.2 Signaalide salvestamine.....	22
3.3 Kasutatud pildid ja nende hindamine	23
3.4 Töötlustarkvara.....	24
3.5 Südame löögisageduse arvutamine.....	24
3.5.1 QRS-komplekside tuvastamine	24
3.5.2 RR-intervallide ja SLS arvutamine	25
3.5.3 Ektoopiliste löökide tuvastamine	25
3.5.4 SLS interpoleerimine.....	26
3.6 Spektraalse asümmeetria indeksi arvutamine.....	27
3.6.1 EEG eeltöötlus.....	27
3.6.2 SASI arvutus.....	28
3.7 Signaalilööikude keskmistamine ja analüüs	29
4 Tulemused	31
4.1 SLS muutuste tuvastamine	31
4.2 SLS ja SASI vaheline korrelatsioon	32
4.3 Arutelu	34

5 Kokkuvõte	38
Kasutatud kirjandus	40
Lisa 1. Elektroodide süsteem.....	47
Lisa 2. SLS muutused uuritavate kaupa	48
Lisa 3. Korrelatsioonikordajad ja p-väärtused.....	49

Jooniste loetelu

Joonis 1. EKG lõik uuringuandmetest koos selgitustega	12
Joonis 2. Sammud EKG-st lineaarselt interpoleeritud SLS-ni	27
Joonis 3. ICA käigus eemaldatud EEG signaali komponendi esinemise piirkond. Punasega on tähistatud komponendi tugevaim mõjupiirkond.....	28
Joonis 4. Keskmistatud SLS häirivate ja neutraalsete piltide korral	29
Joonis 5. Keskmistatud SLS-i muutus baasjoone suhtes emotsionaalsete piltide vaatamisel uuritavate kaupa.....	31
Joonis 6. Ühe uuritava korrelatsioon SLS-i ja SASI vahel emotsionaalsete piltide vaatamisel erinevates kanalites. Samuti on joonisel toodud keskmise tugevusega korrelatsiooni alampiir.....	32
Joonis 7. Hajuvusdiagramm SLS-i ja SASI vahel kanalis T8	33
Joonis 8. Hajuvusdiagramm SLS-i ja SASI vahel kanalis O1.....	33

Tabelite loetelu

Tabel 1. Ajus esinevad rütmid ja nende sagedusribad.....	15
Tabel 2. Ülevaade IAPS piltidest, mida töös kasutati	23

1 Sissejuhatus

Inimese elus püsimiseks on oluline kõikide elundite koostöö. Ühed kõige olulisemad elundid on aju ja süda. Ilma ajuta, ei suudaks süda kohaneda keskkonnast tulenevate muutustega, mis viiks inimese hukule. Samas ilma südamega ei ole ajul piisavalt toitaineid, et funktsioneerida. Mõlema elundi koostöö on siinkohal äärmiselt oluline.

Kardiovaskulaarset süsteemi on uurinud Cerutti *et al.* [1] kasutades MMM (*Multiscale, multiorgan and multivariate*) lähenemist. Tegemist on väga keerulise ja informatsiooniküllase bioloogilise süsteemiga, millel on palju lineaarseid ja mittelineaarseid seoseid ka teiste elundkondadega. Selliste süsteemide uurimiseks on välja pakutud MMM lähenemine, mille puhul uuritakse süsteemi erinevaid muutujaid (*multivariate*), süsteemi seoseid teiste elundkondadega (*multiorgan*) ja viimaks vaadeldakse kogu ammutatud informatsiooni erinevatel tasemetel (*multiscale*). Elundite vaheliste seoste uurimine on seejuures üheks MMM lähenemise viisiks, mis aitab koguda informatsiooni süsteemi toimimise kohta. Eesmärgiks on jõuda süsteemi kui terviku toimimise mõistmiseni.

MMM lähenemist rakendatakse TTÜ tervisetehnoloogiate instituudi biomeditsiinitehnika keskuses haridus- ja teadusministeeriumi poolt eraldatud institutsionaalse uurimistoetuse toel [2]. TTÜ-s algatatud projekti (IUT19-2) eesmärkidele tuginedes on jätkatud aju ja südame signaalide interpreteerimist.

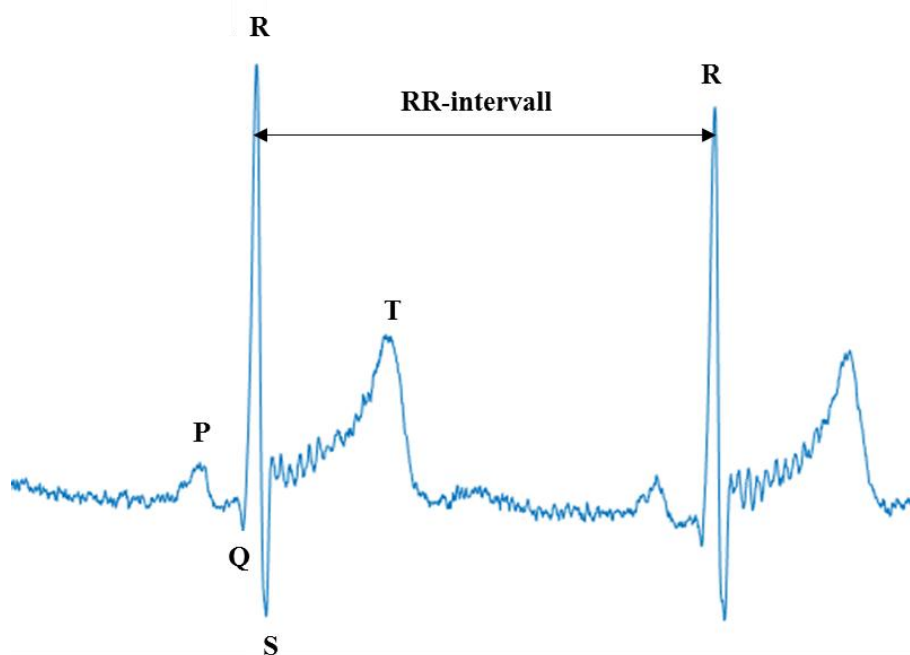
Käesoleva magistritöö eesmärk on uurida aju ja südame vahelist seost emotsionaalsete piltide vaatamisel, kasutades selleks Pearsoni lineaarset korrelatsioonikordajat. Varasemalt on TTÜ-s juba uuritud südame ja aju vahelist seost rahuolekus [3], kuid selgus, et rahuolekus oli südame töö liialt stabiilne. Korrelatsiooni paremaks tuvastamiseks oleks vaja tekitada südame löögisageduses laiaulatuslikemaid muutusi. Muutuste tekitamiseks kasutati käesolevas töös emotsionaalsete piltide vaatamist. Ajus esinevate muutuste jälgimiseks otsustati kasutada elektroentsefalograafilist spektraalse asümmeetria indeksit, mis on varasemalt andnud

häid tulemusi depressiooni [4], kofeiini tarbimise [5], madala tasemega mikrolainekiirguse [6] ja emotsionaalsete piltide eristamise puhul [7].

2 Teoreetiline osa

2.1 Elektrokardiograafia

Südametes tekkiva erutusega kaasnevat elektrivälja on võimalik mõõta keha välispinnalt. Võrreldes keha pinna erinevate punktide vahelisi potentsiaalide vahesid saadakse elektrokardiogramm (EKG). EKG-l on iseloomulik kuju, mis on tingitud südametes tekkiva erutuslaine levikust mööda südamelihaskiude. Iga südamelihaskiudu võib vaadelda kui dipooli ning EKG-l kuvataksegi naha pinnale jõudnud integraalvektor, mis on summa üksikute dipoolide elektriväljast. EKG signaali kuju on toodud Joonis 1. EKG-l on tuvastatavad positiivse ja negatiivse suunaga väljalöögid, mida nimetatakse sakkideks ja laineteks. Joonis 1 on nähtavad P ja T lained ning Q, R, S sakid. Viimased moodustavad üksuse, mida nimetatakse QRS-kompleksiks. Järjestikuste R-sakkide vahelist aega nimetatakse RR-intervalliks (RRI). Valemis 1 on toodud RRI arvutamise eeskiri, kus R_i tähistab R-saki asukohta signaalis ja R_{i+1} sellele järgneva R-saki asukohta. [8]



Joonis 1. EKG löik uuringuandmetest koos selgitustega

$$RRI_i[s] = R_{i+1} - R_i \quad (1)$$

2.1.1 Südame löögisagedus ja selle muutlikkus

RRI põhjal saab arvutada südame löögisageduse (SLS). SLS avaldub RRI pöördväärtusena. RRI jada iseloomustab südamelöökide vahelist aega, mis on ajas muutuv suurus. Seda on võimalik väljendada ka südame löögisagedusena, mis on RRI pöördväärtus. Tavaliselt jääb inimeste puhkeoleku SLS vahemikku 50 – 90 lööki/min. [9]

$$SLS [Hz] = \frac{1}{RRI [s]} \quad (2)$$

$$SLS \left[\frac{\text{lööki}}{\text{min}} \right] = \frac{60}{RRI [s]} \quad (3)$$

Südame ülesandeks on pumbata kehas ringi verd, mis kannab kudedele laiali hapnikku ja toitained. Sellest on loogiline järeldada, et keha metaboolse tasakaalu säilitamiseks esinevad muutused südame löögisageduses. SLS muutused peegeldavad südame võimet kohaneda muutuvast keskkonnast tingitud stiimulitega. Muutusi tekitavateks teguriteks võivad olla näiteks väsimus, füüsiline koormus, ärevus, ravimid jpm.[10]

Välja on kujunenud termini südame löögisageduse muutlikkus (SLM, *heart rate variability – HRV*). 1996. aastal avaldatud SLM-i suunistes juhiti tähelepanu erinevate südame tsükli puudutavate terminite üleküllusele. Tollases artiklis otsustati piirduda ühe terminiga, SLM, mis hõlmab hulka parameetreid, mida vajadusel täpsustatakse. Sisuliselt hõlmab igasugune SLM-i uurimine RRI-de arvutamist ja seejärel analüüsimist. Analüüsi võib teha nii aja- kui ka sagedusvallas. Üheks SLM-i ajavalla parameetriks ongi RR-intervall. Praktiliselt sünonüümina saab kasutada ka NN-intervalle, mis viitavad *normal-to-normal* intervallidele. Erinevus RRI-st seisneb selles, et NN-intervallide puhul on eemaldatud ilmselgelt ebaloomulikud RR-intervallid, mis võiks tulemusi drastiliselt mõjutada. SLM-i uurimisel on võimalik kasutada veel mitmeid statistilisi parameetreid, näiteks NN50, pNN50 või SDSD. Erinevad uuringud on otsustanud erinevate meetodite kasuks, mistõttu pole SLM-i uurimine seotud alati samade parameetritega. [11]

Artikleid, kus uuritakse SLM-i erinevaid parameetreid on väga suurel hulgal [12]–[17]. Tuleb välja, et paljud füsioloogilised ja patoloogilised muutused avalduvad mingil määral ka südame töös. Ka emotsioonide ja SLS-i vahelist seost on varasemalt uuritud [18]–[20]. Anttonen *et al.* [19] on näidanud, et just negatiivsed emotsioonid kutsuvad esile kõige suuremaid muutusi SLS-is. Kuss *et al.* [21] on seejuures oma uuringuga näidanud, et just ajavalla parameetrid (näiteks SLS) pakuvad täpsemaid tulemusi võrreldes sagedusvalla parameetritega. Kokkuvõtvalt võib öelda, et SLS jt. SLM-i parameetrid peidavad endas olulisel määral diagnostilist informatsiooni, milleni jõudmisega paljud teadlased ka tegelevad.

2.2 Elektroentsefalograafia

Inimese aju sisaldab närvirakke, mis edastavad üksteisele elektrilisi impulsse. Närvirakke ehk neuroneid on ajus miljardeid. Rakkude elektrilist aktiivsust on võimalik mõõta peanahale asetatud elektrodidega. Mõõdetud potentsiaalid on tingitud üksikute neuronite summaarsest ja samaaegsest aktivatsioonist. Aju elektrilise aktiivsuse mõõtmist peanahalt nimetatakse elektroentsefalograafiaks ja saadud graafikut nimetatakse elektroentsefalogrammiks (EEG).

EEG leiab küllaltki palju kasutust nii kliinilises praktikas ajuhäirete, näiteks epilepsia, diagnoosimisel kui ka teadustöös. EEG-l on väga palju eeliseid võrreldes teiste aju uurimise meetoditega. Teiste meetoditena võib nimetada elektrokortikograafiat, funktsionaalset magnetresonantstomograafiat või magnetoentsefalograafiat. EEG mõõtmisteks vajalik riistvara maksab oluliselt vähem kui eelnevalt nimetatud meetoditel, riistvara on väiksem ja mobiilsem ning sel on väga kõrge ajaline resolutsioon. Eelistena võib välja tuua ka mitteinvasiivsuse ja uuringu madala mürataseme. Samas on EEG-l ka miinuseid. Ruumiline resolutsioon on EEG-l suhteliselt madal, mistõttu on küllaltki raske interpreteerida uuringu käigus saadud andmeid ja hüpoteesierida, milline piirkond ajus on aktiveerunud. EEG ei suuda ka pakkuda väga täpset informatsiooni aju sügavamates kihtides toimuva kohta.

2.2.1 Sagedusribad

Elektroodidelt mõõdetud EEG signaal sisaldab erinevaid sagedusi ja seda vaadeldakse tavaliselt sagedusvallas. EEG sagedusspekter jaotatakse erinevateks sagedusribadeks. Sagedusribasid nimetatakse ka rütmideks. Rütmide abil

iseloomustatakse inimese ärkvelolekut ja aju elektrilist aktiivsust. Kõige parema ülevaate rütmidele vastavatest EEG sagedusribadest annab Tabel 1. Rütmide sageduspiirid võivad erinevates allikates pisut erineda, valikud tehakse vastavalt uuringu eesmärkidele [22]. EEG uurimisel on üheks standardseks meetodiks spektraalne analüüs, mille hulka kuulub näiteks sagedusribade võimsuste võrdlemine.

Rütm	Sagedusriba, Hz
Delta	1 - 4
Teeta	4 - 8
Alfa	8 - 14
Beeta	14 - 30
Gamma	30 - 48

Tabel 1. Ajus esinevad rütmid ja nende sagedusribad

Aju elektriline aktiivsus sõltub mitmetest teguritest, seetõttu on ka kõik Tabel 1 toodud rütmid sõltuvad nendest teguritest. Kui üks rütm võib mõnel ajahetkel olla domineeriv, siis see ei tähenda, et teised rütmid kuskile kadunud oleks. Varasemad uuringud on välja toonud erinevusi näiteks ärkveloleku ja magamise vahel. On märgatud, et magamise ja uimasuse ajal kerkivad esile delta ja teeta rütm [23]. Tasub tähele panna, et need on kõige madalama sagedusega võnkumised. Samas ärkveloleku ajal domineerivad alfa, beeta ja gamma rütm, mis on kõrgema sagedusega [23]. Erinevusi on leitud ka silmade sulgemise ja lahtioleku vahel. Silmade sulgemisega suureneb alfa rütmi võimsus, mis on oksipitaalses aju piirkonnas amplituudi poolest kõige tugevam rütm, silmade avamisega alfa rütm taas nõrgeneb. Hans Berger avastas selle juba 1929. aastal ja nimetas seda alfa blokaadiks [24]. Eelpool toodud näited tõendavad, et EEG-st on võimalik leida seaduspärasusi. Kuna aga aju elektriline aktiivsus on mõjutatud väga erinevate tegurite poolt, siis ei ole antud valdkonnas eriti lihtne teha järeldusi, mis peaksid paika eranditult. Tähelepanu tuleb pöörata salvestustingimustele ja katsealuste individuaalsetele iseärasustele.

2.2.2 Spektraalse asümmeetria indeks

Elektroentsefalograafilise spektraalse asümmeetria indeks (SASI) on välja töötatud TTÜ biomeditsiinitehnika keskuses Hinrikus *et al.* [4] poolt. SASI hindab spektri maksimumist madalama ja kõrgema sagedusriba võimsuste tasakaalu. Fikseeritud sageduste korral on nendeks sagedusribadeks teeta ja beeta. Sellisel juhul leitakse SASI järgneva valemiga:

$$SASI = \frac{W_{beeta} - W_{teeta}}{W_{beeta} + W_{teeta}} \quad (4)$$

kus W_{beeta} on beeta sagedusriba võimsus ning W_{teeta} on teeta sagedusriba võimsus. SASI on normeeritud suurus, millel pole ühikut.

Hinrikus *et al.* uurisid depressioonis ja tervete inimeste gruppi [4]. Registreeritud EEG põhjal arvatud SASI abil näidati, et depressioonis ja tervete grupp olid omavahel statistiliselt märkimisväärselt eristatavad. See pidas paika kõikides uuritud kanalites, milleks olid FP1, FP2, T3, T4, P3, P4, O1, O2. Kusjuures depressiooni all kannatavate grupi keskmistatud SASI oli positiivne, samal ajal kui tervete grupis oli see negatiivne. Seega leiti, et SASI on lootustandev parameeter, mida tasub edasi uurida.

SASI on varasemalt kasutatud ka mikrolainete diapsoonis elektromagnetilise (EM) kiirguse mõju uurimisel inimese EEG-le [6]. Uuriti SASI muutust parietaalsetes kanalites P3, P4. Tulemustes näidati, et moduleeritud EM-kiirgus põhjustab SASI kasvu. Uuringus märgiti ka ära, et uuritavate individuaalsete SASI väärtuste vahel võib esineda erinevusi.

EEG-d võib mõjutada ka mõni keemiline ühend, mida igapäevaselt tarbitakse. Kohvi joomise puhul on täheldatud vähenenud depressiooni riski [25]. Seetõttu on uuritud ka kohvi joomise mõju SASI-le [5]. Tulemustest on näha, et kohvi tarbimine põhjustas statistiliselt olulise SASI vähenemise frontaalsetes (F3, Fz, F4) ja tsentraalsetes (C3, C4) kanalites. Kõige väiksem oli kohvi mõju oksipitaalsetele kanalitele (O1, O2).

Orgo *et al.* [7] uurisid emotsioonide mõju SASI-le. Uuritavatele näidati emotsionaalseid pilte ja samal ajal registreeriti EEG. Pildid jagunesid valentsuse põhjal positiivseteks, neutraalseteks ja negatiivseteks. Erinevate kanalite SASI väärtused keskmistati üle erinevate kolju piirkondade. Saadud tulemused näitasid, et SASI väärtused on negatiivsete piltide korral märkimisväärselt suurenenud frontaaltsentraalses, tsentraalses, parietaalses, vasak-temporaalses ja oksipitaalses aju piirkonnas.

Arvestades toodud tulemusi, võib SASI-t iseloomustada kui lootustandvat parameetrit, millel on potentsiaali tuvastada erinevaid EEG-s aset leidvaid muutusi.

2.3 Emotsioonide mõju

Psühholoogias, psühhiaatrias ja neurofüsioloogias on viimasel ajal läbi viidud palju inimese vaimset seisundit hindavaid ja emotsioone mõõtvaid uuringuid [26]–[29]. Paraku tuleb tõdeda, et emotsioonide kvantitatiivne mõõtmine on äärmiselt keeruline. Emotsioonide olemuse paremaks mõistmiseks tuleks alustada ajaloost ja inimese arengust.

Tänapäevases pidevalt muutuvast ühiskonnas kipume unustama, kust me tuleme ja kuidas me siia oleme jõudnud. Emotsioonid on evolutsiooni käigus arenenud ja aidanud meil ellu jääda. Emotsioonide näol on tegemist sisemiste muutuste jadaga, mille tulemusena võetakse vastu otsuseid ja tegutsetakse. Nende tegevuste tulemused on aidanud meil ellu jääda. Selliselt on kirjeldanud emotsioonide olulisust Antoni Damasio oma raamatus [30]. Emotsioonide teket võib kirjeldada järgmiste etappidena: konkreetse olukorda sattumine, olukorra hindamine oma individuaalsest vaatenurgast ja viimaks hinnanguga seotud emotsioonil põhinevate käitumuslike ja psühholoogiliste muutuste avaldumine [28]. Käesolevas magistritöös keskendutakse emotsioonidest tingitud kvantitatiivsete füsioloogilistele muutustele.

Varasemalt on TTÜ biomeditsiinitehnika keskuses uuritud negatiivsetest ja positiivsetest emotsioonidest tingitud muutus SASI-s. Orgo *et al.* [7] näitasid, et SASI abil on võimalik eristada negatiivseid, neutraalseid ja positiivseid emotsioone inimese EEG alusel. Nad eeldasid, et kuna depressiooni seostatakse negatiivsete emotsioonidega, võib esineda sarnasusi negatiivseid emotsioone kogevate tervete inimeste EEG-s ja depressioonis inimeste rahuoleku EEG-s. Seetõttu valiti ka käesolevas töös SLS-iga seotud muutuste uurimiseks SASI, sest muutuste esile kutsumiseks kasutati emotsionaalseid pilte.

Emotsioonid mõjutavad ka inimese südame löögisagedust ja selle muutlikkust. Hiljuti avaldatud uuringus suudeti SLM-i erinevate parameetrite abil tuvastada uuritavate nelja emotsionaalset seisundit 90% täpsusega. Seejuures on oluline mainida, et selline täpsus saadi rakendades geneetilist algoritmi, mis arvestab individuaalseid eripärasid ja sellest lähtuvalt valib emotsiooni hindamiseks just parameetrid, mis on kõige relevantsemad [20]. Sellele vaatamata ei kasutata SLM-i veel emotsioonide hindamiseks, kuid seos emotsioonide ja südame löögisageduse ja selle muutlikkuse vahel kahtlemata

eksisteerib. Choi *et al.* [29] näitasid korrelatsiooni RR-intervallide ja piltide meeldivuse hinnangu vahel. Korrelatsioon esines aga ainult piltide korral, millele olid uuritavad andnud kõrge hinnangu ärevuse skaalal ning madala hinnangu meeldivuse skaalal. Seetõttu võib oodata SLS-i suurenemist just kõrget ärevust tekitavate negatiivsete piltide korral, millele keskendutakse ka käesolevas uuringus.

2.3.1 Beeta ja teeta sagedusriba roll

Varasemalt häid tulemusi näidanud SASI põhineb beeta ja teeta sagedusribadel. Emotsioonidest tingitud muutusi nendes sagedusribades on näidanud ka teised autorid. Järgnevalt antakse ülevaade beeta ja teeta sagedusriba ning emotsioone puudutavatest uuringutest.

Güntekin *et al.* [31] leidsid, et näidates uuritavatele negatiivseid pilte, oli märgata beeta sagedusribas aktiivsuse kasvu parietaalses ja oksipitaalses aju piirkonnas võrreldes neutraalsete piltidega. Aftanas *et al.* [32] on leidnud kinnitust kõrge ärevuse seosele beeta ja teeta sagedusribade võimsustega, kusjuures beeta sagedusriba võimsus oli minimaalne ja teeta sagedusriba võimsus oli maksimaalne just positiivsete emotsioonide korral. Samuti on leitud, et beeta sagedusriba võimsus oksipitaalses piirkonnas on seotud visuaalse tähelepanuga [33]. Beeta sagedusribal on ka roll tähelepanu ja ootusärevuse korral [34].

Bekkedal *et al.* [35] on oma kokkuvõtvas artiklis kajastanud suurel hulgal eestlasest neuroteadlase Jaak Panksepa tööd, kus on jõutud järelduseni, et emotsioonid võivad pärineda aju sügavamatest kihtidest. Seetõttu sisaldavad aju pinnalt mõõdetud signaalid emotsioonide kohta pigem vähesel määral informatsiooni, küll aga märgitakse ära suure tõenäosusega sügavamalt ajust pärinevad teeta lained. Nimelt töid Bekkedal *et al.* [35] välja, et arvukad katsed loomadega on näidanud, et hippokampus ja sealt pärinev teeta rütm on seotud emotsioonide ja mälega. Seega võib oletada, et kortikaalselt mõõdetud teeta on osaliselt seotud hippokampusest pärineva teeta rütmiga. Teeta võimsust seostatakse emotsionaalse regulatsiooniga [36]. Leitud on, et emotsionaalse ärevusega tekitavad neuronid mandelkehas teeta rütmi [37]. Mandelkeha seost emotsionaalsete piltidega on rõhutanud ka Hamann *et al.* [38].

2.3.2 Emotsionaalsed pildid ja nende hinnangud

Emotsioonide hindamiseks kasutatakse tihti subjektiivsete emotsioonide hindamise skaalat ehk SAM-i (*Self-Assessment Manikin*) [39]. SAM on vahend, mis kasutab graafilisi jooniseid ja arvvärtusi emotsioonide iseloomustamiseks. On näidatud, et SAM-iga on võimalik väga lihtsalt hinnata inimeste emotsioone ja seejuures saadud hinnangud on stabiilsed ka kordushindamisel [40]. Pildi hindamisel on SAM-i meeldivuse skaalal kujutatud allapoole suunurkadega mehikest kõige väiksema arvvärtuse juures ja arvvärtuse kasvades tõusevad skaalal ka mehikese suunurgad kõrgemale, kujutades kõige kõrgema väärtuse korral tugevalt naeratavat mehikest. Ärevuse hindamise skaalal on kõige väiksema arvvärtuse juures kujutatud suletud silmadega mehikest, kelle süda tähistatakse kõigest pisikese täpiga rindkere keskel. Suuremate arvvärtuste juures hakkab süda aina rohkem rinnus peksma ja silmad on viimaks täiesti avatud. SAM-i kolmas skaala, mis hindab dominantsust, kujutab esimesel pildil neutraalse ilmega, kuid mõõtetelt väikest mehikest, kes järgnevate piltide peal muutub oluliselt suuremaks.

IAPS (*International Affective Picture System*) ehk Rahvusvaheline Afektiivsete Piltide Süsteem on emotsionaalsete värviliste piltide andmebaas, mille eesmärk on pakkuda paremat kontrolli uuringutes kasutatavate piltide üle. Ühise piltide süsteemi kasutamisega avaneb võimalus võrrelda omavahel erinevates laborites läbi viidud uuringuid, mis omakorda aitab kaasa objektiivsemate tulemuste saamisele. IAPS piltide hindamiseks viisid Lang *et al.* [40] läbi laialdase uuringu, kus 100 uuritavat hindasid kõiki IAPS-i pilte kolme emotsiooni suhtes SAM skaalal. Käesolevasse uuringusse valiti pildid Lang *et al.* uuringus saadud keskmiste hinnangute põhjal.

2.4 EEG ja EKG seos

Aju ja südame vahelist ühendust seostatakse autonoomse- ja kesknärvisüsteemiga (ANS ja KNS). Nii nagu nimigi ütleb, on ANS oma olemuselt autonoomne ja talitab meie tahte allumatult. KNS on aga inimese kõige tsentraalsem keskus, mis koordineerib ja mõjutab keha kõikide osade tööd.

KNS-i moodustavad peaaegu ja seljaaju. Kesknärvisüsteemil on eriti suur roll keerulise informatsiooni kiires töötlemises, näiteks piltide tuvastamisel ja sellega seotud

järelduste tegemisel või sündmuste meenutamisel. Selliste keerukate ülesannetega tegeleb enamjaolt inimesel kõige hilisemalt arenenud aju osa - suurajukoor. [8]

Muutused keha regulatsioonis ja funktsioonides, mis on tingitud emotsioonidest, stressist või ärevusest, tekivad ANS-i aktivatsiooni tõttu [41]. ANS kontrollib südame löögisagedust, hingamist, pupillide reaktsiooni jm [8]. Aju struktuuridest tegeleb ANS-i juhtimisega hüpotalamus, mis paikneb peaaju tüve lähistel [42].

Nagu eelnevalt öeldud, paikneb hüpotalamus peaajus, kuid kuulub seejuures ka limbilise süsteemi koosseisu. Limbiline süsteem hõlmab endas mitmeid väiksemaid aju struktuure, mis on suuremate struktuuride, aju poolkerade ja ajutüve, ümbruses. Uuringud on hakanud limbilist süsteemi seostama emotsioonide ja motivatsiooniga [43]. Olgu mainitud, et limbilisse süsteemi kuuluvad veel mandelkeha ja hipokampus, mida mitmed allikad seostavad samuti emotsioonidega [44]–[46]. Lisaks on leitud seos temporaalsagara ja hipokampuse ning mandelkeha vahel, seejuures on temporaalsagaral oluline roll visuaalsel piltide tuvastamisel [47].

ANS-i saab omakorda jaotada veel sümpaatiliseks ja parasümpaatiliseks närvisüsteemiks (SNS ja PSNS). Need mõlemad ANS-i osad töötavad üksteisele vastupidiselt, et saavutada organismile eluks vajalik tasakaal. SNS aktiveerub ärevates olukordades ja soodustab energia tootmist. Näiteid SNS-i aktivatsioonist: (1) suureneb südame löögisagedus ja verevool skeletilihastesse, et olla valmis võitluseks; (2) pupillid laienevad, et rohkem valgust pääseks silma ja nägemine paraneks; (3) laienevad bronhioolid, mis parandavad alveolaarset hapnikuvahetust. PSNS aga tegeleb eelnevate muutuste normaliseerimisega ja hoolitseb taastumise eest. Kui eelnevalt oli seedimine inhibeeritud, siis nüüd hakkab keha tegelema uuesti seedimisega (peristaltikaga) ja suurendatakse verevoolu seedeelundkonda. [8]

Morgane *et al.* [43] avaldatud kokkuvõtlikus artiklis on analüüsitud limbilise süsteemi kohta publitseeritud uuringuid ja erinevaid teooriaid. Tunnustust on seal leidnud Jaak Panksepa uuringud ja on jõutud järeldusele, et üksikute funktsioonide konkreetsetele aju struktuuridele määramine ei ole tulemuslik, kuna limbiline süsteem töötab kompleksidena koostöös teiste limbilise süsteemi osadega.

Eelnevat kokku võttes on näidatud, et südame tegevust juhtiv ANS allub hüpotalamusele, mis paikneb peaajus koos hipokampuse ja mandelkehaga. Viimased on

kõik limbilise süsteemi osad. Järelikult peaks ANS-i aktivatsiooni poolt tekitatud südame löögisageduse muutuste põhjused pärinema aju limbilisest süsteemist, mistõttu võiks olla õigustatud südame löögisageduse ja EEG vahelise seose otsimine.

Eelnevat toetab ka 2016. aastal Valenza *et al.* [48] poolt avaldatud artikkel, mis uuris EEG aktiivsuse ja SLS-i vahelist seost emotsionaalsete piltide vaatamisel. Uuringus leiti, et kõrge ärevus tõepoolest kutsus esile muutusi aju-südame dünaamikas. Esile tõsteti prefrontaalset ja parietaalset aju piirkonda. Tulemustes toodi veel välja, et just negatiivsed emotsioonid kutsusid esile suurimaid muutusi. Valenza *et al.* poolt läbi viidud uuring keskendus teeta sagedusribale ja uuringu kokkuvõttes on soovitatud kaasata ka teisi sagedusribasid. SASI ja SLS-i vahelise korrelatsiooni uurimine täidab selle tingimuse.

3 Metoodika

3.1 Uuritavad

Käesolevas töös kasutati varasema uuringu käigus salvestatud signaale. Uuringus osales 42 vabatahtlikku inimest, kes jagunesid kahte gruppi. Üks grupp hõlmas depressioonis inimesi, teine grupp oli kontrollgrupp. Grupid jagunesid võrdselt ja mõlemas grupis oli 21 inimest. Kõik depressioonis uuritavad diagnoositi ühe ja sama psühhiaatri poolt. Kontrollgrupp valiti vastavalt depressioonis uuritavatele vanuse (± 2 aastat), soo ja käelisuse põhjal. Depressiooni sümptomitega grupi keskmine vanus oli $32,2 \pm 13,2$ aastat. Kontrollgrupi keskmine vanus oli $31,9 \pm 13,5$ aastat. Naisi osales uuringus 26, mehi 16. Uuringus osalemise eelduseks oli hoidumine psühhotropsetest ainetest üks kuu ja narkootilistest ainetest kolm kuud enne EEG salvestamist. Ka kohvi tarbimist paluti vältida 2 tundi ja alkoholi tarbimist 24 tundi enne salvestust. Uuritavatele edastati päev enne salvestuse toimumist uuringu infoleht ning uuritavad andsid kirjaliku informeeritud nõusoleku uuringus osalemiseks. Uuring oli läbi viidud vastavuses Maailma Arstide Liidu Helsingi deklaratsiooniga ja heaks kiidetud Tallinna Meditsiiniuuringute Eetikakomitee poolt.

3.2 Signaalide salvestamine

Salvestused toimusid Tallinna Tehnikaülikooli biomeditsiinitehnika keskuse varjestatud ruumis. Uuritavatele kuvati ekraanil pilte ja selle käigus salvestati EEG ja EKG signaalid. Uuritav oli istuvas asendis ja paiknes ekraanist ligikaudu meetri kaugusel. Ühte pilti kuvati 3 sekundit, millele järgnes minimaalselt 3,5-sekundiline paus. Kokku oli pilte 200. Piltide vaatamisele järgnes piltide hindamine.

Signaalid registreeriti Neuroscan Synamps2 (*Compumedics, USA*) seadmega ja tarkvarana oli kasutusel Neuroscani programm Acquire (*Compumedics, USA*). EEG elektroodid paigutati vastavalt rahvusvahelisele laiendatud 10-20 elektroodide süsteemile ja kasutati 30-elektroodi. Salvestati seega 30 kanalit, mille referents paiknes kohal AFz ja mis hiljem arvutati ümber kohale Cz. Uuritavate nahk puhastati kontakti parandamiseks Omniprepi ja Cutaseptiga. Elektroodide impedants oli väiksem kui 10 k Ω ja diskreetimissageduseks oli 1 kHz.

3.3 Kasutatud pildid ja nende hindamine

Uuritavatele näidatud pildid saadi IAPS pildikogust, kust valiti välja 200 pilti Lang *et al.* [40] uuringu põhjal. Pildid jaotati erinevatesse kategooriatesse meeldivuse ja ärevuse hinnangute põhjal. Dominantsuse hinnang, mis on samuti IAPS pildikogus olemas, jäeti kõrvale. Lang *et al.* uuringu põhjal antud hinnangud on võimalik 9-palli skaalal jaotada kolmeks – kõrgeks (9-7 palli), keskmiseks (4-6 palli) ja madalaks (1-3 palli). Sellist kategoriseerimist rakendati nii meeldivuse kui ka ärevuse hinnangutele. Käesolevas töös keskenduti SLS-i muutuste uurimisel nendest kategooriatest kahele grupile, mille vahel võiks eelnevatele uuringutele [7], [29], [49] tuginedes esineda SLS-is suurimad muutused. Esimene kategooria nendest oli madala meeldivusega ja kõrge ärevusega pildid, mida oli antud valimis 30. Neil kujutati õnnetust, vägivalda või laipa. Nimetagem seda pildikategooriat edaspidi lihtsustavalt häirivateks piltideks. Teine kategooria oli keskmise meeldivuse ja madala ärevusega pildid, mis võiks kanda neutraalsete piltide nimetust. Nendel piltidel kujutati igapäevaseid esemeid, inimesi tavapäraolukordades või abstraktseid kujutisi. Neutraalseid pilte oli valimis 32. Täpsema ülevaate annab Tabel 2, kus on esitatud lisaks pildikategooriatesse kuuluvate piltide hulgale ka vastavate hinnangute keskväärtus (KV) ja standardhälve (SD).

Meeldivus	Meeldivuse KV (SD)	Ärevus	Ärevuse KV (SD)	Kogus	Iseloomustus
Kõrge	7,2 (0,4)	Kõrge	7,0 (0,0)	20	
Kõrge	7,2 (0,4)	Keskmine	5,0 (1,0)	52	
Kõrge	7,1 (0,3)	Madal	3,0 (0,0)	18	
Keskmine	-	Kõrge	-	0	
Keskmine	4,0 (0,0)	Keskmine	4,0 (0,0)	22	
Keskmine	5,4 (0,6)	Madal	2,9 (0,3)	32	Neutraalsed
Madal	1,9 (0,4)	Kõrge	7,0 (0,0)	30	Häirivad
Madal	2,8 (0,4)	Keskmine	4,4 (0,8)	26	
Madal	-	Madal	-	0	

Tabel 2. Ülevaade IAPS piltidest, mida töös kasutati

Uuritavatel paluti peale salvestust kõiki pilte hinnata kasutades selleks SAM-i hindamisskaalat. Saadud hinnangute põhjal oli võimalik eristada erinevaid pildikategooriaid, mis indiviiditi vastavalt antud hinnangutele erinesid. Eelnevalt toodud Tabel 2 kuvatud hinnangud ei lange tõenäoliselt kokku uuritavate endi hinnangutega, mistõttu edaspidi võivad piltide hulgad erinevate uuritavate vahel varieeruda.

3.4 Töötlustarkvara

Signaalide töötlemiseks kasutati tarkavara MATLAB versiooni R2015a (*The MathWorks, Inc*). Lisaks kasutati moodulit EEGLAB (*version 14.0.0, University of California, USA*). Tegemist on MATLAB-i põhise mooduliga, mis on ette nähtud EEG ja teiste füsioloogiliste signaalide töötlemiseks.

3.5 Südame löögisageduse arvutamine

Südame löögisageduse arvutamine tähendas salvestatud EKG signaalide töötlemist. Esimese etapina oli vaja leida salvestuse EKG-st SLS. Selleks kirjutatud algoritm täitis järgmised ülesanded:

- 1) QRS-komplekside tuvastamine
- 2) RR-intervallide ja SLS arvutamine
- 3) Ektoopiliste löökide tuvastamine
- 4) SLS interpoleerimine

3.5.1 QRS-komplekside tuvastamine

QRS-kompleksid on EKG signaalis silmaga väga kergesti äratuntavad, kuid nende matemaatiline tuvastamine võib olla keerulisem. Seetõttu kasutati käesolevas töös Pan-Tompkinsi algoritmi [50], mille usaldusväärsust ja töökindlust on kinnitanud varasemad uuringud [51]. Pan-Tompkinsi algoritmile on kirjutatud Hooman Sedghamiz MATLAB-i funktsiooni, mis teostab kõik Pan-Tompkinsi algoritmile ettenähtud sammud. Nimetatud funktsiooni sisendiks antakse EKG signaal ja väljundiks saadakse QRS-komplekside R-sakkide asukohad. R-sakkide asukohtade teadmine võimaldab edasi minna RR-intervallide arvutamise juurde.

Pan-Tompkinsi algoritmi rakendamise sammud:

- 1) Eeltöötlus ehk diskreetimissageduse vähendamine 200 Hz-ni (nagu originaalses algoritmis ettenähtud) ning filtreerimine madal- ja kõrgpääsfiltritest kombineeritud ribapääsfiltriga, jättes alles 5-15 Hz sagedusriba;
- 2) Filtreeritud signaalist tuletise võtmine, et esile tõsta QRS-kompleksid;
- 3) Signaali ruutu võtmine;
- 4) Signaalist liikuva keskmise leidmine, mille akna pikkus on 0,15 sekundit;
- 5) Piikide põhjal QRS-komplekside detektsiooni, kasutades Pan-Tompkinsi algoritmi hindamiskriteeriumeid.

3.5.2 RR-intervallide ja SLS arvutamine

RR-intervall arvutatakse vastavalt kirjanduse ülevaates toodud valemile 1. Olgu siinkohal korratud, et RR-intervall saadakse kahe detekteeritud R-saki vahelise aja leidmisel. Käesolevas magistritöös paigutati RR-intervall ajaliselt esimese R-saki detekteerimise kohale. SLS-i näol on tegemist RR-intervallide pöördväärtustega.

3.5.3 Ektoopiliste löökide tuvastamine

Inimeste südametöös võivad esineda vahelelöögid ehk ektoopilised löögid, mida inimene ise ei pruugi isegi märgata, aga mis ilmnevad EKG-l ja põhjustavad ebakorrektsed tulemused RR-intervallides ja SLS-is. Selle töö raames uuritud inimeste RR-intervallides leidis samuti ebakorrektsed hetkelisi väärtusi, mis olid tingitud EKG-s esinenud vahelelöökidest või muudest artifaktidest.

Füsioloogilised signaalid ei ole täiuslikud ja mitmed uuringud on tõstatanud EKG-s esinevate artifaktide korrigeerimise vajalikkuse [52]. Välja on pakutud erinevaid meetodeid ektoopiliste löökide korrigeerimiseks, aga saadud tulemused oleksid sellisel juhul kunstlikult moonutatud [53]. Seetõttu kõrvaldati käesolevas töös artifakte sisaldavad lõigud.

Ektoopiliste löökide tuvastamiskriteeriumite valimisel tugineti Cheung *et al.* [54] tööle, kus eeldati, et RR-intervall saab muutuda ainult teatud määral eelmise intervalli

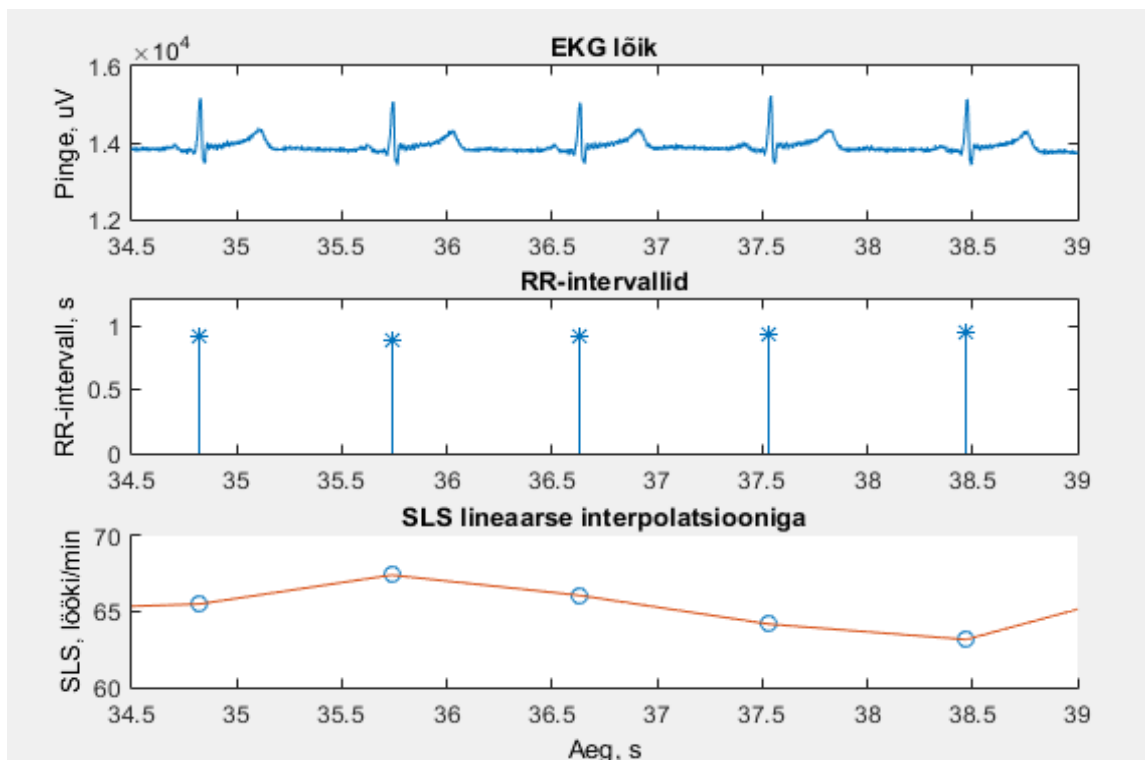
suhtes. Artiklis jõuti järeldusele, et maksimaalne RR-intervalli suurenemine võrreldes eelmisega saab olla 32,5% ja vähenemine vastavalt 24,5%.

Teisi kirjanduslikke allikaid lugedes on jõutud ka suuremate muutusteni järjestikes RR-intervallides [55]. Võttes arvesse, et piltide vaatamisest tingitud südame löögisageduse muutumine oli ootuspärane tulemus, otsustati eemaldada vaatluse alt signaali lõigud, kus RR-intervall kasvas rohkem kui 32,5% või vähenes rohkem kui 24,5%. Nii hüljatakse kõik väga ekstremaalsed tulemused, mille tõepärasuses ei saa kindel olla, kuid lubatakse individuaalsetest iseärasustest tingitud küllaltki suur muutus RR-intervallides.

3.5.4 SLS interpoleerimine

Eespool arvatud RRI-d ja SLS omandavad iga järgmise südamelöögiga uue väärtuse, mistõttu saadud signaal omab väärtusi üksikutel ajahetkedel. Võrdluseks toon välja, et algsete signaalide diskreetimissagedus oli 1000 Hz, kuid süda lööb inimesel keskmiselt üks kord sekundis. Seetõttu otsustati vahepealsed väärtused diskreetsete arvatud hetkväärtuste põhjal lineaarselt interpoleerida. Eeldati, et südame löögisagedus on pidev muutuja. Lineaarset interpoleerimist on tehtud ka varasemates SLS-i hõlmanud uuringutes [56], [57].

Interpoleerimise protsessi illustreerib Joonis 2. Joonisel on kujutatud juhuslikult valitud EKG signaali lõik, EKG-st Pan-Tompkinsi algoritmiga tuvastatud RR-intervallid ja SLS-i ehk RRI pöördväärtusi, mille vahepealsed tulemused on lineaarselt interpoleeritud.



Joonis 2. Sammud EKG-st lineaarselt interpoleeritud SLS-ni

3.6 Spektraalse asümmeetria indeksi arvutamine

Teine etapp oli EEG signaalidest spektraalse asümmeetria indeksi ehk SASI arvutamine, see tähendas järgmist:

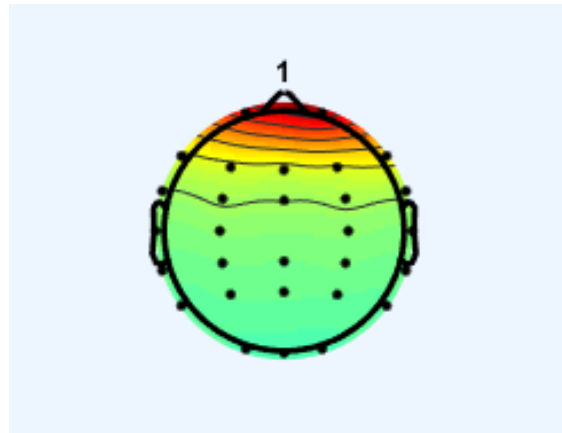
- 1) EEG eeltöötlust
- 2) SASI arvutust.

3.6.1 EEG eeltöötlus

Kõigepealt EEG signaalid filtreeriti, et eemaldada üleliigsed sagedused. Filtreerimiseks valiti sagedusvahemik 1-48 Hz, mida filtreeriti Butterworthi madalpääs- ja seejärel kõrgpääsfiltriga.

Järgnevalt viidi läbi sõltumatute komponentide analüüs (*Independent Component Analysis – ICA*). Tegemist on väga võimeka analüüsimeetodiga, mille puhul eeldatakse, et sisendisse antud andmehulk on lineaarne kombinatsioon erinevatest signaalidest. ICA algoritm leiab need signaalid ehk sõltumatud komponendid. EEGLAB moodulis oli

võimalik visualiseerida erinevaid EEG signaalist leitud sõltumatuid komponente. Eemaldati Joonis 3 kuvatud silmade liigutamisele iseloomulik komponent.



Joonis 3. ICA käigus eemaldatud EEG signaali komponendi esinemise piirkond. Punasega on tähistatud komponendi tugevaim mõjupiirkond.

3.6.2 SASI arvutus

SASI arvutamiseks filtreeriti signaalid pärast müra eemaldamist omakorda teeta (4-8 Hz) ja beeta (14-30 Hz) sagedusribadesse. Kasutati Butterworthi filtrit. Järgmisena arvutati sagedusribade võimsused 6-sekundilises aknas vastavalt valemitele:

$$W_{beeta} = \sum_{i=0}^{6s} X_i^2 \quad (5)$$

$$W_{teeta} = \sum_{i=0}^{6s} Y_i^2 \quad (6)$$

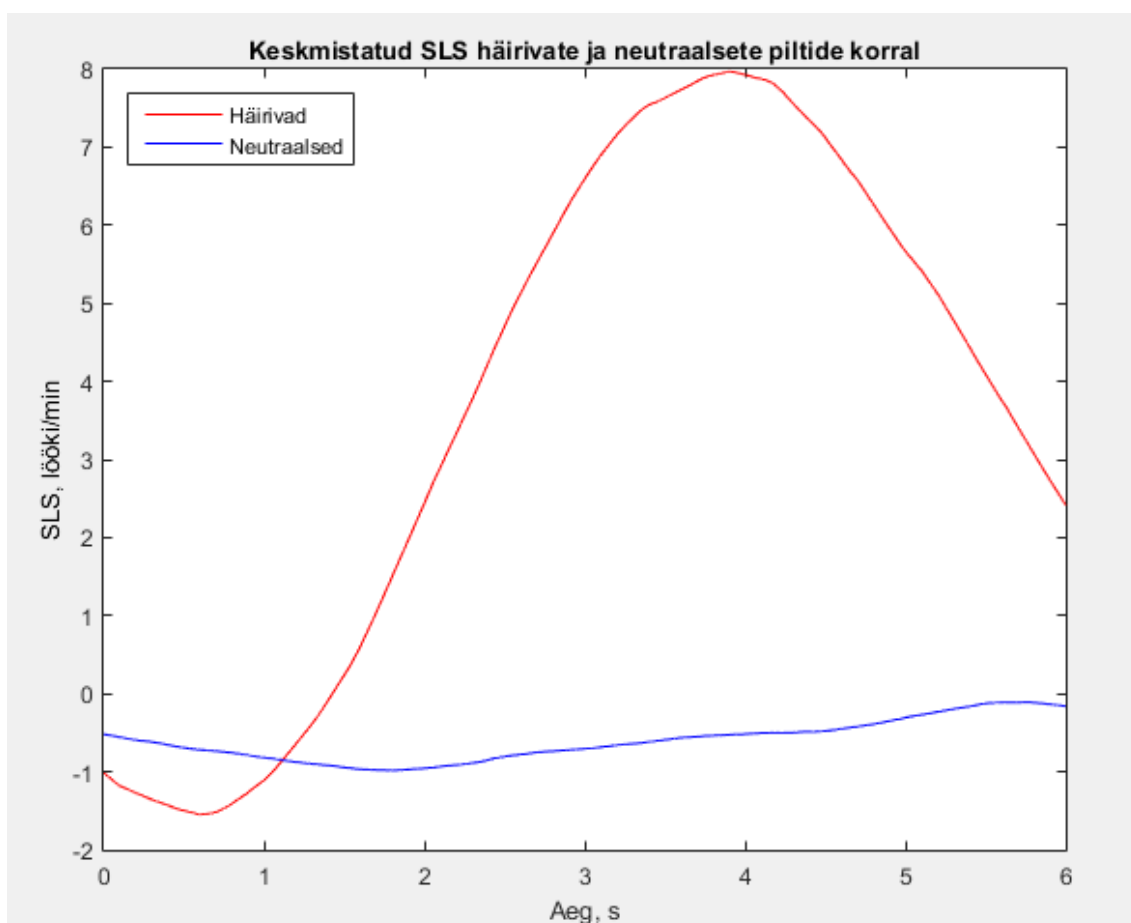
kus W_{beeta} on beeta ja W_{teeta} on teeta sagedusriba võimsus. X_i ja Y_i on vastavalt beeta või teeta ribapääsfiltriga filtreeritud signaalid, kus i tähistab diskreetset aega. SASI arvutati iga kanali K ($K=1, \dots, 29$) kohta järgnevalt:

$$SASI_K = \frac{W_{beeta} - W_{teeta}}{W_{beeta} + W_{teeta}} \quad (7)$$

3.7 Signaalilõikude keskmistamine ja analüüs

Pildid kategoriseeriti vastavalt iga inimese enda antud meeldivuse ja ärevuse hinnangutele. Peatükis 3.3 on selgitatud pildikategooriate jagunemist. Suurima SLS-i muutuse tuvastamise eesmärgil valiti esialgu võrdlemiseks kaks pildikategooriat, mida võis iseloomustada kui neutraalseid ja häirivaid pilte. See tähendas, et esialgu vaadeldi signaalilõike, mis järgnesid nendesse pildikategooriasse kuuluvate piltide esinemisele.

SLS-i muutuse arvutamiseks kasutati baasjoont. Baasjooneks valiti kahesekundiline SLS-i lõik, mis eelnes pildi näitamise hetkele. Baasjoone väärtused keskmistati üheks arvuks ja saadud väärtus lahutati maha pildi kuvamise hetkele järgneva 6-sekundilise lõigu igast üksikust väärtusest. Seejärel keskmistati vastavatesse pildikategooriatesse kuuluvad lõigud ja saadud tulemus ühe uuritava puhul on kuvatud illustratsiooniks Joonis 4.



Joonis 4. Keskmistatud SLS häirivate ja neutraalsete piltide korral

Uuritavate andmete põhjal saadud graafikute omavaheliseks võrdlemiseks otsustati leida Joonis 4 esitatud lõikude keskvärtused ja tuvastada uuritavad, kellel oli näha märkimisväärset erinevust häirivate ja neutraalsete piltide vahel. Töötlust jätkati vaid uuritavatega, kellel esines oluline muutus.

Töö teiseks etapiks oli SLS muutustele vastava EEG-st arvatud SASI muutuse uurimine. Selleks toimiti analoogiliselt eelpool toodud kirjeldusele. Piltidele järgnevad 6-sekundilised EEG lõigud võeti vaatluse alla. Beeta ja teeta võimsused arvatati vastavalt valemile 5 ja 6, millest lõpuks arvatati igale EEG kanalile vastav SASI. Siin saadud tulemusi ei keskmistatud pildikategooriate kaupa. Piltide vaatamisele järgneva 6-sekundilise lõigu keskmist SLS-i võrreldi samale lõigule arvatud SASI väärtusega iga EEG kanali kohta kõikide piltide korral.

Korrelatsiooni tuvastamiseks kasutati Pearsoni lineaarset korrelatsioonikordajat, mida kasutatakse kahe muutuja vahelise (SLS ja SASI) lineaarse seose iseloomustamiseks. Korrelatsioonikordaja (R) omab väärtusi vahemikus -1 kuni $+1$. Maksimaalset positiivset korrelatsiooni iseloomustab väärtus $+1$, maksimaalset negatiivset korrelatsiooni väärtus -1 ja lineaarse korrelatsiooni puudumist iseloomustab väärtus 0 . Keskmise tugevusega korrelatsiooni puhul jääb korrelatsioonikordaja vahemikku $0,3 < |R| < 0,7$. [58]

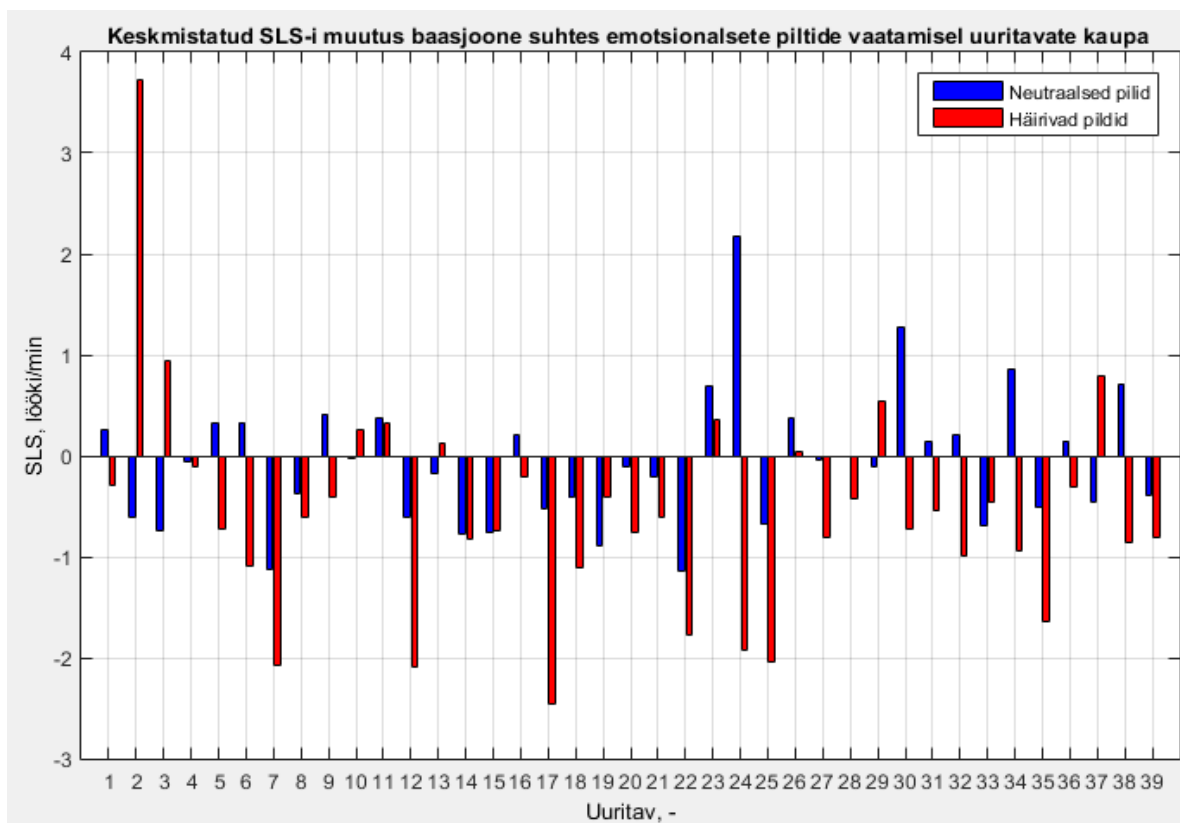
Lisaks korrelatsioonikordajale vaadeldi ka korrelatsiooni statistilist olulisust, eeldades mõlema muutuja (SLS ja SASI) normaaljaotust. Nullhüpoteesiks (H_0) on SLS-i ja SASI vahelise korrelatsiooni puudumine. Alternatiivne hüpotees (H_1) väidab, et SLS-i ja SASI vahel on korrelatsioon. Statistilist olulisust väljendav väärtus ehk p -väärtus näitab, kui suure tõenäosusega püstitatud hüpoteesid kehtivad. P -väärtus arvatatakse teatud olulisuse nivoo (α) juures, milleks oli käeolevas töös $0,05$. Kasutades Bonferroni korrigeerimist [59] tuleks olulisuse nivoo jagada veel läbiviidud võrdluste arvuga (m). Kuna antud töös otsiti seost 29 kanalist, siis tuleks eelpool mainitud olulisuse nivoo vastavalt läbi jagada. Kui p -väärtus on väiksem kui α/m , siis lükatakse H_0 ümber. Vastasel juhul jääb H_0 kehtima.

4 Tulemused

Uuringus osalenud 42-st uuritavast eemaldati 3 signaalide halva kvaliteedi tõttu.

4.1 SLS muutuste tuvastamine

SLS muutuste tuvastamiseks oli vaja võrrelda omavahel erinevatele pildikategooriatele vastavaid keskmisi SLS-i muutusi. Täpsemalt on seda kirjeldatud punktis 3.7. Saadud täpsed tulemused uuritavate kaupa on toodud Lisas 2, kus on ära märgitud ka standardhälve. Ülevaatlikult on tulemused esitatud Joonis 5. Joonisel ei ole esitatud standardhälbeid, kuna sellise andmehulga juures ei andnud need visuaalselt head ülevaadet. Ainukene silmapaistev muutus südame löögisageduses emotsionaalsete piltide vaatamisel esines uuritaval nr 2. Häirivad olid tema jaoks 24 ja neutraalsed 70 pilti.



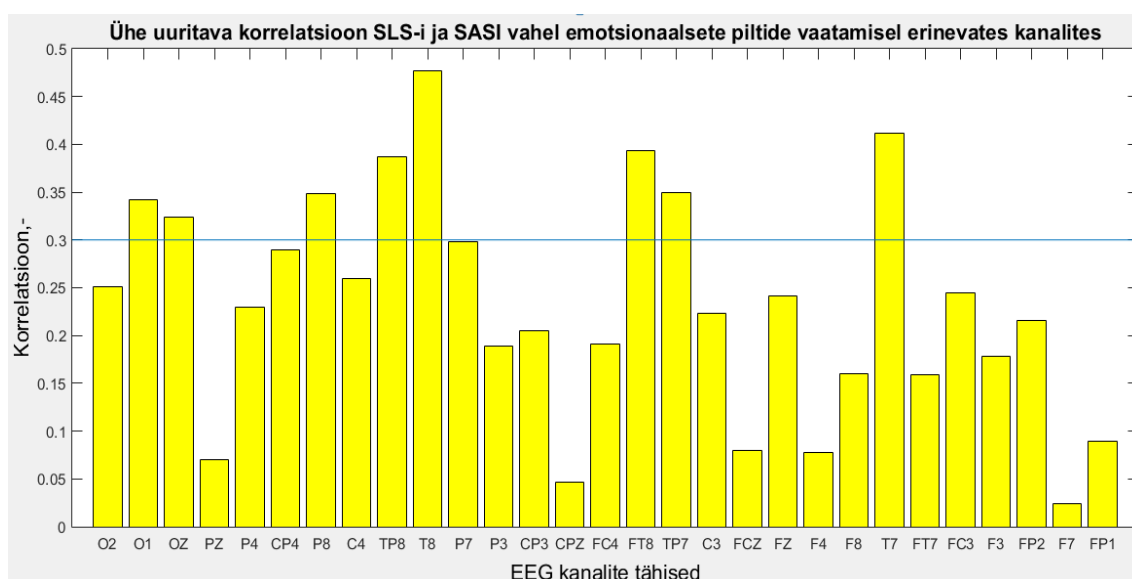
Joonis 5. Keskmistatud SLS-i muutus baasjoone suhtes emotsionaalsete piltide vaatamisel uuritavate kaupa

Joonis 5 analüüsidest jääb silma, et kuigi mõnel uuritaval on näha häirivate piltide vaatamisega kaasnevat keskmise südame löögisageduse kasvu, siis tegelikult suuremal

osal uuritavatest on tulemused pigem täielikult vastupidised ootuspärasele südame löögisageduse kasvule.

4.2 SLS ja SASI vaheline korrelatsioon

Olles tuvastanud SLS-i suurenemise negatiivsete piltide korral ühel uuritaval, saab edasi minna korrelatsiooni uurimisega. Järgnevalt on vaadeldud kõikide piltide kuvamise hetkele järgneva keskmistatud SLS-i (ilma baasjoone maha lahutamiset) ja sellele vastava SASI vahelist korrelatsiooni erinevates kanalites. Joonis 6 on kuvatud saadud korrelatsioonikordajad kanalite kaupa.

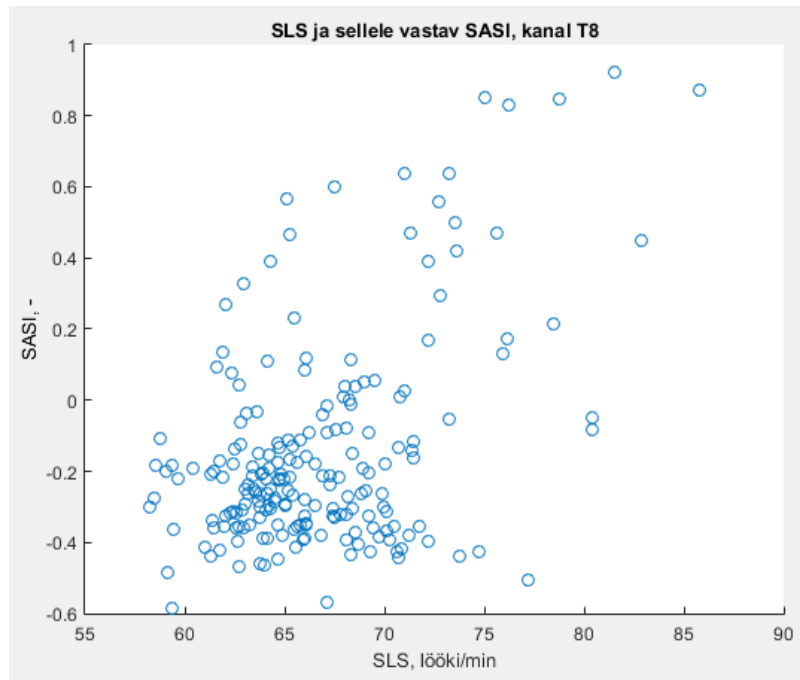


Joonis 6. Ühe uuritava korrelatsioon SLS-i ja SASI vahel emotsionaalsete piltide vaatamisel erinevates kanalites. Samuti on joonisel toodud keskmise tugevusega korrelatsiooni alampiir.

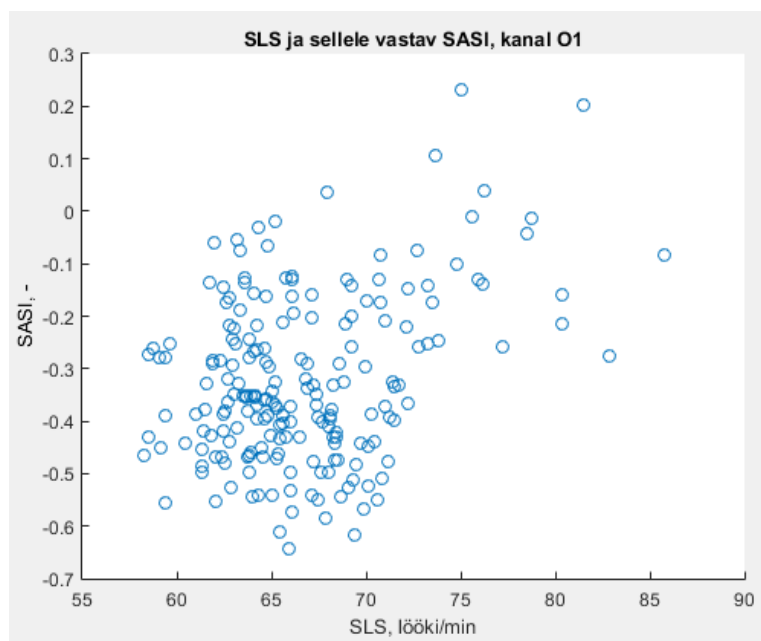
Keskmise tugevusega korrelatsiooni on näha üheksas kanalisis (O1, Oz, P8, TP8, T8, FT8, P7, TP7, T7). Kõige tugevam korrelatsioon esines kanalites T8 ja T7. P-väärtused kõigis nimetatud kanalites on väiksemad kui α/m ($\alpha = 0,05$ ja $m = 29$). Saadud tulemused on toodud ka Lisas 3.

Eristuvad mõned aju topograafilised piirkonnad, kus esineb keskmise tugevusega korrelatsioon SLS-i ja SASI vahel. Kõige tugevam on korrelatsioon temporaalsetes sagarates ja selle vahetus läheduses (ühes frontaal-temporaalses kanalisis ja temporaalparietaalses kanalisis). Märkimisväärne on veel korrelatsioon oksipitaalsagaras ja ka parietaalsagara kanalites.

Südame löögisagedus ja sellele vastav SASI on kanali T8 kohta toodud Joonis 7. Kanal T8 iseloomustab temporaalses piirkonnas leiduvaid seoseid. Jooniselt on näha, et SASI muutub suurtes piirides (-0,60 – 0,95). Oktsipitaalsagaras aset leidnud SASI muutus (Joonis 8) on väiksema korrelatsiooniga ja SASI muutub vahemikus (-0,65 – 0,25). Sarnases vahemikus muutub ka kanalis Oz leitud SASI.



Joonis 7. Hajuvusdiagramm SLS-i ja SASI vahel kanalis T8



Joonis 8. Hajuvusdiagramm SLS-i ja SASI vahel kanalis O1

4.3 Arutelu

Esimesena vaadeldi südame löögisageduse muutusi kõigil 39 uuritaval. Saadud tulemustes ei esinenud enamikel märkimisväärseid muutusi erinevatesse pildikategooriatesse kuuluvate piltide vaatamisel, kuigi varasemalt on leitud muutusi südame löögisageduse ja emotsionaalsete piltide vahel. Choi *et al.* [29] on juhtinud tähelepanu kultuurilistest erinevustest tingitud erinevustele piltide hindamisel. Kuna käesolevas töös kasutati individuaalseid hinnanguid, siis võib olulist rolli mängida inimeste endi oskus SAM-i skaalat kasutada. Seega võib üheks muutuste mitte tuvastamise põhjuseks olla piltide ebaõige kategoriseerimine, mis kaotab tekkinud muutused keskmistamisel.

Joonis 4 on väga hästi näha, kuidas ühel uuritaval on märkimisväärne erinevus kahe pildikategooria südame löögisageduste võrdlemisel. Anttonen *et al.* [19] leidsid, et kõige suurem muutus SLS-is leidis aset umbes kolmandal sekundil peale negatiivsete piltide kuvamise hetke. Sama tulemus leiti ka käesolevas töös selle uuritava puhul. Teiste uuritavate puhul oli seda samuti märgata, kuid tekkinud SLS-i muutus baasjoone suhtes ei olnud märkimisväärne.

Üheks põhjuseks, miks ei õnnestunud leida muutusi SLS-is erinevate pildikategooriate vahel, võib olla konkreetse uuringu salvestuste protokoll. Võib-olla on 6,5 sekundit liiga lühikene aeg, mille jooksul tuvastada muutusi SLS-is. Seejuures võib rolli mängida ka eelmise pildi mõju, mis varjutab järgmist. Käesolevas uuringus kasutati baasjoone maha lahutamist, et võimendada tekkinud muutusi. Kuna pildid kuvati ekraanile juhuslikus järjekorras, siis võib ka piltide järjestus tulemuste saamisel rolli mängida.

Uuritav nr 2, kelle SLS-is tuvastati olulised muutused, kannatas mõõduka depressiooni all, lisaks oli tal depressiooni sümptomitega ärevushäire. Ta oli 27-aastane paremakäeline meesterahvas. Sarnase diagnoosiga uuritavaid oli veel teisigi, kuid nende puhul muutuseid keskmistatud SLS-is pildikategooriate vahel ei esinenud.

SASI ja SLS-i vahelise korrelatsiooni uurimisel kasutati kõiki pilte ja vaadeldi neile vastavat keskmist SLS-i ja SASI. Pearsoni korrelatsioonikordaja omas erinevaid väärtusi erinevates EEG kanalites (Joonis 6), kuid suurim väärtus saavutati kanalis T8 ja T7. Varasemad uuringud ei ole temporaalseid kanaleid esile tõstnud, kuid antud uuringus

leiti keskmise tugevusega statistiliselt oluline korrelatsioon just nendes kanalites. Temporaalsagara ümbruses paiknev üks frontaal-temporaalne (FT8), temporaal-parietaalsed (TP8, TP7) ja parietaalsed kanalid (P8, P7) näitasid samuti märkimisväärseid keskmise tugevusega korrelatsioonikordajaid. Ühe eraldiseisva piirkonna moodustavad veel oksipitaalsagara kanalid (O1, Oz), kus leiti keskmise tugevusega korrelatsioon. Kõik eelnevalt mainitud kanalites leitud korrelatsioonid on statistiliselt olulised. Orgo *et al.* [7] on leidnud märkimisväärseid muutusi SASI-s erinevate piltide vaatamisel parietaalsetes ja oksipitaalsetes kanalites, mida kinnitavad ka käesolevas uuringus saadud tulemused. Lisaks on nad leidnud muutusi SASI-s ka vasakpoolses temporaalses aju piirkonnas. Käesolev uuring tõstis esile muutusi nii parempoolses kui ka vasakpoolses temporaalses kanalites.

Eelnevalt loetletud kanalitele lisaks leidis statistiliselt oluline, kuid nõrk positiivne korrelatsioon ka kolmandas oksipitaalses kanalites O2. Seega terves oksipitaalses piirkonnas esines statistiliselt oluline korrelatsioon. Parietaalses kanalites P4 leidis samuti statistiliselt oluline nõrk korrelatsioon, kuid statistilist olulisust ei leitud kanalites P3. Statistiliselt olulist nõrka korrelatsiooni leiti veel kanalitest CP4, C4, FC3, Fz ja C3. Tegemist on piirkondadega, mida on maininud ka Orgo *et al.* [7] oma tulemustes.

Temporaalsagaras esinevat kõige tugevamat korrelatsiooni võiks seostada SLS-i muutumisest tingitud mõjutustega. Varasemalt pole küll võrreldud südame löögisagedust ja SASI emotsionaalsete piltide vaatamisel, kuid on alust kahtlustada, et temporaalsagaras aset leidvad muutused on seotud SLS-iga. Nimelt oli näha, et märkimisväärne SLS-i suurenemine esines ainult ühel uuritavaal 39-st. Järelikult ei ole SLS-s muutuste esile kutsumine sugugi lihtne ja seetõttu pole ka SLS-is tekkinud muutuste mõju tõenäoliselt varasemates SASI uuringutes rolli mänginud.

Varasemalt on Morgane *et al.* [43] näidanud SLS-i ja limbilise süsteemi vahelist seost, kusjuures rõhutatakse hipokampuse ja mandelkeha rolli SLS-i muutustel. Teiselt poolt on Orgo *et al.* [7] näidanud emotsioonide mõju SASI-le ja toonud välja muutused aju piirkondades, mis kattuvad käesolevas töös saadud tulemustega. Ainukeseks erinevuseks jääb temporaalsetes kanalites leitud kõige tugevam korrelatsioon. Temporaalsagarat on varasemalt seostatud hipokampuse ja mandelkehaga [47]. Nii hipokampus kui mandelkeha kuuluvad limbilisse süsteemi ja on tihedalt seotud ka hüpotalamuse ja ANS-iga, mis kontrollib SLS-i. Seega võiks eelneva põhjal järeldada, et

temporaalsagaras leitud kõige tugevam korrelatsioon on põhjendatud SLS-is aset leidnud muutustega.

Bekkedal *et al.* [35] on kajastanud ka Jaak Panksepa tööd ning leidnud, et kortikaalselt mõõdetav teeta rütm on seotud emotsioonidega ja võib pärineda sügavamalt ajust. Katsed loomadega on näidanud, et nendeks aju osadeks võiks olla just hüpotalamus ja mandelkeha. Kokkuvõtvalt võib öelda, et nii emotsioonide kui ka SLS-i muutused on seotud limbilise süsteemiga, mis võiksid avalduda eelkõige temporaalsagaras. Paraku Orgo *et al.* [7] tõstis esile ainult vasakpoolse temporaalse piirkonna ja käesolevas magistritöös vaadeldud 39-st uuritavast leiti märkimisväärne SLS-i muutus ainult ühel. Seega võib oletada, et tulemustes esinevad erinevused võivad olla tingitud just SLS-i muutusest, mis avaldusid kõige tugevama korrelatsioonina temporaalsagara kanalites T8 ja T7.

SLS-i ja SASI vahelist seost kujutab kanalites T8 Joonis 7 ja kanalites O1 Joonis 8. Mõlemal joonisel on kujutatud SASI lineaarset suurenemist SLS-i suurenemisel. Hinrikus *et al.* [4] on varasemalt näidanud, et SASI on depressioonis uuritavate grupil negatiivne ja tervete grupil positiivse väärtusega. Eelnevast lähtuvalt on Orgo *et al.* [7] näidanud, et negatiivsed emotsioonid tõstavad SASI väärtust kõige rohkem võrreldes neutraalsete emotsioonidega. Käesolevas töös leiti, et häirivate piltide vaatamisel ühel uuritaval esines märkimisväärne SLS-i tõus, millega korreleerub positiivselt ka SASI tõus. Järelikult on saadud tulemused kooskõlas varasemate uuringutega. Muuseas võib välja tuua, et statistiliselt olulist korrelatsiooni omavates kanalites olid SASI muutused märkimisväärselt suured just temporaalsagaras ja selle vahetus ümbruses (-0,60 – 0,95). Mõningal määral väiksem muutus SASI-s esines oksipitaalpiirkonna kanalites (-0,65 - 0,25).

SLS-i ja SASI vahelise seose lineaarsust selgitab Güntekin *et al.* [31] ja Aftanas *et al.* [32] poolt näidatud trend, et beeta võimsus kasvab negatiivsete piltidega ja seejuures teeta võimsus negatiivsete piltidega just kahaneb. Kuna SASI on arvatud beeta ja teeta põhjal, siis valemi 7 põhjal ongi ootuspärane näha beeta kasvades ja teeta vähenedes SASI lineaarset kasvu. Käesoleva uuringuga näidati SLS-i ja SASI vahelist lineaarset korrelatsiooni, kusjuures kõrge ärevuse ja madala meeldivusega piltide korral esile kutsutud SLS-i suurenemisega kaasnesid ootuspäraseid muutuseid SASI-s, mis on seostatud negatiivsete emotsioonidega ja depressiooniga.

Edaspidi tasuks kaaluda salvestuste protokollide muutmist, kuna on alust arvata, et emotsionaalsete piltide vaatamisega kaasnevad SLS-i muutused võivad võtta rohkem aega. Seoste leidmisele võib kaasa aidata sarnaste hinnangutega piltide grupeeritud esitamine katsealusele. Selles töös kuvati pilte juhuslikus järjekorras.

Käesolevas uuringus leiti SLS-i muutus ainult ühel uuritavaal, mis on kahetsusväärne, arvestades uuritavate rohkust. Paraku ei ole võimalik uurida SLS-i ja SASI korrelatsiooni, kui üks muutujatest ei muutu. Seega tuleks mingil viisil kutsuda esile veel suuremat SLS-i muutust. Edaspidistes uuringutes tuleks kasuks rohkemate häirivate piltide kasutamine, mis aitaks veel selgemini eristada tekkivaid muutusi signaalides. Praeguse uuringu puhul tuleb arvestada, et tegemist on ainult ühe inimese kohta saadud tulemustega, varasemalt on rõhutatud ka individuaalseid eripärasid.

Tulemustes leitud korrelatsioon temporaalsetes kanalites (T8 ja T7) vajaks edasist uurimist. Teistes kanalites leitud korrelatsioon polnud nii silmapaistev, kuid kinnitas siiski varasemalt saadud tulemusi. Artiklitele tuginedes on võimalik leida põhjendusi korrelatsioonile temporaalsagara SASI ja SLS-i vahel, mida eespool arutelu käigus ka selgitati. Sellest ja eelnevalt mainitud SLS-i märgatavast muutusest alles pildi kuvamise kolmandal sekundil lähtudes võib oletada, et kui võtta vaatluse alla teistsugused signaalilõigud, võib korrelatsioon ka paraneda. Samuti vajaks uurimist hingamise mõju, mida käesolevas töös ei uuritud, kuid mis võib mõjutada piltide vaatamisel SLS-i ja selle muutumist.

5 Kokkuvõte

Magistritöö eesmärgiks oli emotsionaalsete piltide vaatamisel mõõdetud südame löögisageduse ja elektroentsefalograafilise spektraalse asümmeetria indeksi vahelise korrelatsiooni uurimine.

Esmalt tuvastati 39 uuritava hulgast need, kellel esines emotsionaalsete piltide vaatamisel SLS-i muutus. Selleks arvutati keskmine SLS-i muutus võrreldes baasjoonega. Ektoopiliste löökidega signaalilõigud eemaldati. Võrreldi häirivate ja neutraalsete piltide vaatamisel mõõdetud keskmistatud SLS-i. Ainult ühel uuritaval tuvastati märkimisväärne SLS-i muutus.

Järgnevalt vaadeldi seost SLS-i ja SASI vahel, mille iseloomustamiseks kasutati Pearsoni lineaarset korrelatsioonikordajat. Korrelatsiooni uurimisel vaadeldi kõikide piltide keskmist SLS-i ja sellele vastavat SASI. Keskmise tugevusega ja statistiliselt oluline positiivne korrelatsioon leiti üheksast EEG kanalist. Parietaalses, oksipitaalses ja vasak-temporaalses piirkonnas esinev korrelatsioon on kooskõlas ka Orgo *et al.* [7] avaldatud artikliga, kus rõhutati just nende aju piirkondade SASI kasvu seoses negatiivsete emotsioonidega. Käesolevas töös leiti tugevaim positiivne korrelatsioon temporaalsagara kanalites (T8, T7) SLS-i ja SASI vahel, mida saab põhjendada limbilise süsteemi poolt juhitud SLS-i muutustega. Lisaks eelnimetatud keskmise positiivse korrelatsiooniga piirkondadele leiti käesolevas töös nõrk, kuid statistiliselt oluline korrelatsioon veel seitsmes kanalis, mis paiknesid samuti Orgo *et al.* [7] poolt varasemalt esile tõstetud piirkondades.

Töö käigus leidis kinnitust ka SASI sõltuvus emotsioonidest. Häirivate piltide vaatamisega põhjustati nii SLS-i kui ka SASI kasv, mida olid leidnud ka Orgo *et al.* [7]. Lisaks näidati, et SASI väärtus võib emotsioonide ja SLS-i muutuste mõjul väga suurtes piirides muutuda. SLS-i märkimisväärne muutus erinevate pildikategooriate vaatamisel tuvastati ainult ühel uuritaval.

Käesoleva töö tulemusena jõuti oluliste järeldusteni, mida edasiste uuringute puhul tasub arvesse võtta. Edaspidi tuleks leida paremad meetodid SLS-i muutuste tekitamiseks, milleks sobiks häirivate piltide lisamine, teisiti grupeerimine või salvestuste protokollide muutmine, et anda kehale reaktsioonide tekkeks rohkem aega. Samuti tasuks

uurida temporaalsetes kanalites leitud korrelatsiooni SLS-i ja SASI vahel, kus leiti kõige tugevam korrelatsioon. Uurimise juures tasub muuta SASI ja SLS-i keskmistamisel akende asukohti, võttes arvesse käesolevas töös tehtud tähelepanekuid. Edasistes uuringutes tuleks arvesse võtta ka hingamise mõju.

Kasutatud kirjandus

- [1] S. Cerutti, D. Hoyer, and A. Voss, “Multiscale, multiorgan and multivariate complexity analyses of cardiovascular regulation,” *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1892, pp. 1337–1358, Apr. 2009.
- [2] “‘‘Institutsionaalne uurimistoetus’ projekt IUT19-2,’’ *SA Eesti Teadusagentuur*. [Online]. Available: <https://www.etis.ee/Portal/Projects/Display/45b8ae95-2d3b-45d1-8304-02fa983b2622>. [Accessed: 20-May-2017].
- [3] S. Remmelg, “Elektroentsefalograafilise signaali võimsuse ja südameperioodi kestuse korrelatsioonianalüüs,” Tallinn University of Technology, 2016.
- [4] H. Hinrikus *et al.*, “Electroencephalographic spectral asymmetry index for detection of depression,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 12, pp. 1291–1299, 2009.
- [5] M. Saifudinova, M. Bachmann, J. Lass, and H. Hinrikus, “Effect of Coffee on EEG Spectral Assymmetry,” 2015, pp. 1030–1033.
- [6] A. Suhhova, M. Bachmann, J. Lass, V. Tuulik, and H. Hinrikus, “EEG spectral asymmetry index reveals effect of microwave radiation,” *IFMBE Proc.*, vol. 37, pp. 1206–1209, 2011.
- [7] L. Orgo, M. Bachmann, J. Lass, and H. Hinrikus, “Effect of negative and positive emotions on EEG spectral asymmetry,” *Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC), 2015 37th Annu. Int. Conf. IEEE*, pp. 8107–8110, 2015.
- [8] R. F. Schmidt and G. Thews, *Inimese füsioloogia*, 24th ed. Tartu: Tartu Ülikooli Füsioloogia Instituut, 1997.
- [9] J. W. Mason, D. J. Ramseth, D. O. Chanter, T. E. Moon, D. B. Goodman, and B. Mendzelevski, “Electrocardiographic reference ranges derived from 79,743 ambulatory subjects.,” *J. Electrocardiol.*, vol. 40, no. 3, pp. 228–34, Jul. 2007.

- [10] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim, and J. S. Suri, "Heart rate variability: A review," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 44, no. 12, pp. 1031–1051, 2006.
- [11] M. Malik, "Heart rate variability," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354–381, 1996.
- [12] J. Fell, K. Mann, J. Rösche, and M. S. Gopinathan, "Nonlinear analysis of continuous ECG during sleep I. Reconstruction.," *Biol. Cybern.*, vol. 82, no. 6, pp. 477–483, 2000.
- [13] M. I. Owis, A. H. Abou-Zied, A. B. M. Youssef, and Y. M. Kadah, "Study of features based on nonlinear dynamical modeling in ECG arrhythmia detection and classification," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 7, pp. 733–736, 2002.
- [14] S. Axelrod, M. Lishner, O. Oz, J. Bernheim, and M. Ravid, "Spectral Analysis of Fluctuations in Heart Rate: An Objective Evaluation of Autonomic Nervous Control in Chronic Renal Failure," *Nephron*, vol. 45, no. 3, pp. 202–206, Dec. 2008.
- [15] R. M. Carney *et al.*, "Depression, heart rate variability, and acute myocardial infarction.," *Circulation*, vol. 104, no. 17, pp. 2024–8, Oct. 2001.
- [16] R. M. Carney *et al.*, "Low heart rate variability and the effect of depression on post-myocardial infarction mortality.," *Arch. Intern. Med.*, vol. 165, no. 13, pp. 1486–91, Jul. 2005.
- [17] B. E. Westerhof, J. Gisolf, W. J. Stok, K. H. Wesseling, and J. M. Karemaker, "Time-domain cross-correlation baroreflex sensitivity: performance on the EUROBAVAR data set.," *J. Hypertens.*, vol. 22, no. 7, pp. 1371–80, Jul. 2004.
- [18] J. F. Brosschot and J. F. Thayer, "Heart rate response is longer after negative emotions than after positive emotions," *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 50, no. 3, pp. 181–187, 2003.
- [19] J. Anttonen and V. Surakka, "Emotions and heart rate while sitting on a chair," *Proc. SIGCHI Conf. Hum. factors Comput. Syst. - CHI '05*, p. 491, 2005.
- [20] S. N. Yu and S. F. Chen, "Emotion state identification based on heart rate

- variability and genetic algorithm,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015–Novem, pp. 538–541, 2015.
- [21] O. Kuss, B. Schumann, A. Kluttig, K. H. Greiser, and J. Haerting, “Time domain parameters can be estimated with less statistical error than frequency domain parameters in the analysis of heart rate variability,” *J. Electrocardiol.*, vol. 41, no. 4, pp. 287–291, Jul. 2008.
- [22] “Recommendations for the practice of clinical neurophysiology: guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology.,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, vol. 52, pp. 1–304, 1999.
- [23] J. Britton, L. Frey, and J. Hopp, *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants*. American Epilepsy Society, 2016.
- [24] E. Ben-Simon, I. Podlipsky, A. Arieli, A. Zhdanov, and T. Hendler, “Never Resting Brain: Simultaneous Representation of Two Alpha Related Processes in Humans,” *PLoS One*, vol. 3, no. 12, p. e3984, Dec. 2008.
- [25] A. Ruusunen, S. M. Lehto, T. Tolmunen, J. Mursu, G. A. Kaplan, and S. Voutilainen, “Coffee, tea and caffeine intake and the risk of severe depression in middle-aged Finnish men: the Kuopio Ischaemic Heart Disease Risk Factor Study,” *Public Health Nutr.*, vol. 13, no. 8, pp. 1215–1220, Aug. 2010.
- [26] D. Cernea and A. Kerren, “A survey of technologies on the rise for emotion-enhanced interaction,” *J. Vis. Lang. Comput.*, vol. 31, pp. 70–86, Dec. 2015.
- [27] C. M. Coelho, O. V Lipp, W. Marinovic, G. Wallis, and S. Riek, “Increased corticospinal excitability induced by unpleasant visual stimuli.,” *Neurosci. Lett.*, vol. 481, no. 3, pp. 135–8, Sep. 2010.
- [28] G. Sheppes, G. Suri, and J. J. Gross, “Emotion regulation and psychopathology.,” *Annu. Rev. Clin. Psychol.*, vol. 11, pp. 379–405, 2015.
- [29] K.-H. Choi, J. Kim, O. S. Kwon, M. Ji Kim, Y. Hee Ryu, and J.-E. Park, “Is heart rate variability (HRV) an adequate tool for evaluating human emotions? – A

- focus on the use of the International Affective Picture System (IAPS),” *Psychiatry Res.*, vol. 251, no. July 2016, pp. 192–196, 2017.
- [30] A. Damasio, *The Feeling of What Happens: Body and Emotion in the Making of Consciousness*. Harcourt Brace, 1999.
- [31] B. Güntekin and E. Başar, “Event-related beta oscillations are affected by emotional eliciting stimuli.,” *Neurosci. Lett.*, vol. 483, no. 3, pp. 173–8, Oct. 2010.
- [32] L. I. Aftanas and S. V. Pavlov, “Trait anxiety impact on posterior activation asymmetries at rest and during evoked negative emotions: EEG investigation,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 55, no. 1, pp. 85–94, Jan. 2005.
- [33] M. Gola, M. Magnuski, I. Szumska, and A. Wróbel, “EEG beta band activity is related to attention and attentional deficits in the visual performance of elderly subjects,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 89, no. 3, pp. 334–341, Sep. 2013.
- [34] J. Kamiński, A. Brzezicka, M. Gola, and A. Wróbel, “Beta band oscillations engagement in human alertness process,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 85, no. 1, pp. 125–128, Jul. 2012.
- [35] M. Y. V. Bekkedal, J. Rossi, and J. Panksepp, “Human brain EEG indices of emotions: Delineating responses to affective vocalizations by measuring frontal theta event-related synchronization,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 35, no. 9, pp. 1959–1970, Oct. 2011.
- [36] M. Ertl, M. Hildebrandt, K. Ourina, G. Leicht, and C. Mulert, “Emotion regulation by cognitive reappraisal — The role of frontal theta oscillations,” *Neuroimage*, vol. 81, pp. 412–421, Nov. 2013.
- [37] D. Paré, “Role of the basolateral amygdala in memory consolidation.,” *Prog. Neurobiol.*, vol. 70, no. 5, pp. 409–20, Aug. 2003.
- [38] S. B. Hamann, T. D. Ely, S. T. Grafton, and C. D. Kilts, “Amygdala activity related to enhanced memory for pleasant and aversive stimuli.,” *Nat. Neurosci.*, vol. 2, no. 3, pp. 289–293, 1999.

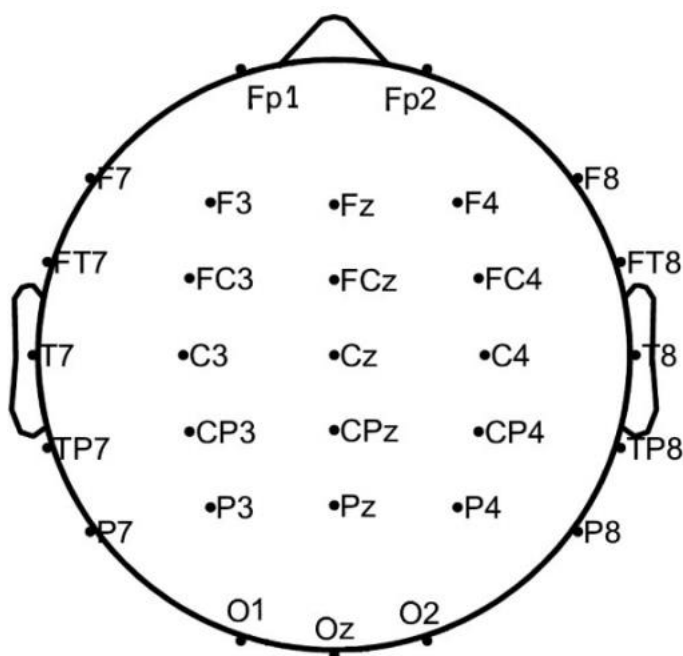
- [39] A. Betella and P. F. M. J. Verschure, “The Affective Slider: A Digital Self-Assessment Scale for the Measurement of Human Emotions,” *PLoS One*, vol. 11, no. 2, p. e0148037, Feb. 2016.
- [40] B. N. Lang, P.J., Bradley, M.M., & Cuthbert, “International affective picture system (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual. Technical Report A-8.,” *Tech. Rep. A-8.*, p. Technical Report A-8., 2008.
- [41] N. Montano *et al.*, “Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior,” *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 33, no. 2, pp. 71–80, 2009.
- [42] S. D. Kreibig, “Autonomic nervous system activity in emotion: A review,” *Biol. Psychol.*, vol. 84, no. 3, pp. 394–421, 2010.
- [43] P. J. Morgane, J. R. Galler, and D. J. Mokler, “A review of systems and networks of the limbic forebrain/limbic midbrain.,” *Prog. Neurobiol.*, vol. 75, no. 2, pp. 143–60, Feb. 2005.
- [44] M. Davis, “The Role of the Amygdala in Fear and Anxiety,” *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 15, no. 1, pp. 353–375, Mar. 1992.
- [45] R. J. Davidson, “Anxiety and affective style: role of prefrontal cortex and amygdala,” *Biol. Psychiatry*, vol. 51, no. 1, pp. 68–80, Jan. 2002.
- [46] S. B. McHugh, R. M. J. Deacon, J. N. P. Rawlins, and D. M. Bannerman, “Amygdala and Ventral Hippocampus Contribute Differentially to Mechanisms of Fear and Anxiety.,” *Behav. Neurosci.*, vol. 118, no. 1, pp. 63–78, 2004.
- [47] E. Smith and S. Kosslyn, *Cognitive Psychology: Mind and Brain*. Pearson, 2007.
- [48] G. Valenza *et al.*, “Combining electroencephalographic activity and instantaneous heart rate for assessing brain-heart dynamics during visual emotional elicitation in healthy subjects.,” *Philos. Trans. A. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 374, no. 2067, p. 20150176-, 2016.
- [49] A. Greco, G. Valenza, and E. P. Scilingo, “Valence-dependent changes in Visual Arousing Elicitation : an Exploratory Study in EEG Gamma Oscillations,” pp.

- 4555–4558, 2016.
- [50] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 3, pp. 230–6, Mar. 1985.
- [51] R. A. Álvarez, A. J. M. Penín, and X. A. V. Sobrino, “A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database,” *Procedia Technol.*, vol. 9, pp. 1159–1165, 2013.
- [52] M. A. Peltola, “Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability,” *Front. Physiol.*, vol. 3 MAY, no. May, pp. 1–10, 2012.
- [53] L. Citi, E. N. Brown, and R. Barbieri, “A real-time automated point-process method for the detection and correction of erroneous and ectopic heartbeats.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 10, pp. 2828–37, Oct. 2012.
- [54] M. N. Cheung, “Detection of and Recovery from Errors in Cardiac Interbeat Intervals,” *Psychophysiology*, vol. 18, no. 3, pp. 341–346, May 1981.
- [55] J. Rand, A. Hoover, S. Fishel, J. Moss, J. Pappas, and E. Muth, “Real-time correction of heart interbeat intervals.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 5, pp. 946–50, May 2007.
- [56] S. B. Nagaraj *et al.*, “Heart Rate Variability as a Biomarker for Sedation Depth Estimation in ICU Patients,” *Ieee-Embc*, vol. 5, pp. 6397–6400, 2016.
- [57] K. Solem, P. Laguna, and L. Sörnmo, “An efficient method for handling ectopic beats using the heart timing signal.,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 1, pp. 13–20, Jan. 2006.
- [58] I. Tammeraid, *Tõenäosusteooria ja matemaatilise statistika*. Tallinn, 2014.
- [59] E. Bonferroni, Carlos, “Teoria statistica delle classi e calcolo delle probabilità, Pubblicazioni del R Istituto Superiore di Scienze Economiche e Commerciali di Firenze,” 1936.
- [60] V. Sakkalis *et al.*, “A decision support framework for the discrimination of children with controlled epilepsy based on EEG analysis.,” *J. Neuroeng.*

Rehabil., vol. 7, p. 24, Jun. 2010.

Lisa 1. Elektroodide süsteem

Elektroentsefalogrammi mõõtmisel paigutatakse naha pinnale kindel hulk elektroode. Üks levinumaid elektroodide paigutamise viise on rahvusvaheline 10-20 süsteem. Kokkulepitud nimetused ja paigutus võimaldavad saadud tulemusi edaspidi teiste sama paigutust kasutanud uuringutega paremini võrrelda. Igal elektroodil on tähis, mis koosneb tähest ja numbrist. Täht viitab aju sagarale (F – frontaal- e. otsmikusagar, P – parietaal e. kiirusagar, T – temporaal e. oimusagar, O – oksipitaal e. kuklasagar) ja numbrid sisaldavad informatsiooni täpsema paiknemise kohta sellel sagaral. Paarisnumbrid viitavad paremale aju poolkerale, väiksemad arvud paiknevad tsentraalsemalt ja suuremad lateraalsemalt. Paaritud numbrid analoogiliselt vasakule poolkerale. Tsentraalselt paiknevad elektroodid tähistatakse numbril asemel tähega „z“ ja sagarate vahelistel elektroodidel võib olla mõlemale aju sagarale viitav täht elektroodi asukoha tähises.



Joonis 9. Rahvusvahelise 10-20 elektroodide süsteemi paigutus peahal [60]

Lisa 2. SLS muutused uuritavate kaupa

Uuritav	Häirivad pildid	SD	Neutraalsed pildid	SD
1	-0,29	4,20	0,26	3,48
2	3,72	4,48	-0,61	3,95
3	0,94	2,86	-0,74	2,10
4	-0,11	0,73	-0,06	0,65
5	-0,73	4,97	0,33	2,97
6	-1,09	1,97	0,33	3,20
7	-2,08	3,27	-1,13	3,36
8	-0,60	2,49	-0,37	1,39
9	-0,41	3,47	0,41	2,28
10	0,25	2,82	-0,03	2,42
11	0,32	3,21	0,38	3,35
12	-2,09	2,52	-0,61	2,98
13	0,12	3,21	-0,17	2,37
14	-0,82	3,21	-0,78	3,55
15	-0,75	2,88	-0,76	2,53
16	-0,21	1,57	0,21	1,44
17	-2,46	3,48	-0,52	4,39
18	-1,12	4,48	-0,42	4,22
19	-0,41	1,27	-0,89	1,65
20	-0,76	2,99	-0,10	3,07
21	-0,61	2,15	-0,21	2,15
22	-1,77	4,89	-1,15	4,30
23	0,35	2,70	0,70	2,82
24	-1,92	5,75	2,18	5,57
25	-2,04	2,93	-0,68	2,36
26	0,04	3,26	0,37	2,85
27	-0,81	1,79	-0,04	1,49
28	-0,42	1,63	0,00	1,73
29	0,54	1,58	-0,11	0,94
30	-0,72	4,66	1,28	5,44
31	-0,55	2,61	0,14	2,23
32	-0,99	3,04	0,21	2,51
33	-0,47	3,23	-0,69	3,28
34	-0,94	2,63	0,85	3,44
35	-1,64	2,67	-0,51	2,49
36	-0,31	3,01	0,15	3,38
37	0,79	2,84	-0,45	2,55
38	-0,86	4,04	0,71	3,74
39	-0,81	2,45	-0,40	2,52

Tabel 3. Uuritavatel tekkinud muutused SLS-is häirivate ja neutraalsete piltide vaatamisel koos standardhälbega (SD)

Lisa 3. Korrelatsioonikordajad ja p-väärtused

Kanal	Korrelatsioonikordaja (R)	P-väärtus (P)	P<0.05/29
O2	0,25	3,36E-04	Jah
O1	0,34	7,13E-07	Jah
OZ	0,32	2,92E-06	Jah
PZ	0,07	3,22E-01	Ei
P4	0,23	1,08E-03	Jah
CP4	0,29	3,15E-05	Jah
P8	0,35	4,28E-07	Jah
C4	0,26	2,02E-04	Jah
TP8	0,39	1,54E-08	Jah
T8	0,48	9,30E-13	Jah
P7	0,30	1,86E-05	Jah
P3	0,19	7,21E-03	Ei
CP3	0,20	3,65E-03	Ei
CPZ	0,05	5,13E-01	Ei
FC4	0,19	6,85E-03	Ei
FT8	0,39	8,29E-09	Jah
TP7	0,35	3,75E-07	Jah
C3	0,22	1,50E-03	Jah
FCZ	0,08	2,61E-01	Ei
FZ	0,24	5,78E-04	Jah
F4	0,08	2,77E-01	Ei
F8	0,16	2,40E-02	Ei
T7	0,41	1,36E-09	Jah
FT7	0,16	2,46E-02	Ei
FC3	0,24	4,81E-04	Jah
F3	0,18	1,14E-02	Ei
FP2	0,22	2,14E-03	Ei
F7	0,02	7,35E-01	Ei
FP1	0,09	2,06E-01	Ei

Tabel 4. SLS ja SASI vahelised korrelatsioonikordajad erinevates kanalites, nende P-väärtus ja statistiline olulisus Bonferroni korrektsiooni arvestades. Statistiliselt olulised kanalid rohelisega, keskmine korrelatsioon täiendavalt paksus kirjas.