

Jachin Edward Pousson

**Smadzeņu-datora mūzikas saskarnes (BCMI) dizainēšana
iemiesotās mūzikas interakcijas lietojumprogrammām**

Promocijas darbs
Humanitāro zinātņu doktora zinātniskā grāda iegūšanai
Specializācijas joma: Sistemātiskā muzikoloģija

Darba zinātniskais vadītājs
PhD Valdis Bernhofs

~

**Brain-Computer Music Interface (BCMI) design
for Embodied Music Interaction applications**

Doctoral dissertation
Submitted for the degree of PhD in Humanities
Specialisation field: Systematic Musicology

Scientific supervisor
PhD Valdis Bernhofs

Rīga 2023

Atslēgvārdi: smadzeņu datora mūzikas saskarne (BCMI), elektroencefalogrāfija (EEG),
iemiesotā mūzikas mijiedarbība

Keywords: Brain-Computer Music Interfacing (BCMI), Electroencephalography (EEG), Embodied Music Interaction

LV

Promocijas darbs izstrādāts Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmijas Doktorantūras nodaļā laika posmā no 2015. līdz 2023.gadam.

Promocijas darbs raksturs - disertācija angļu valodā

Promocijas darba struktūra – ievads, trīs nodaļas, noslēgums, literatūras saraksts, pielikums – kopā 245 lpp.

Zinātniskais vadītājs – profesors **Valdis Bernhofs** (Ph.D.)

Recenzenti –

Eduardo R. Miranda (*Ph.D.*), Datormūzikas profesors Starpdisciplinārajā Datora mūzikas pētniecības centrā Plimutas universitātē, Lielbritānija

Grace Leslie (*Ph.D.*), Mūzikas profesore Kolorado Bolderas universitātes ATLAS institūtā, ASV

Sanita Bērziņa-Reinsonē (*Ph.D.*), vadošā pētniece Latvijas Universitātes Literatūras, folkloras un mākslas institūtā

Ar promocijas darbu un tā kopsavilkumu var iepazīties Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmijas bibliotēkā un tiešsaistē www.jvlma.lv

Promocijas darba aizstāvēšana notiks Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmijas

Promocijas padomes atklātā sēdē 2023. gada 4. oktobrī plkst. 9.30, Rīgā, K.Barona ielā 1, Ērģeļu zālē

Jachin Edward Pousson

*Smadzeņu-datora mūzikas saskarnes (BCMI) dizainēšana iemiesotās mūzikas interakcijas
lietojumprogrammām*

Promocijas darba kopsavilkums

~

ISBN 978-9934-547-07-2

© Jachin Edward Pousson, 2023

© Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmija, 2023

EN

This doctoral thesis was developed at the Doctoral Department of Jāzepe Vītols Latvian Academy of Music from 2015 to 2023.

The nature of the doctoral thesis is a dissertation in English
The structure of the thesis - introduction, three chapters, conclusion, bibliography, appendix - total 245 pages.

Scientific supervisor – Professor **Valdis Bernhofs** (PhD)

Reviewers –

Eduardo R. Miranda (PhD), Professor of Computer Music
Interdisciplinary Centre for Computer Music Research - University of Plymouth, UK

Grace Leslie (PhD), Assistant Professor of Music ATLAS Institute
Univ. of Colorado Boulder, USA

Sanita Bērziņa-Reinsone (PhD), Senior Researcher, Institute of Literature, Folklore and Art, University of Latvia

The thesis and its summary can be found in the library of the Jāzepe Vītols Academy of Music of Latvia and online at www.jvlma.lv

The defense of the doctoral thesis will take place at the open meeting of the PhD Board of the Jāzepe Vītols Latvian Academy of Music on October 4, 2023 at 9:30 a.m., Riga, K.Barona Street 1, Organ Hall

Jachin Edward Pousson
Brain-Computer Music Interface (BCMI) Design for Embodied Music Interaction
Applications
Thesis summary

~

ISBN 978-9934-547-07-2

© Jachin Edward Pousson, 2023
© Jāzepe Vītola Latvijas Mūzikas akadēmija, 2023

**Smadzeņu-datora mūzikas saskarnes (BCMI) dizainēšana
iemiesotās mūzikas interakcijas lietojumprogrammām**

Saturs

Ievads	3
1. nodaļa: Teorētiskais pamats	9
1.1 Smadzeņu – datora mūzikas saskarne	
1.2 Iemiesotā mūzikas mijiedarbība	
2. nodaļa: BCMI dizainēšanas process - novērošanas un analītiskās fāzes	13
2.1 Novērošanas fāze: BCI metožu izpēte iemiesotai mūzikas mijiedarbībai	
2.2. Analītiskais posms: EEG datu vākšana un analīze	
3. nodaļa: BCMI dizainēšanas process - radošās un testēšanas fāzes	25
3.1 Radošais posms: BCMI sistēmas izstrāde	
3.2 Testēšanas fāze: BCMI sistēmas precizitātes novērtēšana	
3.3 Secinājums	
~	
<i>Angļu versija 40.-82. lpp</i>	
Atsauces	83

Ievads

Pētniecības uzdevumi un mērķi

Smadzeņu – datora mūzikas saskarne (BMCI) ir salīdzinoši jauna pētniecības joma, kas, izmantojot elektroencefalogrāfijas (EEG) metodi, ir sekmējusi jaunu rīku izveidi mūzikas mijiedarbības pētniecībā. Vienlaikus, šāda pieceja saskaras ar jautājumu, vai šādi rīki ir iespējami iemiesotām mūzikas mijiedarbības lietojumprogrammām.

Sobrīd pētniecībā dominē paradigma, kas izvirza apgalvojumu par ķermeņa aktivitāšu un izziņas sasaisti. BCMI sistēmas balstās uz EEG tehnoloģiju, kas savukārt ir jutīga pret ķermeņa kustībām un to izmantošana parasti prasa, lai lietotāja stāvoklis būtu nekustīgs. Tā kā muzikālo izteiksmi un uztveri regulē ķermeņa kustība, izpildītāja nodomi sastinguma stāvoklī klausītājam ir daudz mazāk saprotami. Lai gan šis pieņēmums nav bijis šķērslis dot iespēju cilvēkiem ar ierobežotām pārvietošanās spējām muzikāli mijiedarboties BCMI ietvaros, tas līdz šim nav piemērots ekoloģiskos kontekstos, piemēram, t.s. reālā laika mūzikas izpildījumā. Mūsdienās neuroattēlu tehnoloģija ir attīstījusies līdz tādām līmenim, lai adaptēta aparatūra ļautu veikt dažas ķermeņa kustības, sniedzot iespēju BCMI dizaineriem šo problēmu risināt.

Vēl viens liels izaicinājums pētniekiem ir precīzi noteikt, kā BCMI sistēmu varētu izmantot iemiesotas mūzikas mijiedarbības kontekstā. BCMI dizains ietver EEG signālu kartēšanu uz akustiskiem jeb mūzikas signāliem, tādēļ dizainera ziņā ir izstrādāt un īstenot atbilstošu ievades-izvades kartēšanas stratēģiju. Šis izaicinājums ir līdzīgs elektroniskās mūzikas instrumentu dizainam, kur jebkuru pogu vai feideru skaitu var izmantot tā, lai kontrolētu jebkādu mūzikas parametru skaitu, vai atskaņotu jebkura veida mūzikas paternu. Tāpēc BCMI kartēšanas stratēģijai ir jābūt pēc iespējas skaidrākai, lai to varētu sistēmu, kas atspoguļo lietotāja attiecīgā laika muzikālos nodomus. Tai arī jābūt vērstai uz lietotāja nodomiem veikt jaunas un neparedzētas darbības, spējot reaģēt efektīvāk un intuitīvāk, nekā ar manuāliem vai citiem līdzekļiem. Citiem vārdiem sakot, BCMI nevajadzētu piešķirt lomu fiksēt fiziskas darbības, kā piemēram, stīgas strinkšķināšanas vai taustiņa nospiešanas fiksēšanu. Sākumā tas var izklausīties riskanti, taču, ņemot vērā, ka mēs uztveram muzikālos nodomus ne tikai ar to, kas tiek atskaņots, bet, vēl svarīgāk, ar to, kā tas tiek atskaņots, BCMI sistēmai varētu būt iespēja stratēģiski kontrolēt parametrus, kurus parasti izmanto, lai radītu izteismīgas norādes, piemēram, tembru vai telpiskos aspektus, nevis toņaugstumu vai laika aspektus.

Būtisks solis BCMI kartēšanas stratēģijas izstrādē ir noteikt, kuras EEG funkcijas izmantot kā ievaddatus. Jāpiebilst, ka, neurozinātne lielākoties nepēta muzikālo nodomu EEG korelācijas. Lielākā daļa pētījumu robežojas ar klausītāja fizioloģisko un psiholoģisko reakciju izpēti mūzikā, un tikai atsevišķi pētījumi ir veltīti mūzikas izpildītāja izpētei. Veiktais pārskats par esošajiem pētījumiem attiecībā uz izpildītāju liecina, ka EEG lietojums lielā mērā ir atkarīgs no uzdevuma fokusa, indivīda prasmju kopuma un situācijas konteksta. Tas nozīmē, ka BCMI kartēšanas stratēģija, kas adaptējama īpašiem uzdevumiem, indivīdiem un situācijām, var nedarboties citos kontekstos. Tiesa, lielākā daļa esošo BCMI dizainu, par kuriem norādīts literatūrā, ir vienreizēji, veidoti tā, lai ļautu konkrētām personām veikt konkrētus uzdevumus. Turklāt visas esošās BCMI sistēmas, saņemot un apstrādājot izvēlētas EEG funkcijas kā ievades, ir savā starpā atšķirīgas, jo izmantojušas dažādas aparatūras un pielāgotas programmatūras kombinācijas. Šīs sistēmas

nebūs iespējams pārņemt, izmantojot atšķirīgus komponentus. Tādējādi dizaineriem ir izaicinājums pierādīt, ka viņu risinājumi ir elastīgi, vienlaikus pietiekami uzticami, neskatoties uz šiem mainīgajiem lielumiem. Tas nozīmē, ka BCMI sistēmu izstrādātājiem, balstoties uz neirozinātnes atziņām, ir nepieciešams savākt un analizēt oriģinālu EEG datu kopu, uz kuras balstīt tālāku sistēmas attīstību.

Pēc tam, kad EEG lietojuma funkcijas ir noteiktas, BCMI dizainers saskaras ar vēl vienu tehnisku izaicinājumu: noteikt veidu, kā veidot programmatūru, lai reāllaikā noteiktu šīs funkcijas, un kartēt tās uz vēlamajiem rezultātiem. Funkciju noteikšana tiek panākta, izmantojot matemātiskus algoritmus. Ienākošie EEG signāli tiek izolēti un pārveidoti digitalizētos formātos vai skaitliskās vērtībās, kas piemērotas akustisku komandu iniciēšanai. Jāatzīmē, ka pašlaik nav pieejams standarta programmatūras risinājums to pielietošanai. Lai nodrošinātu risinājumus, kas pašlaik vēl nepastāv, esošās BCMI sistēmas gandrīz vienmēr balstītas uz dažiem pēc pasūtījuma izgatavotiem programmatūras komponentiem, no sistēmas veidotājiem prasot arī programēšanas iemaņas. BCMI pētniecība ir multidisciplinārs darbs, un darbības virzienu lielā mērā nosaka tā disciplīna, uz kuru tiek likts lielāks uzsvars.

Vēl viens izaicinājums ir testēt BCMI sistēmas prototipu dažādos iemiesotas mūzikas mijiedarbības kontekstos, tādējādi novērtējot tās precizitāti un potenciālu plašākai izmantošanai ārpus laboratorijas apstākļiem. Promocijas darba mērķis ir izstrādāt risinājumus BCMI sistēmas izmantošanai, atspoguļojot visaptverošu un sistemātisku izstrādes pieeju. Pētījuma gaita un sniegtās atziņas rada priekšnoteikumus BCMI sistēmas izmantošanai un pilnveidei turpmākajā attiecīgās jomas pētniecībā.

Pētījuma jautājumi

Ņemot vērā iepriekš aprakstītos galvenos izaicinājumus, pētījuma **objekts** ir BCMI sistēmas dizainēšana un izstrāde, bet **pētījuma mērķis** ir izstrādāt stratēģijas tās lietošanai iemiesotos mūzikas mijiedarbības kontekstos. Ņemot vērā šo mērķi, ir izvirzīti skojoši **pētniecības jautājumi (PJ)**:

PJ1: Kā EEG signālus var izmantot audio/vizuālo parametru reāllaika kontrolei mūzikas mijiedarbības laikā?

PJ2: Vai ir lokāli EEG modeļi, kas raksturo konkrētus afektīvus nodomus vienkāršu klavieru izpildījuma uzdevumu izpildes laikā?

PJ3: Vai BCMI dizains var precīzi noteikt un kartēt izteismīgus nodomus vienkāršu klavieru izpildījuma uzdevumu izpildes laikā?

PJ4: Vai BCMI kontroli var panākt, vairākiem indivīdiem atskaņojot atšķirīgu mūziku uz dažādiem instrumentiem?

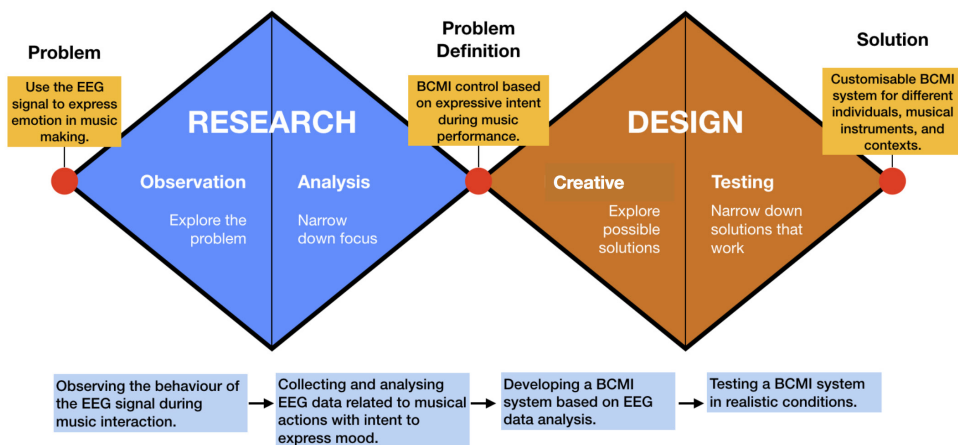
PJ5: Vai BCMI kontroli var panākt reālistiskā vidē, izmantojot kopīgus instrumentus?

PJ6: Vai BCMI dizains var veidot jaunu pieredzi indivīdam mūzikas izpildījuma laikā?

Sistemātiskās muzikoloģijas paspārnē BCMI ir tematiska joma, kas pārklājas ar mūzikas neirozinātnes un mūzikas skaitļošanas pieejām. Tās galvenais pienesums ir mūzikas instrumentu, tehnoloģiju vai saskarņu inovācijas, nodrošinot jaunus cilvēka mūzikas mijiedarbības veidus. BCMI pētniecība ir multidisciplināra, tāpēc, lai risinātu galvenās problēmas un nonāktu pie galīgā risinājuma, tiek izmantotas jauktas metodes un pētījumu

veidi. Lai atbildētu uz pētījuma jautājumiem, promocijas darbā tiek izmantota visaptveroša sistemātiska dizainēšanas metodika, kas pazīstama kā **divkārstā dimanta dizainēšanas metode** – pieeja, lai strukturētu galvenos uzdevumus un noteiktu tiem atbilstošu izpētes pieeju.

Šī dizaina metode ir izmantota **lietišķos tehnoloģiju pētījumos**, kuru mērķis ir uzlabot procesu vai tehnoloģiju darbību efektivitāti, šajā gadījumā - BCMI iemiesotai mūzikas mijiedarbībai. Cik autoram zināms, šī metode iepriekš nav izmantota sistemātiskās muzikoloģijas pētījumos, tādēļ katrs solis pētījuma tika sīki aprakstīts, sekmējot pētījuma gaitas izsekošanu un pētījuma rezultātu atkārtošānu turpmākajā pētniecībā.



1. attēls: Pētījumā izmantotā divkārstā dimanta sistemātiskās dizainēšanas metode.

Dizainēšanas procesa sākumā tika izvirzīts vispārējs problēmjautājums, tā risināšanu sasaistot ar četrām darba fāzēm:

Vispārējā problēma: EEG signālu lietojums, lai izteiktu lietotāja muzikālos nodomus.

1. fāze. Novērojums: Ieskats problēmjautājumā, novērojot dažādas EEG signāla pazīmes mūzikas mijiedarbības laikā. Dizaina teorijas izstrāde, pētīt efektīvāko BCMI tehnikas veidu. Fāze attiecināma uz PJ1.

Uzdevumi:

1. Zinātniskās un tehniskās literatūras analīze, nepieciešamo aparatūras un programmatūras rīku identificēšana un iegāde, apguves laiks rīku lietošanai.
2. Problēmas izpēte, mēģinot atkārtot literatūrā pieejamās BCI metodes.

Metodes: Parasti tiek izmantota **lejupejošā metode**, paturot prātā gala risinājumu, strādājot atgriezeniski un pilnveidojot katru soli ceļā uz mērķi. Šāda pieeja atbilst **eksploratīvam pētījumam**, lai izveidotu atsauces un izvirzītu dizaina hipotēzi, no kuras izriet turpmākais pētījums.

Rezultāti: Tika noteikts, ka visefektīvākās būtu EEG signālu spektrālās joslas jaudas īpašības, kas saistītas ar emociju izteikšanu mūzikas izpildījuma laikā.

2. fāze. Analīze: Datu vākšana un analīze, lai definētu EEG modeļus, kas saistīti ar emociju izteikšanu mūzikas izpildījuma laikā. Fāze attiecināma uz PJ2.

Uzdevumi:

1. Eksperimentāla protokola izstrāde un ieviešana EEG datu vākšanai. Eksperimentā piedalījās profesionāli pianisti, kas atkārtoti izpildīja vienu un to pašu mūzikas materiālu ar nolūku izteikt vienu no četrām kontrastējošām emocijām valences un uzbudinājuma robežās pēc iepriekšēja neitrāla stāvokļa fiksēšanas.

2. Iegūtās EEG datu kopas analīze spektrālās joslas jaudas raksturlielumiem, kas saistīti ar katru ekspresīvo stāvokli.

Metodes: Eksperimentālo protokolu uzraudzīja trīs institūciju neirozinātnes eksperti starptautiska sadarbības pētniecības projekta ietvaros. Eksperimentālais dizains kontrolēja tikai dažus pētāmās parādības mainīgos lielumus, un tā mērķis bija definēt tā īpašības, bet ne vienmēr - tā cēloņus. Tādējādi darbs šajā fāzē atbilst **aprakstošam kvaziekspimentālam pētījuma** veidam. **Iegūtie dati** sastāvēja no 2000 EEG datu izmēģinājumiem, iegūtiem no 10 respondentiem, izmantojot 32 elektrodus ar laika izšķirtspēju 500Hz. Analīze sniedza skaitliskus EEG spektrālās jaudas datus, kas raksturo katru ekspresīvo stāvokli.

Rezultāti: Problēma tika sašaurināta un definēta: izstrādāt BCMI sistēmu, kas nosaka EEG signālu modeļus ekspresivitātes stāvokļiem, un, ar atbilstošiem audio/vizuāliem rezultātiem, atbalsta lietotāja izteiksmes nodomus mūzikas izpildījuma laikā. EEG datu analīze sniedza skaitliskas vērtības, kas attēlotas kā relatīvā spektrālā jauda, iegūta no četriem vispārējiem smadzeņu laukiem (kreisā un labā pieres daiva un kreisā un labā parieto-pakauša daiva) starp neitrālu stāvokli un katru ekspresīvo stāvokli.

3. fāze. Radošā fāze: iespējamo risinājumu izpēte BCMI sistēmas dizaina realizācijai, balstoties uz EEG datu analīzi. Šī procesa mērķis ir nodrošināt risinājumus, kas var sniegt atbildi uz PJ6.

Uzdevumi:

1. Programmatūras identificēšana un pielāgotu risinājumu izstrāde EEG signālu apstrādei un skaitlisko datu pārveidošanai, lai noteiktu efektīvu ievades-izvades BCMI kartēšanas stratēģiju.

2. Izstrādāto risinājumu un dažādu BCMI kartēšanas stratēģiju novērtēšana, veicot simulācijas, izmantojot oriģinālo EEG datu kopu.

Metodes: tika izmantota **augšupejošā metode**, sākot ar pamata uzstādījumiem un piemeklētiem dažādiem risinājumiem. Tika veikti daudzi izmēģinājumi, no kuriem katrs balstījās uz pieredzi, kas iegūta no iepriekšējiem mēģinājumiem atrast darbaspējīgus risinājumus, uzlabot tos, lai panāktu maksimālu efektivitāti.

Rezultāti: Tika izstrādāts un testēšanai sagatavots darbaspējīgs BCMI sistēmas prototips.

4. fāze. Testēšana: Risinājumu sašaurināšana, testējot BCMI dizainu dažādos apstākļos un vidēs. Šī procesa mērķis bija novērtēt risinājumus, atbildot uz PJ6.

Uzdevumi:

1. Izstrādāt un veikt trīs testus (A, B un C), kuros, izmantojot BCMI sistēmu, tiek izpildīti dažādi mūzikas uzdevumi, sākot ar visvairāk kontrolētiem apstākļiem un beidzot ar visreālākajiem apstākļiem. Šo testu mērķis bija pievērsties PJ3, PJ4 un PJ5 risinājumiem.
2. Novērtēt BCMI sistēmas precizitāti katrā testā un tās potenciālu pielietošanai iemiesotā mūzikas mijiedarbības kontekstā.

Metodes: katrā testā datu vākšanai tika piesaistīti atšķirīgi respondenti. A testā sākotnējais eksperimentālais protokols, vienlaikus kontrolējot BCMI sistēmu, tika atkārtots četru pianistu grupā. B testam tika piesaistīti septiņi pieredzējuši mūziķi, kas spēlēja dažādus instrumentus, brīvi improvizējot, pārmaiņus variējot starp diviem stāvokļiem - augstu un zemu uzbudinājumu. C testā promocijas autors uzņēmas pētījuma dalībnieka lomu un izpildīja sagatavotu oriģinālmūziku uz trīs dažādiem plaši spēlētiem mūzikas instrumentiem reālā izpildījuma vidē. No trim testiem **iegūtā datu kopa** sastāvēja no dažāda apjoma EEG datiem, BCMI precizitātes datiem, MIDI datiem, aptaujas atbilžu datiem, kā arī audio un video ierakstiem. Pēc katra testa BCMI sistēmas precizitāti noteica ar laika procentuālo daļu, kurā rezultāti visvairāk atbilda lietotāja nodomiem mūzikas izpildījuma laikā. BCMI dizainēšanā katram solim tika veikti nepieciešamie uzlabojumi, lai sistēmu padarītu pielāgojumu dažādiem indivīdiem, instrumentiem un vidēm, un samazinātu iestatīšanas laiku.

Rezultāti: **EEG datu analīzes** rezultātā tika secināts, ka dažādi indivīdi, uzdevumi un situācijas konteksti, kas iekļauti katrā testā, radīja atšķirīgus relatīvās spektrālās jaudas raksturlielumus. Tomēr, aprēķinot **BCMI sistēmas** precizitāti, atklājās, ka tai piemīt spēja apstrādāt plašu mainīgo lielumu klāstu saskaņā ar lietotāja nodomiem. Precizitāte tika noteikta šādā apmērā: 70,80% A testā, 74,46% B testā un 84,22% C testā. Tas ilustrē BCMI sistēmas konstrukcijas elastību - sistēma spēja pielāgoties mainīgajiem lielumiem, un respondenti varēja apgūt sistēmas lietošanu jau aptuveni 30-40 minūšu laikā bez iepriekšējas sagatavošanās.

Promocijas darba struktūra

Promocijas darba struktūra ir šāda: ievadam seko **Pirmā nodaļa**, kas sniedz **teorētisku** pamatojumu. Tās saturs ir balstīts uz apkopoto informāciju par: 1) BCMI pētniecības virzieniem, paradigmām, metodēm un kontroles veidiem; 2) EEG signāla īpašībām un to, kā tās var ietekmēt BCMI kartēšanas stratēģijas; 3) Iemiesotā mūzikas mijiedarbības paradigma un tās ietekme uz pieeju BCMI dizainam; 4) Indivīdu neurofizioloģiskās reakcijas un mehānismi, kas saistītas ar mūzikas mijiedarbību starp klausītājiem, klausītājiem un izpildītājiem. Pirmajā nodaļā sniegtās zināšanas veido **metodoloģisko** pamatu dizainēšanas procesam. **Otrajā nodaļā** aprakstīts dizainēšanas procesa novērošanas un analīzes fāzēs

paveiktais darbs. **Trešajā nodaļā** ir ilustrēts darbs, kas paveikts radošajā un testēšanas posmā. Noslēgumā seko secinājumi, atsauču saraksts un pielikums. Promocijas darbs ietver arī 89 attēlus un tabulas, kā arī 17 videoklipus, kas kalpo kā vizuāli palīg līdzekļi dizainēšanas procesa posmiem. Tie pieejami autora mājas lapā tiešsaistē: <https://jachinpousson.com/research>.

Secīgums no izpētes, analīzes, sistēmas izstrādes un, visbeidzot, testēšanas puses, ir priekšnoteikums BCMI dizainēšanai, lai to varētu atkārtot un pilnveidot citi pētnieki, neatkarīgi no aparatūras un programmatūras veidiem vai pētniecības jomas. Pētījumā gaitā izveidotais BCMI rīks ir dizainēšanas procesa rezultāts apvienojot metodes no vairākām zinātnes jomām. Mūzikas izpildītāji, pētnieki vai pedagogi rīku varēs izmantot, lai veidotu mijiedarbi ar EEG signāliem mūzikas izpildījuma laikā, konkrētizētos mūzikas vai uzdevumu ietvaros. Šī darba ietvaros apkopotā EEG datu kopa nodrošināja pamatu BCMI sistēmas programmēšanai. Izveidotā datu kopa ir viena no ļoti nedaudzajām pētniecības praksē, kas vērsta uz izteiksmju analīzi mūzikas izpildījumā. Tā var būt vērtīgs resurss turpmākai izpētei sistemātiskās muzikoloģijas vai neirozinātnes pētījumos. Turklāt šo datu kopu var analizēt, izmantojot dažādas metodes, lai atklātu citus potenciālus tiešsaistes klasifikatorus, kurus nākotnē varētu izmantot stingrākai BCMI kontrolei.

1. nodaļa: Teorētiskais pamats

Pirmajā nodaļā ir sniegts teorētiskais pamats turpmākajam darbam. Tas izskaidro galvenos terminus un jēdzienus, perspektīvas un pieejas, ko izmanto gan BCMI, gan iemiesotās mūzikas mijiedarbības pētījumu jomās. Šeit tiek analizēti tie saskares punkti, kas ir būtiski visaptveroša dizainēšanas procesa vadīšanai.

1.1 Smadzeņu un datora mūzikas saskarne

Pamatojums

BCMI pētniecība ir salīdzinoši jauna joma. Tā ir aizguvusi paradigmas un metodes no smadzeņu - datora saskarnes (BCI) izpētes, no kuras tā arī tieši izriet. Lai gan BCI pētījumu mērķis parasti ir nodrošināt cilvēkiem ar ierobežotām pārvietošanās spējām kontrolēt datorus, BCMI pētījumu mērķis ir izstrādāt veidus, kā izmantot neuroattēla rīkus mūzikas radīšanai vai mijiedarbībai. To parasti veic, novietojot elektroencefalogrammas (EEG) elektrodus uz lietotāja galvas ādas. Apstrādājot signālu ar datoru, ieejas funkcijas tiek kartētas uz audiālu informāciju, kurā iekļautas mūzikas struktūras vai definēti noteikumi (Miranda & Castet 2014 p.3, Rosenboom 2014).

Komponista Alvina Lusjē 1965. gada "Music for Solo Performer" izpildījums bieži tiek uzskatīts par hronoloģiski pirmo BCMI piemēru, kas izmantots mūzikas izpildījuma kontekstā (Christopher et al. 2014, Miranda & Brouse 2005), taču Deivids Rozenbūms bieži tiek minēts kā pirmais, kurš publicē pētījumu, pētot EEG signāla iezīmes mūzikas radīšanai (Rosenboom 1997 p.3, Vāļamāe et al. 2011). Kopš tā laika BCMI pētniecības joma ir attīstījies līdzīgi kā tehnoloģijas neurozinātnē, mūzikas skaitļošanā un biomedicīnas inženierzinātnē, un tā ir spējusi sasniegt strauju izaugsmi, jo īpaši pēdējo desmit gadu laikā.

BCMI pētniecības jomas rezultātus varētu raksturot kā jauna veida mūzikas instrumentus, mijiedarbības veidu, performances raksturotāju, un tas ir piesaistījis daudzus māksliniekus un tehnologus iztēli (Miranda 2006, Hamano et al. 2013). BCMI sistēma parasti sastāv no aparatūras un programmatūras, kas apvienota, lai veiktu šādas funkcijas: 1) EEG ievades iegūšana no lietotāja, izmantojot elektrodus, kas novietoti uz galvas ādas; 2) digitalizētā EEG signāla apstrāde un filtrēšana, lai novērstu nevēlamu elektrisko troksni; 3) apstrādātā EEG signāla pārveidošana, izmantojot matemātiskos algoritmus, diapazonos un formātos, kas nodrošina mūzikas komandu uzsākšanu; 4) mūzikas komandu kartēšana un izpilde programmatūrā, kas reāllaikā rada skaņas vai vizuālo atgriezenisko saiti. Lai gan iepriekš minētie soļi kopumā var tikt attiecināmi uz visām BCMI sistēmām, vadošie šīs jomas pētnieki ir aprakstījuši un pārskatījuši dažādas paradigmas, metodes, kartēšanas stratēģijas un lietojumu jomas (Palaniappan 2014, Miranda & Castet 2014, Hunt et al. 2000, Tan and Nijholt 2010). Tādējādi BCMI dizainēšana sākas ar stratēģiskā virziena mērķa izvirzīšanu. To tieši ierobežo sistēmu veidojošo aparatūras un programmatūras komponentu iespējas, kā arī tehniskās kompetences līmenis visu komponentu efektīvā apvienošanā.

Kopsavilkums

EEG signāls sniedz informāciju, kas atspoguļo smadzeņu viļņu aktivitāti, ko var analizēt, lai atklātu mentālos procesus, komandas, stāvokļus, kā arī uzbudinājuma, uzmanības un

emociju līmeņus (Leslie and Mullen 2011, Maskeliunas et al. 2016). Šīs dimensijas var precīzi novērot muzicēšanas rosinātas uzvedības kontekstā. Citiem vārdiem sakot, mūzikas atskaņošana nodrošina ietvaru, kurā EEG signālu dimensijas var saprast un izmantot, tā, lai dotu informatīvu pamatu BCMI dizainam. Muzicēšanas rosināta uzvedība tiek uzskatīta par cilvēku sociālās mijiedarbības mikrovidi. Šajā kontekstā BCMI nodrošina jaunu veidu, kā novērot un izprast cilvēku uzvedību (Keller et al. 2014), kā arī radošas spēles apstākļus, tādējādi attīstot BCI sistēmu kopumā. Rezumējot, BCMI ir pētniecības telpa, kurā sistemātisku muzikoloģijas pētījumu ietvaros apvienojas neirozinātnes, mūzikas skaitļošanas un biomedicīnas inženierzinātnes paradigmas. Promocijas darba galvenais mērķis ir atklāt, kā un kur BCMI rīki var tikt izstrādāti, lai tos izmantotu iemiesotā mūzikas mijiedarbības kontekstā, piemēram, reālā laika izpildījumā.

1.2 Iemiesotā mūzikas mijiedarbība

Iemiesoto mūzikas mijiedarbību veido jēdzieni *iemiesojums* un *mūzikas mijiedarbība*. Tie ir vispārātītī jēdzieni mūzikas zinātnē, attiecinot uz paradigmu par ķermeņa iesaistes lomu mūzikas izziņā. Šis jēdziens ir izmantots, lai apzīmētu pieeju mūzikas izpētei, kas pamato, ka ķermeņa iesaistīšanās ir būtiska mūzikas mijiedarbībai, un to pilnībā ņem vērā, pētot galvenās tēmas, piemēram, bet ne tikai - mūzikas uztveri, izteiksmi un afektu reakcijas (McGuinness & Overy 2011, Gill 2012, Leman & Maes 2014, Leman et al. 2017, 2018). Jēdziens ir lietots ne tikai, atsaucoties uz visu pētniecības paradigmu vai pieeju kopumā, bet arī uz kontekstiem, kuros šie procesi norisinās. Promocijas darbā autors aplūko situācijas, kad divi vai vairāki cilvēki ir fiziski klāt un ir iesaistīti mērķtiecīgās muzikālās darbībās, lai kvalificētos kā iemiesots mūzikas mijiedarbības konteksts.

Mūzikas mijiedarbība bieži tiek aplūkota muzikoloģijas literatūrā, pievēršot uzmanību dažādiem izpētes virzieniem. Attiecībā uz **atbildes reakcijām** uz mūziku cilvēka ķermenī un smadzenēs, tās nes līdzi gan fizioloģisku, gan psiholoģisku ietekmi. Tie ietver, bet neaprobežojas tikai ar fizioloģiskās modrības līmeni, kognitīvo uzmanību, atmiņu, uztveres kodēšanu, kā arī emocionālām reakcijām (Miell et al. 2005). Lielākā daļa pētījumu ir koncentrējušies uz klausītāju, bet daudz mazāk ir zināms par izpildītāju. Izpildītājam tādi aspekti kā, instrumenta veids, ansambļa lielums, auditorija, prasmju kopums, izteiksmīgi nodomi, kā arī trauksmes un motivācijas pasākumi, ir faktori, kas ietekmē mūzikas sniegumu (Miell et al. 2005), un katram no šiem faktoriem var būt atšķirīga psihofizioloģiskā ietekme uz indivīdiem. Izpildītāji izmanto mūzikas instrumentus, lai paplašinātu cilvēka balss tembrālo spektru, frekvences un līdz ar to arī izteiksmes diapazonu, vai arī - dabā sastopamas skaņas sasaistē ar noteiktām asociācijām, piemēram, putnu dziesmām. Attiecībā uz to, kā izpildītāji sazinās ar apzinātiem izteiksmes nodomiem, ir pieņemts uzskatīt, ka viņi to galvenokārt dara, izmantojot **izteiksmīgas norādes**, piemēram, tempu, skaļumu, tembru, artikulāciju un citas (Sloboda & Juslin 2010). Šāda veida izteiksmes norādes var būt atšķirīgi izsvērtas kopējā konteksta veidošanā, un to saprotamība ir atkarīga no nepārtraukta izteiksmes atpazīšanas procesa starp izpildītāju un klausītāju. Tas, savukārt, ir atkarīgs no konsekventas un atpazīstamas komunikācijas stratēģijas izveides un uzturēšanas.

Iemiesotā mūzikas mijiedarbība ir pētniecības paradigma, kas apgalvo, ka mūzikas mijiedarbību un jo īpaši **muzikālo nodomu** komunikāciju var vispusīgāk izprast un izskaidrot, izmantojot ķermeņa iesaistīšanos mijiedarbības kontekstā. Šādā griezumā

muzikālā apzinātība starp izpildītāju un klausītāju rodas divvirzienu atgriezeniskās saites rezultātā, kurā ķermeņa rosinātas artikulācijas un imitācijas vērstas uz mūzikas mērķu sasniegšanu (Leman 2008). Mūzikas instrumenti tiek uzskatīti par starpniekiem starp cilvēka prātu un fizisko vidi. Tie darbojas, lai pārveidotu biomehānisko enerģiju akustiskajā, vizuālajā, kā arī kinētiskajā enerģijā.

BCMI dizainēšanas stratēģija

Līdzšinējām zināšanām ir būtiska ietekme uz tādu BCMI dizainēšanu, kuras mērķis ir iemiesoti mūzikas mijiedarbības lietojumi. Attiecībā uz Lemāna (2008) perspektīvu, BCMI sistēma līdzīgā veidā kā mūzikas instruments, var kalpot, pārvēršot neurofizioloģisko enerģiju audio, vizuālajā vai kinētiskajā enerģijā. Tomēr attiecībā uz iemiesotiem kontekstiem, piemēram, mūzikas izpildījumu, autors izvirza pieņēmumu par to, ka BCMI dizainēšanā būtu svarīgi nevis *aizstāt* ķermeņa iesaistīšanos, bet gan *paplašināt* iesaistes diapazonu un iespēju radīt izteiksmīgas norādes muzikālo nodomu izteikšanai. Attiecībā uz izteiksmes norāžu veidu, ko BCMI sistēma materializē, autors secina, ka *tembrālie* un *telpiskie* parametri ir būtiskāki, atšķirībā no tempa vai artikulācijas, kurus savukārt efektīvāk kontrolē ar kustībām. Šādā dizainā BCMI sistēma var darboties kā efektu kontroles veids, kas atbild par pastāvīgiem parametriem, piemēram, spilgtiem vai blāviem tembriem, vai skaņas enerģijas dzišanas efektiem, kas pievienoti lietotāja mūzikas instrumenta skaņai. Ņemot vērā attiecīgās stratēģijas, piedāvātā BCMI sistēmas dizaina lietotājs uzņemas izpildītāja lomu, parasti spēlējot mūzikas instrumentu, iekļaujot konkrētus neurofizioloģiskā stāvokļa aspektus, kas kartēti, lai kontrolētu noteiktus parametrus muzicēšanas gaitā.

Lai šāda BCMI sistēma darbotos, ir jāidentificē EEG modeļi, kas saistīti ar mūzikas izpildes uzdevumiem. Tomēr, tā kā ķermeņa kustības EEG signālu pārraidē ievieš trokšņa artefaktus, salīdzinoši maz pētījumu ir mēģinājuši reģistrēt smadzeņu darbību, kamēr indivīds spēlē mūzikas instrumentu. Jāatzīmē, ka tikai pēdējo 30 gadu laikā ir izmantota neuroattēla tehnoloģija, pētot psihofizioloģiskos mehānismus, kas ir mūzikas mijiedarbības pamatā (Christopher et al. 2014, Jourdain 1997, Krumhansl 1997, Miell et al. 2005, Molnar-Szakacs & Overy 2006, Steinberg et al. 1992).

Mūzikas improvizācija ir mērķtiecīga interešu joma neuroattēlu pētījumiem, kas pēta radošumu procesā. Tā ir svarīga BCMI dizaineriem, jo visas mūzikas izpildījuma formas ietver zināmu rīcības brīvību radošai interpretācijai. Pētnieki ir izmantojuši dažādas neuroattēlu metodes, lai izpētītu aktivitātes modulāciju un funkcionālo savienojamību radošu mūzikas uzdevumu laikā, piemēram, improvizācijā, kuras pamatā ir emocionālas norādes attiecībā pret toņaustumiem (Pinho et al. 2016), improvizāciju ar nolūku komunicēt, radot pozitīvas un negatīvas emocijas (McPherson et al. 2016), improvizāciju pieredzējušiem un amatieru mūziķiem (Dikaya & Skirtach 2015) un improvizāciju pretstatot vingrinājumu (gammu) spēlei (Sasaki et al. 2019).

Jo īpaši vairākos fMRI (funkcionālās magnētiskās rezonanses attēlveidošanas) un EEG pētījumos ir pētīta aktivitātes modulācija un funkcionālā savienojamība prefrontālajās un premotoriskajās zonās, jo īpaši dorsolaterālajā prefrontālajā garozā (DLPFC) (Pinho et al. 2014). Šie pētījumi norāda uz atšķirībām vai savstarpēji nesalīdzināmiem rezultātiem. Kritiķi bieži uzsver, ka tas, iespējams, ir saistīts ar kontroles trūkumu tādiem mainīgajiem lielumiem kā indivīdu atšķirības un pieredzes līmenis (Chen et. al. 2008, Dikaya & Skirtach

2015, Pinho et. , al. 2016), kulturas konteksts vai neobjektīvu mūzikas stimulu izmantošana (Bigand et. al. 2014, Meyer 1956), uzdevumā iesaistīto notikumu fokuss, secība un laiks (Agostino et., al. 2008), situācijas konteksta ekoloģisko derīgums, kurā uzdevums tiek veikts (Burgess et. al. 2006, Leman 2008). Turklāt katrā pētījumā datu analīzei tika izmantotas dažādas neuroattēlu veidošanas aparatūras sistēmas, kā arī dažādi bezsaistes apstrādes tīkli, kurus nav tehniski vienkārši atkārtot reāllaikā, bet kuri ir nepieciešami, lai BCMI sistēma darbotos. Tā rezultātā no esošajiem pētījumiem nevar iegūt pietiekami daudz informācijas, lai klasificētu EEG signālu iezīmes, kas saistītas ar muzikālo nodomu izteikšanu, kā arī nav vienotas metodoloģijas, kā rīkoties, lai tās precīzi identificētu un tās varētu darboties kā ierosinātās BCMI sistēmas ievades.

2. nodaļa: BCMI dizainēšanas process - novērošanas un analītiskās fāzes

Otrajā nodaļā aprakstīti visaptverošā BCMI dizainēšanas procesa pirmie divi posmi - novērošana un analītiskā fāze. **Novērošanas** fāzē tiek aprakstīti vairāki pirmavota mēģinājumi sonificēt un vizualizēt dažādu mūzikas mijiedarbības veidu EEG datus. **Analītiskajā** fāzē tika veikta EEG datu vākšanas procedūra, lai izmērītu un raksturotu pianistu spēles gaitā lokalizēto EEG spektrālo jaudu.

2.1 Novērošanas fāze: BCI metožu izpēte iemiesotai mūzikas mijiedarbībai

Dizainēšanas procesa posmā galvenie darba soļi saistīti ar EEG signāla darba novērošanu iemiesotas mūzikas mijiedarbības laikā, vienlaikus pētot veidus, kā to izmantot sistēmas dizainēšanā. Tiek sniegts promocijas darbā izmantotās EEG aparatūras un programmatūras tehniskais pamatojums, kam seko apraksts par to, kā tie tika izmantoti, lai izpētītu vairākas BCMI metodes, paradigmas un kontroles veidus.

EEG aparatūra

Pēc vairāku EEG sistēmu novērtēšanas tika izvēlēta pētnieciska ierīce *Enobio 32*¹ tās uzticamības, izšķirtspējas, funkcionalitātes un salīdzinoši zemo izmaksu dēļ. Sistēma nodrošina 32 EEG datu kanālus ar izšķirtspēju 500 Hz, un piedāvā bezvadu vai vadu (izmantojot USB) signāla pārraidi, un nodrošina tādas iespējas kā sausie vai gēla elektrodi, kas ievērojami samazina iestatīšanas laiku. *Enobio* sistēma pieejama kā pētniecības līmeņa ierīce, kas sertificēta klīniskai lietošanai, un tā ir atbilstoša BCMI sistēmai, par kuru ziņots citā pētījumā (Levicán et al. 2018). Elektrodu vadi ir pievienoti miniatūrai ierīcei, ko sauc par *NECBOX*, kas pievienota elektroda vāciņa aizmugurē un šī ierīce pastiprina, digitalizē un pārraida EEG signālus uz vietējo signālu iegūšanas programmatūru, ko sauc par *Neuroelectrics Instrument Controller* (NIC) v.2.0.11.1. datorā.

Zemējums tiek panākts ar *Common Mode Sense* (CMS) un *Driven Right Leg* (DRL) savienojumiem ar labo auss līpiņu. NIC ietvaros tiešsaistes EEG var skatīt neapstrādātu vai pārveidot par spektrālās joslas jaudas komponentiem. Signāla kvalitāti var uzraudzīt, izmantojot kvalitātes indeksu, kas sastāv no līnijas trokšņa, galvenā trokšņa, nobīdes un novirzes. Neapstrādātus EEG vai spektrālās joslas komponentus no visiem 32 elektrodiem var arī straumēt no NIC kā skaitlisku datu struktūru, izmantojot pārraides vadības protokola (TCP) tīklu, lai tos saņemtu cita programmatūra turpmākai signāla pārveidošanai. Šī funkcija bija liela priekšrocība, jo daudzās programmatūras platformās skaitliskos datus var saņemt reāllaikā, izmantojot TCP portus, ņemot vērā to, ka tas ir tik plaši izmantots sakaru standarts.

Programmatūras komponenti

Visi šajā pētījumā izmantotie datori tika apstrādāti ar jaunākajām *MacOSX* operētājsistēmām, kas vajadzības gadījumā spēj simulēt *Windows* vidi ilgākā laikposmā

¹ <https://www.neuroelectrics.com/solutions/enobio/32> (Skatīts 2022. gada decembrī)

(2019. līdz 2022. gads). Pēc vairāku atvērtā koda programmatūras novērtēšanas EEG datu straumēšanas saņemšanai no NIC, matemātiskajai pārveidošanai un kartēšanai audio vai vizuālās vadības iezējās tika izvēlēta uz t.s. mezglēm balstīta vizuālās programmēšanas platforma ar nosaukumu *Quartz Composer*² (QC). QC ir daļa no *macOS Xcode* izstrādes vides un tiek izmantota datu apstrādei un grafikas renderēšanai. Darba vide notiek redaktora logā, kas attēlo makro ielāpu, kurā definētas ievades un izvades. Skatītāja logā tiek parādīta vizuāla izvade, kas izriet no darbībām, kas notiek redaktora logā. Ir pieejama objektu vai ielāpu bibliotēka ar īpašām funkcijām savienošanai ar virtuālajiem kabeļiem, lai ģenerētu vizuālu izvadi, pamatojoties uz ievades datiem. QC spēj arī pārsūtīt pārveidotus datus dažādos formātos, piemēram, MIDI³, OSC⁴ un DMX⁵, ko var uztvert mūzikas producēšanas programmatūra vai skatuves apgaismojuma sistēmas.

Konsultējoties ar jomas ekspertiem, tika veiksmīgi pārbaudīts lietotāja izveidots ielāps *v002_TCP_Socket_Client* ielāpu grupā ar saistītām tīkla funkcijām ar nosaukumu *v002-Network*⁶. Tas ļāva saņemt EEG datus reāllaikā, izmantojot TCP tīklu. Neapstrādātie EEG dati no NIC tika saņemti kā paraugu vērtības nanovoltu vienībās no -400 000 000 līdz +400 000 000 nV, un tos varēja izpakot un parādīt kā indeksētas datu plūsmas no atsevišķiem elektrodiem ar ātrumu 500 paraugi sekundē. EEG frekvenču joslas datus varēja arī straumēt atsevišķā tīkla pieslēgvieta un izpakot kā 5 frekvenču joslas uz elektrodu. Rezultātā, vienlaikus tika iegūtas 160 skaitļu virknes mikrovoltu kvadrātā μV^2 , ko pēc tam varēja grupēt un matemātiski pārveidot pēc vajadzības. Datu straumēšanas saite starp NIC un QC bija stabila un uzticama, strādājot gan ar tiešsaistes, gan - bezsaistes EEG datiem, un to neietekmēja latentums, pat tad, ja tiem tika pielietotas desmitiem vienlaicīgas matemātiskas transformācijas pirms grafisko attēlojumu atveidošanas skatītāja logā, vai kartējot tos izvades vadības datus, piemēram, MIDI, OSC vai DMX. Šīs priekšrocības veicināja izvēli izmantot QC kā galveno platformu BCMI sistēmas transformācijas algoritma komponenta izstrādei.

Spektrālās joslas jaudas izpēte BCMI kontrolei

Pēc aparatūras un programmatūras komponentu izveides, BCMI sistēmas EEG ievades, signālu apstrādes un transformācijas algoritma soļiem, tika veikti vairāki mēģinājumi izmantot spektrālās joslas jaudu kā līdzekli audio izvades kontrolei, izmantojot mūzikas ģeneratoru vai digitālo audio darbstaciju (DAW), šajā pētījumā - *Logic Pro X*⁷ (v10.4.2).

Tie ietvēra spektrālo frekvenču joslu amplitūdu tiešu kartēšanu (delta: 0–4 Hz, teta: 4–8 Hz, alfa: 8–13 Hz, beta: 13–30 Hz, gamma: 30–50 Hz) atbilstošiem mūzikas toņaugstumiem, sejas kustību artefaktu kartēšanu, kā arī vairākas metodes sinhronizācijas notikumu vizualizēšanai, kas muzikālo uzdevumu izpildes reāllaikā norisinājās starp dažādiem smadzeņu laukiem.

Šie izpētes soļi bija ļoti svarīgi, lai uzzinātu, kā matemātiski pārveidot un mijiedarboties ar EEG spektrālās joslas jaudu, izmantojot izvēlēto aparatūru un

2 https://developer.apple.com/documentation/quartz/quartz_composer (Retrieved Dec 2022)

3 MIDI: Musical Instrument Digital Interface

4 OSC: Open Sound Control

5 DMX: Digital Multiplex

6 <https://github.com/v002/v002-Network#readme> (Retrieved Dec 2022)

7 <https://www.apple.com/logic-pro/> (Retrieved Dec 2022)

programmatūru, taču tie nespēja sasniegt skaidru reāllaika kontroles līmeni. Tika secināts, ka ir nepieciešama metode sveša trokšņa filtrēšanai.

SSVEP izpēte BCMI kontrolei

Cenšoties panākt precīzāku reāllaika kontroli, tika pārbaudīta cita labi zināma BCMI paradigma ar nosaukumu *Steady-State Visual Evoked Potentials* (SSVEP). Tā ietver skatīšanos uz ritmiski mirgojošu vizuālo stimulu, kas iekļauj EEG signālu. Mērījumi tika veikti redzes garozā, lai tas atbilstu tā frekvencei (Wang et al. 2006). Rādot vairākus stimulu avotus, kas mirgo dažādās frekvencēs, lietotājs var veikt atlasī, pievērsot skatienu konkrētam avotam. Tādējādi BCMI sistēma bija kā grafisks interfeiss, kas piedāvā dažādas izvēles iespējas reāllaikā manipulēt ar mūzikas parametriem.

Autors sazinājās ar sadarbības pētnieku komandu no *Sun Yat-Sen* universitātes Neuroergonomikas katedras pētniekiem Gaošungā (Taivāna), lai dalītos pieredzē par SSVEP balstītas BCMI sistēmas ieviešanu vairākiem lietotājiem. Izmantojot esošos skriptus, kas veikti matemātikas programmatūrā *MATLAB*⁸, SSVEP signāli no četriem lietotājiem vienlaikus tika dekodēti kā atlasī. Pēc tam šīs atlasī tika kodētas kā OSC ziņojumi un kartētas, lai sāktu atskaņošanu (vai to apturētu) ar vienu no trīs mūzikas t.s. cilpu paraugiem katram indivīdam. Katra lietotāja mūzikas paraugi tika ieskaņoti ar noteiktu mūzikas instrumentu (klavieres, bass, bungas, ērģeles), kombinācijām bija raksturīga noskaņa, ko attēlo trīs asociācijas (saule: aktīva, mēness: mērena, lietus: relaksējoša). Rezultātā, četri lietotāji varēja mijiedarboties sava veida mūzikas cilpas stacijas iestrēgšanas sesijā, veicot atskaņošanas atlasī vienlaikus reāllaikā izvēloties ieejas un izejas laikus. Autors nodrošināja mūzikas ģeneratora komponentu, kas ieprogrammēts QC, lai pārvaldītu ienākošās atlasī, kas saņemtas kā OSC ziņojumi, un parādītu tās koplietotā video monitorā asociāciju veidā. Lietotāju atlasī tika vienlaikus kartētas, lai uzsāktu vai apturētu sagatavoto mūzikas paraugu atskaņošanu plaši izmantotajā *DAW Ableton Live*⁹ (v.10.1.43).

Noslēguma ziņojumā, kas tika iesniegts saistībā ar Latvijas-Lietuvas-Taivānas sadarbības projektu, Sun Yat-Sen universitātes pētnieku grupa aprakstīja iegūto BCMI sistēmas prototipu, kas ir sasniegusi kopējo vidējo precizitāti 69,69%. Šis skaitlis tika iegūts no 80 izmēģinājumiem katrā no četrām SSVEP stimulēšanas frekvencēm katram no četriem respondentiem, kā rezultātā kopumā tika veikti 1280 izmēģinājumi.

Tomēr raksturīgā latentuma un nekustīguma dēļ šī konkrētā sistēma nespēja atbalstīt skaidru reāllaika kontroli pār vidi, kurā notiek mūzikas mijiedarbība. SSVEP paradigmas turpmāka izpēte šo apsvērumu dēļ tika pārtraukta. Programmējot jaunu transformācijas algoritmu un mūzikas dzinēju QC gūtā pieredze lieti noderēja. Tā, ļāva vizualizēt atlasī un kontrolēt iepriekš definētu mūzikas frāžu atskaņošanu, kas sakārtotas kā paraugi DAW cilpas stacijā.

Izvēlēta BCI metode

Spektrālās joslas jauda tika izvēlēta kā galvenā BCI tehnika BCMI sistēmas dizainēšanai pētījumā. Šāds lēmums tika pieņemts vairāku iemeslu dēļ. Pirmkārt, lai sistēmas izveidi balstītu uz literatūras atziņām, kur parasti norādīta lokalizēta spektrālo jaudu korelēšana. Otrkārt, tāpēc, ka neapstrādāta EEG signāla matemātisko ātro Furjē

8 <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (Retrieved Dec 2022)

9 <https://www.ableton.com/en/> (Retrieved Dec 2022)

transformāciju (FFT) frekvenču joslās var veikt un straumēt reāllaikā, padarot to par ideālu BCI metodi mūzikas mijiedarbībai. Treškārt, izvēlētā aparātūra spēja straumēt spektrālās joslas jaudas datus uz ārējām ierīcēm, izmantojot pārraides vadības protokola (TCP) tīklu, padarot to pieejamu kartēšanai, lai kontrolētu audiovizuālo atgriezenisko saiti.

Novērošanas fāzē tika veikti vairāki mēģinājumi izmantot spektrālās joslas jaudu un SSVEP BCMI sistēmas kontrolei. Lai gan tika fiksētas dažas noderīgas atziņas, katrs prototips nespēja nodrošināt visus vēlamos risinājumus ierosinātajam BCMI dizainam - sistēmai, kas ietver skaidru reāllaika kontroli pār notiekošajiem mūzikas parametriem, dabisku ķermeņa iesaistīšanos un producēšanas diapazona un iespēju paplašināšanu.

2.2. Analītiskā fāze: EEG datu vākšana un analīze

Nākamais solis dizainēšanas procesā bija precīzi sašaurināt EEG signāla raksturlielumus, kas paredzēti BCMI kontroles kartēšanai. Tā kā pētījuma aparātūras un programmatūras komponenti, kā arī mērķa pielietojuma jomas atšķiras no tām, kuras līdz šim izmantotas citos pētījumos, analīzei bija nepieciešama jauna EEG datu kopa. Datu vākšanas procedūra tika izstrādāta un veikta Taivānas-Latvijas-Lietuvas kopīgā sadarbības projekta ietvaros, kura mērķis bija BCMI attīstība. Projekts tika īstenots 2019.-2021.gadā.

Tika izvirzīts pieņēmums par EEG spektrālo jaudu kā izteiksmes nodomu reprezentatoru un tās lietošanu BCMI metodē. Lai pārbaudītu šo pieņēmumu, tika izvirzīts mērķis izmērīt un raksturot mūziķu EEG spektrālo aktivitāti. Mūziķiem tika iedots uzdevums izpildīt klavieru partitūrā uzrakstīto materiālu, vienlaikus modulējot spēles veidu, lai izteiktu kontrastējošus afekta stāvokļus. Ņemot vērā, ka literatūras avotos ir ziņots par individuālajām atšķirībām, šajā eksperimentā tika pētīta iespēja iegūt stabilus aktivizācijas modeļus no dažādiem indivīdiem atšķirīgā laika posmā. Tika pieņemts, ka, ja indivīdi varētu precīzi kontrolēt audiovizuālās atgriezeniskās saites veidu, izpildot vienkāršu klaviermūziku, šī BCI metode varētu tikt attiecināta uz citiem iemiesotās mūzikas mijiedarbības kontekstu veidiem, piemēram, uzstāšanos, mācīšanos, treniņu vai terapijas pieejām.

Materiāli un metodes

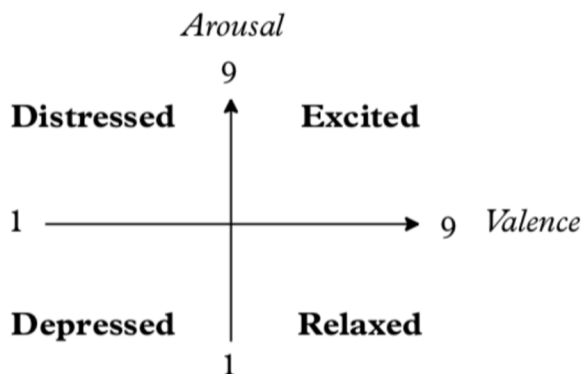
Sadarbojoties ar starptautisku pētnieku grupu, eksperimentālajā dizainā tika ņemti vērā vairāki metodoloģiski aspekti. Bija nepieciešams iegūt atziņas, kuras varētu interpretēt EEG pētniecības jomā un praktiski izmantot BCMI dizainēšanā sistemātiskās muzikoloģijas pētniecības jomas ietvaros.

Dalībnieki

Saskaņojot ar Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmiju (JVLMA), šim pētījumam tika piesaistīti desmit pianisti bez redzamām veselības problēmām - divi vīrieši, astoņas sievietes vecumā no 19 līdz 40 gadiem, visi labrocīgi un katrs ar vismaz piecu gadu akadēmisko pieredzi klavier spēlē. Katram dalībniekam bija paredzētas četras ierakstu sesijas, kas notika dažādās dienās. Pētījumu apstiprināja Rīgas Stradiņa universitātes Pētniecības ētikas komiteja (Nr.6-1/01/59), un visi dalībnieki sniedza rakstisku piekrišanu.

Modelis

EEG signālu metode ir izmantota daudzos pētījumos (AlZoubi et al. 2009, Chanel et al. 2006, Khalili & Moradi 2008, Horlings et al. 2008), lai izmērītu neirofizioloģiskās reakcijas audio vai vizuālo stimulu iedarbības laikā. Tādā veidā stimulējot emocionālas pamatreakcijas, kas, domājams, īslaicīgi modulē indivīda emocionālo stāvokli. Šajā pētījumā tika izmantots divdimensionāls afekta modelis (Russell 1980, 1164. lpp.), lai izstrādātu eksperimentālos uzdevumus, izvēloties izmantot četrus deskriptorus, pa vienam katram divdimensiju afektīvās telpas kvadrantam, proti, satraukts, atslābināts, nomākts un nomākts, kas parādās pulksteņrādītāja virzienā (2. att.). Ir atzīts, ka radītās un izjustās emocijas mūzikas izpildījumā var būt atšķirīgas (Gabrielsson & Juslin 1996, Juslin 1997, Van Zijl & Sloboda 2010), un tās var nebūt precīzi aprakstāmas, izmantojot pamata emociju veidus. Respektējot šo atziņu, dalībnieki tika rūpīgi informēti, aicinot viņus pievērst uzmanību galvenajam iespaidam, ko viņi plāno apzināti izraisīt hipotētiskā klausītājā katra priekšnesuma laikā, nevis to, kā viņi patiesībā jūtas šajā brīdī.



Attēls 2: Pētījumā izmantotais emociju divu dimensiju modelis

Vide

EEG ieraksti parasti norisinās medicīnas iestādēs, savukārt mūzikas ieraksti notiek ierakstu studijās vai koncertzālēs. Lai radītu mūziķa dabiskajai videi tuvāku ierakstu vidi, EEG ierakstīšanai tika īpaši sagatavota telpa JVLMA. Telpa tika akustiski apstrādāta, lai samazinātu iekšējo reverberāciju un ārējos trokšņus. Aprīkojums tika izkārtots tā, lai indivīds varētu ērti sēdēt pie pianīna, ar uzvilktu elektrodu cepuri, skatiens pavērsts pret klēpjdatora ekrānu, kurā redzamas instrukcijas un mūzikas partitūra.

Muzikālais materiāls

Mūzikas partitūra, kas tika piedāvāta respondentiem, bija sacerēta speciāli šim eksperimentam (3. att.). Lai izvairītos no jebkādam asociācijām, tika izvēlēts tāds materiāls, kuru grūti sasaitīt ar iepriekš dzirdētiem patēriem. Lai palielinātu izmēģinājumu skaitu, rezultāts tika ierobežots līdz vienai minūtei. Materiāla izklāsts bija uz divām lapām. Katras lapas materiāla skanējuma ilgums bija 30 sekundes. Pirmajā lapā bija divas atkārtotas frāzes pirmajās astoņās taktīs, kam sekoja četras atkārtotas frāzes nākamajās astoņās taktīs

ar metronoma ātrumu 120 sitieni minūtē. Otrā lapa bija pirmās lapas materiāla atkārtojums, taču bez laika un tempa norādēm, ritma, dinamikas un artikulācijas. Otrajā lapā izpildītājam tika uzdots mainīt noteikto tēmu tā, lai vislabāk atbilstu kādai no četrām norādītajām emocijām, aicinot atkārtot tik ilgi, kamēr nav pagājušas 30 sekundes. Mūzikas materiāls bija veidots tā, lai tā būtu pietiekami vienkāršs, lai pieredzējis klavieru spēlētājs varētu viegli iemācīties un variēt. Tā kā viena un tā pati tēma bija jāizmanto, lai izteiktu apzināti kontrastējošas emocijas, mūzikas frāzes tika rakstītas, izmantojot paplašinātu pentatonisko skaņkārtu, radot afektīvas asociācijas, izvairoties no disonansēm un funkcionālām harmonijām (Bigand et al. al., 2014).

The image shows a musical score for piano, divided into two sections: 'Neutral' and 'Expressive'.

Neutral section: Tempo is marked as $\text{♩} = 120$. The score is for Piano (*mf*). It consists of four systems of music, each with a treble and bass clef staff. The first system starts at measure 1. The second system starts at measure 5. The third system starts at measure 9. The fourth system starts at measure 13.

Expressive section: Tempo is marked as $\text{♩} = \text{free}$. The score is for Piano. It consists of four systems of music, each with a treble and bass clef staff. The first system starts at measure 17. The second system starts at measure 21. The third system starts at measure 25. The fourth system starts at measure 29. Below the fourth system, there is a note: "Repeat if time allows, until timer ends."

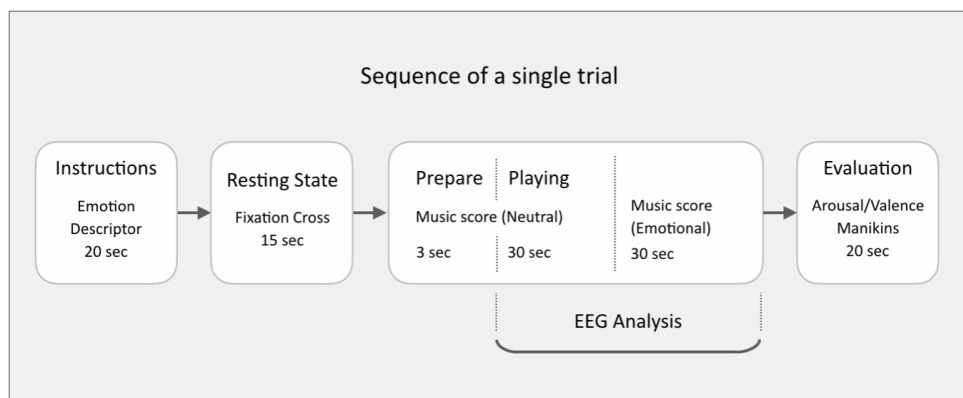
3. attēls: šim pētījumam izstrādāta mūzikas partitūra.

Eksperimenta dizains un procedūra

Dalībnieki tika informēti par ierakstīšanas protokola secību pirms viņu pirmās sesijas, un viņiem tika nodrošināta mūzikas partitūra, lai ar to varētu savlaicīgi iepazīties. Pirmajā sesijā katram dalībniekam tika dots laiks, lai pārbaudītu ierakstīšanas protokolu un nodrošinātu, ka uzdevumu secība ir pilnībā izprasta. Pēc tam tika uzlikta 32 kanālu elektrodu cepure ar signālus vadošas želejas elektrodiem un tika veiktas korekcijas, lai iegūtu kvalitatīvu signālu. Klēpjdators, kurā bija stimulu prezentācijas programmatūra - *Psychopy*, kontrolēja ierakstīšanas procedūru, dalībniekiem parādot instrukcijas un mūzikas partitūru, vienlaikus nosūtot marķierus uz EEG datiem katra izmēģinājuma katra notikuma sākumā.

Katra izmēģinājuma laikā dalībniekiem tika uzdots vienu reizi izpildīt mūzikas partitūru (4. attēls). Pirmkārt, programmatūra 20 sekundes rādīja mērķa emociju deskriptoru.

Pēc tam uz 15 sekundēm tika parādīts fiksācijas krustiņš, lai reģistrētu miera stāvokli. Pēc tam sekoja mūzikas partitūras pirmā lapa ar trīs sekunžu atpakaļskaitīšanas taimeris, lai sāktu atskaņošanu. Dalībnieki pirmo lapu izpildīja neitrāli 30 sekundes bez izteiksmes, kam sekoja otrā lapa - 30 sekundes, ar nolūku izteikt mērķa emocijas. Pēc tam tika parādīts novērtēšanas solis, kurā indivīdiem tika lūgts pašiem novērtēt savu sniegumu attiecībā uz valenci - no negatīvas uz pozitīvu, un uzbudinājumu - no zema līdz augstam skalā no 1 līdz 9, kur 5 apzīmē neitrālu abās skalās. Šis pašnovērtējuma solis tika veikts, lai kontrolētu iespēju, ka dažas izteiksmīgās otrās lapas izpildes laikā ieviestās variācijas vai paņēmieni ir izteikti skaidrāk vai raitāk nekā pārējie. Izmēģinājumi tika reģistrēti piecos komplektos, turpmāk saukti par celiņiem, kuros nejaušā secībā tika uzdots atskaņot vienu no četrām pamata emocijām un neitrālu stāvokli. Kad tika instruēta neitrāla spēle, tā vietā, lai parādītu partitūras otro lapaspusi, dalībniekiem bija precīzi jāatkārto nošu partitūras pirmā lapa. Katrs no 10 dalībniekiem reģistrēja 10 celiņus katrā no četrām sesijām, kā rezultātā kopumā tika savākti 2000 izmēģinājumi, kas sastāvēja no 400 izmēģinājumiem katram emociju veidam.



4. attēls. Viena izmēģinājuma secība ar instrukcijām, ko klēpjdatora ekrānā nodrošina stimulācijas programmatūra.

EEG datu iegūšana, pirmapstrāde un analīze

Šajā nodaļā aprakstītā eksperimenta mērķis bija sniegt atbildi uz PJ2. Tika veiktas darbības, lai identificētu un aprakstītu šos modeļus relatīvās spektrālās jaudas izteiksmē. EEG signāli tika reģistrēti ar frekvenci 500 Hz ar 50 Hz filtru, kas tika izmantots, lai noņemtu elektrolīnijas troksni, izmantojot 32 kanālu Enobio sistēmu, ar elektrodiem, kas novietoti saskaņā ar starptautiski pieņemto 10-20 sistēmu.

Apkopotie dati tika strukturēti un nosūtīti uz Viļņas Universitātes Biofizikas katedru turpmākai analīzei. Datu priekšapstrāde tika veikta ar pielāgotiem rakstiskiem skriptiem, kas ievieš tīrīšanas funkcijas, kas pieejamas MNE-Python, atvērta koda programmatūras pakotnē neirofizioloģisko datu analīzei. Neapstrādātajiem EEG datiem tika izmantots joslas caurlaides filtrs (FIR, 1–45 Hz), un tas tika atkārtoti norādīts uz vidējo atsauci. Acu kustības artefakti tika koriģēti, izmantojot neatkarīgo komponentu analīzi (ICA). Pēc tam dati tika segmentēti divu sekunžu periodos ar 50% pārklāšanos, kas sākās piecas sekundes pēc katras

izteiksmes atskaņošanas uzdevuma sākuma otrajā lapā un noslēdzās piecas sekundes pirms tā pabeigšanas. Pēc tam tika ieviesta pilnībā automatizēta pieeja turpmākai datu tīrīšanai, izmantojot algoritma noklusējuma iestatījumus slikti ierakstītu izmēģinājumu vienotai noraidīšanai un labošanai EEG signālos, ko sauc par Autoreject (versija 0.1). Segmenti, kas satur artefaktus un sensorus, kuriem tika konstatēta slikta signāla kvalitāte, tika noraidīti. Tā rezultātā tika atmesti 10% no visiem datiem. Izņemtie EEG kanāli tika rekonstruēti, izmantojot metodi, ko sauc par sfērisko rievsvienojumu interpolāciju, kas ir kartēšanas metode skalpa potenciālu interpolēšanai un galvas ādas strāvas blīvuma tuvināšanai.

Papildu analīze tika veikta, izmantojot funkcijas, kas pieejamas atvērtā pirmkoda programmatūrā elektrofizioloģiskajiem datiem, ko sauc par FieldTrip. Segmentētajiem datiem tika piemērots Haninga konuss, lai kontrolētu frekvences izlīdzināšanu, pēc tam, pamatojoties uz ātro Furjē transformāciju (FFT), tika aprēķināts katra indivīda un stāvokļa vidējais jaudas spektrs. Spektrālā jauda tika aprēķināta frekvenču joslās, delta (1-4 Hz), teta (4-8 Hz), alfa (8-12 Hz), beta (12-30 Hz) un gamma (30-45 Hz). Pēc tam izteiksmīgo veiktspējas segmentu vidējā jauda tika dalīta ar iepriekšējo neitrālo veiktspējas segmentu vidējo jaudu, lai iegūtu relatīvo jaudu. Mērījumi tika apvienoti katram indivīdam visās četrās ierakstīšanas sesijās. Pēc tam visos kanālos tika izmantoti neparametriskie permutācijas testi ar klasteru korekciju vairākiem salīdzinājumiem (5000 permutācijas, $p < 0,05$, abpusēji), lai pārbaudītu statistiskās atšķirības starp segmentiem, kas saistīti ar kontrastējošiem emociju mērķiem.

Rezultāti

EEG datu analīzes rezultāti norāda, ka, pirmkārt, elektrodu kopu T vērtības, kurās tika iegūtas būtiskas atšķirības, tika attēlotas topogrāfiski (kā ziņots Pousson et. al. 2021), un tiek ziņots par katra klastera vidējām vērtībām un standarta novirzes mērījumiem. Kopas sastāv no elektrodiem, kas apraksta skaidrības labad ir sagrupēti atbilstoši kreisajai un labajai puslodei, kā arī smadzeņu priekšējās (frontālās) un aizmugurējās (parieto-pakauša) daļai. Salīdzinot EEG datu segmentus, kas saistīti ar kontrastējošiem emociju mērķiem, tika konstatētas vairākas būtiskas spektrālās jaudas atšķirības visās četrās lokācijās.

Delta un teta aktivitāte neitrālā spēles stāvoklī bija samazināta, salīdzinot ar satrauktu spēles stāvokli gan kreisajā, gan labajā parieto-pakauša apgabalā (delta: neitrāls 1,07 (0,25) pret nomāktu 3,55 (2,52), teta: neitrāls 1,08 (0,15) pret 2,54 (1,79)). Līdzīgi, delta un teta aktivitāte kreisajā parieto-pakauša rajonā tika samazināta neitrālā spēlē, salīdzinot ar satrauktas spēles apstākļiem (delta: neitrāls 1,06 (0,30) pret satraukumu 3,61 (1,99), teta: neitrāls 1,08 (0,15) pret satraukts 2,89 (1,49)).

Beta un gamma aktivitāte visos frontālajos un parieto-pakauša apgabalos tika samazināta arī neitrālā spēlē, salīdzinot ar satrauktu spēli (beta: neitrāla 1,14 (0,11) pret satraukumu 2,54 (1,79), gamma: neitrāla 1,15 (0,11) pret satraukta 2,95 (1,96)). Tāpat gamma aktivitāte abos parieto-pakauša apgabalos tika samazināta neitrālā spēlē, salīdzinot ar satrauktu spēli (gamma: neitrāla 1,16 (0,15) pret satraukumu 2,78 (2,53)).

Delta aktivitāte kreisajā frontālajā un labajā parieto-pakauša apgabalā bija paaugstināta satrauktas spēles laikā, salīdzinot ar nomāktu spēli (delta: nomākta 2,84 (1,67) pret nomāktu 1,30 (0,46)). Salīdzinot tos pašus divus spēles apstākļus, tika novērota alfa aktivitātes palielināšanās arī kreisajā frontālajā reģionā (alfa: nomākts 1,49 (0,57) pret nomākts 0,92 (0,35)).

Paaugstināta delta un alfa aktivitāte labajā frontālajā un kreisajā parieto-pakauša laukā tika novērota arī satrauktā spēlē, salīdzinot ar atslābinātu spēli (delta: satraukti 3,56 (2,19) pret atslābumu 1,37 (0,63), alfa: satraukti 1,83 (0,99) vai atslābināts 1,03 (0,29)). Turklāt palielināta beta aktivitāte tika novērota abos frontālajos laukos, kad tika salīdzināti tie paši spēles apstākļi (beta: satraukts 2,24 (1,47) pret atslābumu 1,18 (0,33)).

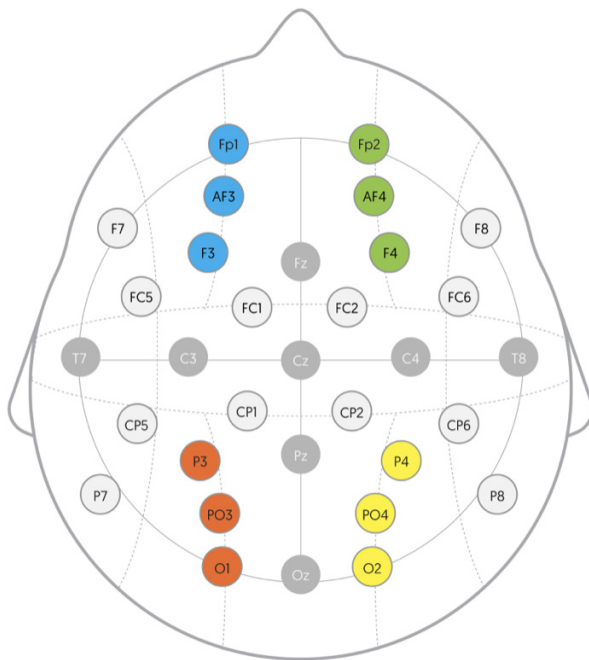
Paaugstināta teta aktivitāte tika novērota abos parieto-pakauša reģionos, kad satraukta spēle tika salīdzināta ar atslābinātu spēli (teta: nomākta 2,54 (1,79) pret atslābumu 1,19 (0,45), savukārt delta aktivitāte palielinājās tikai labajā parieto-pakauša rajonā. (delta: nomākts 3,31 (2,37) pret atslābumu 1,32 (0,54)). Tika novērota arī alfa aktivitātes palielināšanās abos frontālajos laukos, salīdzinot tos pašus divus spēles apstākļus (alfa: nomākts 1,44 (0,50) pret atslābumu 0,94 (0,17)).

Paaugstināta teta un alfa aktivitāte tika novērota kreisajā parieto-pakauša rajonā satrauktā spēlē, salīdzinot ar atslābinātu spēli (teta: satraukti 2,89 (1,49) pret atslābumu 1,23 (0,58), alfa: satraukti 2,31 (1,68) pret atslābināti 1,12 (0.), kā arī nomāktajā spēlē (teta: satraukts 2,89 (1,49) pret atslābumu 1,29 (0,56), alfa: satraukts 0,92 (0,35) pret atslābumu 1,49 (0,57)).

Visbeidzot, palielināta gamma aktivitāte tika novērota abos frontālajos laukos satrauktā spēlē, salīdzinot ar nomāktu spēli (gamma: satraukta 2,95 (1,96) pret nomāktu 1,22 (0,32)), kā arī abos parieto-pakauša reģionos, salīdzinot ar atslābinātu spēli (gamma: satraukts 3,09 (2,20) pret atslābumu 1,51 (0,84)).

Lai atvieglotu vizualizāciju, relatīvā spektrālā jauda, kas iegūta, salīdzinot izteiksmes un neitrālos spēles segmentus, tika sadalīta četrās kopās, kas sastāvēja no trim elektrodiem katrā. Šīs kopas atrodas kreisajā frontālajā (AF3, F3, Fp1), labajā frontālajā (AF4, F4, Fp2), kreisajā parieto-pakaušējā daļā (O1, P3, PO3) un labajā parieto-pakaušējā daļā (O2, P4, PO4) smadzenēs (5. att.). Relatīvās spektrālās jaudas vidējās vērtības un standartnovirzes mērījumi katrai frekvenču joslai visos četros emociju mērķos un neitrālajā spēlē (6. att.) ir aprakstīti autora 2021. gada publikācijā.

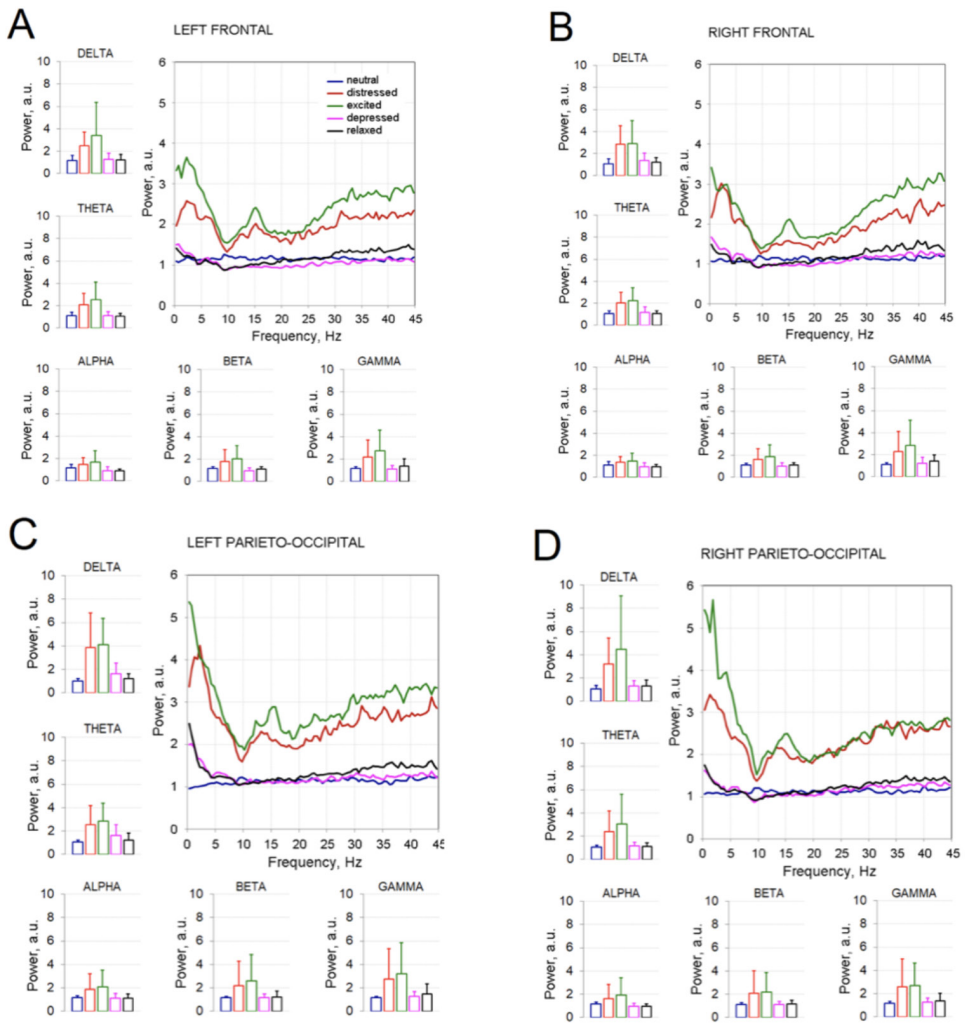
Skaitliskās vērtības, kas izmantotas, lai attēlotu 6. attēlu, atspoguļo lokalizētus EEG modeļus, kas raksturo relatīvo spektrālo jaudu. Tā saistīta ar kontrastējošiem afektu nodomiem vienkāršu klavierspēles uzdevumu izpildes laikā. Šīs skaitliskās vērtības ir parādītas 1. tabulā. Šis rezultāts nodrošināja to, lai atbildētu uz PJ2 (vai ir kādi modeļi?), un tika izveidots pamats PJ3 izvirzīšanai (vai BCMI var precīzi noteikt un kartēt šos modeļus?).



5. attēls. Elektrodu kopu izvietojums četrās grupās – kreisā frontālā (zila), labā frontālā (zaļa), kreisā parieto-pakausa (oranža), labā parieto-pakausa (dzeltena) standarta 32 kanālu montāžā.

Region	Condition	Delta 0-4 Hz			Theta 5-8 Hz			Alpha 8-12 Hz			Beta 12-30 Hz			Gamma 30-45 Hz		
		Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Power relative to Neutral	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation
Left frontal Fp1, AF3, F3	Neutral	1.15	0.51	44	1.13	0.31	27	1.20	0.32	26	1.16	0.19	16	1.13	0.17	15
	Depressed	1.34	0.59	44	1.14	0.41	35	0.95	0.38	40	1.02	0.28	27	1.15	0.36	31
	Relaxed	1.20	0.47	39	1.06	0.25	23	0.94	0.14	14	1.13	0.26	23	1.44	0.82	58
	Distressed	2.61	1.35	51	2.21	1.13	51	1.59	0.63	39	1.91	1.21	63	2.39	1.68	70
	Excited	3.76	3.32	88	2.71	1.71	63	1.76	1.10	62	2.10	1.35	64	2.72	1.65	60
Right frontal Fp2, AF4, F4	Neutral	1.09	0.47	43	1.06	0.26	24	1.13	0.29	25	1.13	0.14	12	1.15	0.14	12
	Depressed	1.39	0.65	46	1.20	0.53	44	0.97	0.37	38	1.06	0.35	33	1.31	0.68	51
	Relaxed	1.23	0.39	31	1.06	0.27	25	0.96	0.23	23	1.15	0.31	26	1.51	0.76	50
	Distressed	3.07	1.94	63	2.10	1.13	53	1.43	0.54	37	1.71	1.16	67	2.54	2.38	93
	Excited	3.00	2.23	74	2.22	1.23	55	1.52	0.67	44	1.94	1.20	61	3.02	2.48	82
Left parieto-occipital O1, PO3, P3	Neutral	1.02	0.18	17	1.08	0.12	11	1.15	0.15	13	1.15	0.11	9	1.16	0.12	10
	Depressed	1.61	0.94	58	1.28	0.55	42	1.11	0.42	37	1.15	0.33	28	1.26	0.39	30
	Relaxed	1.54	1.08	70	1.23	0.58	47	1.09	0.38	34	1.24	0.50	40	1.49	0.84	56
	Distressed	3.87	2.94	75	2.54	1.60	62	1.86	1.34	72	2.18	2.06	94	2.72	2.59	95
	Excited	4.14	2.20	53	2.87	1.51	52	2.06	1.44	69	2.57	2.23	86	3.22	2.63	81
Right parieto-occipital O2, PO4, P4	Neutral	1.08	0.29	26	1.07	0.15	14	1.14	0.18	15	1.12	0.16	14	1.14	0.16	14
	Depressed	1.32	0.44	33	1.16	0.32	27	0.97	0.26	26	1.10	0.25	22	1.27	0.34	26
	Relaxed	1.29	0.51	39	1.12	0.30	26	0.97	0.20	20	1.15	0.34	29	1.39	0.62	44
	Distressed	3.19	2.25	70	2.38	1.80	75	1.63	1.20	73	2.06	1.94	94	2.61	2.36	90
	Excited	4.50	4.57	101	3.06	2.55	83	1.93	1.45	75	2.16	1.69	78	2.68	1.92	71

1. tabula. Vidējā relatīvā jauda, standartnovirze un relatīvās standartnovirzes vērtības katrai elektrodu grupai, EEG frekvenču joslai un ekspressivajam stāvoklim.



6. attēls: relatīvo jaudas spektru diagrammas, kas iegūtas kreisajā frontālajā (A), labajā frontālajā (B), kreisajā parietocipitālajā (C), labajā parietocipitālajā (D) laukā, kā arī vidējie rādītāji un standartnovirzes katrai frekvenču joslai: delta (1–4 Hz), teta (4–8 Hz), alfa (4–8 Hz), beta (12–30 Hz) un gamma (30–45 Hz). Krāsainas līnijas atbilst ekspresīvajiem stāvokļiem: neitrāls (zils), skumjš (sarkans), satraukts (zaļš), nomākts (rozā) un atslābināts (melns).

EEG signālu atklājumi, kas iegūti no citiem pētījumiem

Kā minēts iepriekš, ir ierobežots skaits pētījumu, kas novērtē EEG signālu aktivitāti izteiksmīgas mūzikas atskaņošanas laikā. Detalizētāks salīdzinājums ar saistītajiem atklājumiem plašākā EEG pētniecības sfērā par mūzikas izraisītajām emocijām ir aplūkots rakstā, kas publicēts promocijas darba ietvaros veiktā eksperimenta rezultātā (Pousson et. al. 2021).

Pētījums, ko veica Sasaki et. al. (2019) norāda, ka improvizācija ietver koordinētu kustību, reaģējot uz notiekošo ārējā vidē. Viņi izmērtja ģitāristu EEG signālu aktivitāti, mainot divus kontrastējošus apstākļus, proti, improvizāciju un vingrinājumu (gammu) spēli, un konstatēja palielinātu teta, alfa un beta aktivitāti frontālajā, temporālajā, motoriskajā un parietālajā apgabalā. Autori izvirzīja pieņēmumu, ka improvizāciju var veicināt procesi, kas saistīti ar plānotajām kustību sekvencēm, izmantojot sensoro stāvokļu atgriezenisko saiti, laika gaitā attīstošā muzikālā materiāla kontekstā.

Rozena pētījums (Rosen et al. 2020) analizēja džeza ģitāristus un meklēja atšķirības EEG aktivizācijas modeļos, kas reģistrēti augstas un zemas kvalitātes improvizācijas laikā. Sākotnēji viņi konstatēja paaugstinātu aktivitāti beta un gamma frekvenču joslās augstas kvalitātes salīdzinājumā ar zemas kvalitātes improvizāciju. Tomēr, pārbaudot izpildītāju pieredzi, viņi atklāja paaugstinātas teta, alfa un augstas beta aktivitātes kopas smadzeņu priekšējā labajā laukā izpildītājiem ar lielas pieredzes līmeni. Pētījumā aplūkota teorija, ka EEG aktivizācijas modelis var būt atkarīgs no tā, vai pētījums definē radošumu pēc iesaistīto kognitīvo procesu veida vai iegūtā rezultāta kvalitātes.

Iepriekšējā EEG signālu pētījumā, ko veica Dikaya un Skirtach (2015), tika pētītas atšķirības starp profesionāliem un amatieru mūziķiem trīs internās muzicēšanas aktivitātes, proti, uztveres, mentālās reproducēšanas un mentālās improvizācijas laikā. Profesionāliem mūziķiem improvizācijas uzdevuma laikā bija paaugstināta delta aktivitāte gan frontālajā, gan pakaušējā daļā, bet teta aktivitāte tikai kreisajā puslodē. Turklāt profesionāliem mūziķiem improvizācijas uzdevuma laikā tika konstatēts funkcionāls savienojums starp priekšējo labo un aizmugurējo kreiso smadzeņu lauku (Fp2-O1) beta joslā.

Šie atklājumi liecina, ka pieredze, uzdevuma fokuss un situācijas konteksts, iespējams, ievieš EEG signāla mainīgumu mūzikas mijiedarbības formās. Ņemot vērā šos mainīgos, tika izvirzīts eksisteenciāls jautājums, vai šajā pētījumā konstatētās relatīvās spektrālās jaudas atšķirības būtu attiecināmas uz citiem mūzikas improvizācijas, variācijas vai interpretācijas uzdevumiem un vai tas attiektos uz citiem mūzikas instrumentu veidiem, mūzikas skaņdarbu izmantojumu un situācijas kontekstiem (kā izklāstīts PJ4 un PJ5). Lai gan promocijas darba pētījumam bija ierobežots izlases lielums, bija iespēja reģistrēt lielu skaitu izmēģinājumu vairākās sesijās labi kontrolētā eksperimentālā vidē, kam sekoja skaidrs datu analīzes process un iespēja atbildēt uz izvirzītajiem jautājumiem.

Tāpēc nākamais loģiskais solis bija izstrādāt BCMI komponentus, kas spēj novērtēt notiekošo, balstoties uz EEG iegūtajiem datiem. Šis process ir aprakstīts nākamajā nodaļā, un tā mērķis ir nodrošināt atbildes uz PJ3: vai BCMI dizainēšanā var precīzi noteikt un kartēt afektu nodomus vienkāršu klavierspēles uzdevumu izpildes laikā?

3. nodaļa: BCMI dizainēšanas process — radošā un testēšanas fāze

3.1. Radošais posms: BCMI sistēmas izstrāde

Mērķi un dizainēšanas pieeja

BCMI sistēmas dizainēšanas galvenais mērķis ir dot lietotājiem iespēju kontrolēt gaismas un skaņas parametrus reāllaikā, vienlaikus spēlējot mūzikas instrumentu. Kā jau minēts iepriekš, pastāv daudzi iemiesotas mūzikas mijiedarbības veidi, taču no sistemātiskas muzikoloģijas viedokļa šī pieeja saistīta ar muzikālo signālu nodošanu, izmantojot ķermeņa kustības uz mērķi orientētā situācijas kontekstā (Leman et. al. 2017, 1.–10. lpp.). Šajā pētījumā tika aplūkota klavierspēle ar nolūku komunicēt simulētā vidē, tādējādi to kvalificējot kā piemērotu iemiesotas mūzikas mijiedarbībai. Promocijas darba daļas mērķis bija radīt programmatūru, kas spētu noteikt pianista izteiksmes nodomus un rezultātu attēlotu kā audiovizuālu atgriezenisko saiti reāllaikā. Lai to izdarītu, analītiskajā fāzē ierakstītie EEG dati tika atskaņoti NIC un straumēti QC signālu apstrādei, transformācijai un kartēšanai uz multivides izvadiem. Lai pārbaudītu, vai QC izstrādātās funkcijas precīzi atšifrē indivīda izteiksmes nodomus, tika izmantoti marķieri EEG datos, kas norādīja katra izmēģinājuma sākumus, beigas un īpašo emociju deskriptoru.

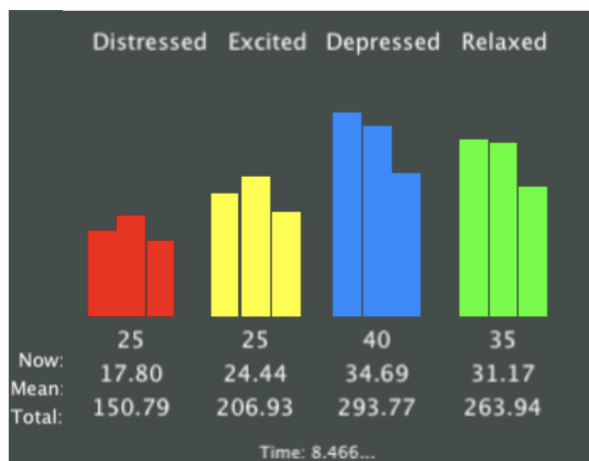
BCMI programmatūras komponenti un funkcijas

Signālu apstrādei, transformācijai un kartēšanai izvēlētā programmatūra *Quartz Composer* (QC) ir vizuālās programmēšanas vide grafisko datu renderēšanai, un tā ir iekļauta *macOS Xcode* izstrādes vidē. Programmēšana notiek redaktora logā ar piekļuvi bibliotēkai ar dažādām matemātiskām funkcijām. Šiem papildinājumiem ir ieejas un izejas, kuras, izmantojot virtuālos kabeļus, var secīgi savienot vienu ar otru, tādā veidā, iegūstot vēlamu rezultātu. Izvades var izdrukāt vai vizualizēt grafiski skatītāja logā, kā arī dažādos formātos reāllaikā pārsūtīt uz ārējo programmatūru. Tādējādi pirmā QC izvietotā ievades labojuma funkcija bija saņemt straumēšanas EEG frekvenču joslas datus no *Neuroelectrics Instrument Controller* (NIC).

Datu plūsmas formāts ir vērtību virkne, kas atdalīta ar atstarpēm. Tā atspoguļo spektrālo jaudu, kas izmērīta frekvenču joslā uz elektrodu, mikrovoltu kvadrātā μV^2 . Tādējādi šī struktūra sastāv no 160 indeksētiem elementiem (32 kanāli x 5 frekvenču joslas) katrai straumēšanas jaudas vērtībai. Nākamais labojums pēc kārtas saņem šo datu struktūru un sadala to četros klasteros, kas atbilst četriem reģioniem un ir norādīti analītiskās fāzes rezultātos (6. att.). Tie tika aprēķināti, pamatojoties uz trim elektrodiem katrā lokācijā - kreiso frontālo (AF3, F3, Fp1), labo frontālo (AF4, F4, Fp2), kreiso parieto-pakauša (O1, P3, PO3) un labo parieto-pakauša elektrodu (O2, P4, PO4) (3. att.). Lai novērstu traucējumus no trokšņainiem elektrodiem reāllaikā, nākamais QC ielāps - labojums aprēķināja katra elektroda vidējo jaudu vienas sekundes logā un deaktivizēja tā pārraidi, ja tā pārsniedza $100 \mu\text{V}$. Šis amplitūdas sliekšnis un laika logs tika izveidots, lai būtu regulējams. Tas bija aprēķins, kas iegūts no acu mirkšķināšanas jaudas, kas tieši novērojama neapstrādātā EEG datu pārraidē. Pēc tam tika aprēķināta katra klastera aktīvo elektrodu katras frekvenču joslas vidējā jauda un straumēta uz programmas labojumiem.

Noteikumu piemērošana izteiksmes apstākļu noteikšanai un vizualizēšanai

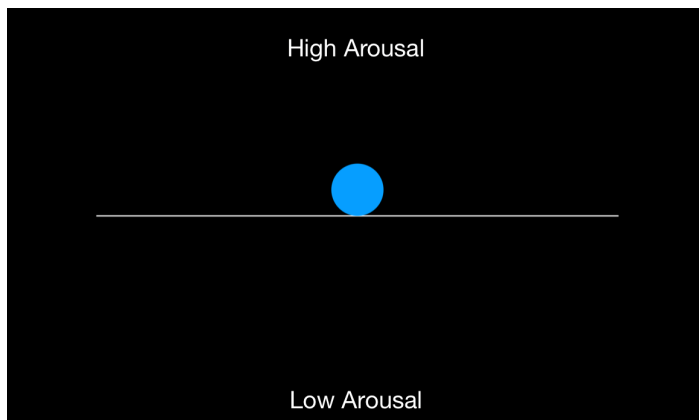
Nākamais kvalitātes kontroles labojums (ielāps) ienākošajiem datiem piemēroja noteikumus. Ir svarīgi precizēt, ka sākotnējās datu analīzes laikā aprēķinātās skaitliskās vērtības atspoguļo relatīvo spektrālo jaudu, tas ir, izteiksmes apstākļu spektrālo jaudu, kas dalīta ar neitrālajiem apstākļiem. Tomēr QC saņemtā datu straume atspoguļo notiekošo spektrālo jaudu katrā frekvenču joslā vienas sekundes logā. Bija nepieciešams rast risinājumu, lai relatīvās spektrālās jaudas vērtības attiecinātu uz notiekošajām spektrālās jaudas vērtībām. Šeit tika izvietots labojums (ielāps), kas definēja katru vidējo vērtību (vidējo relatīvo spektrālo jaudu, kas saistīta ar katru izteiksmes spēles stāvokli katrā smadzeņu laukā) kā noteikšanas mērķi un katru standarta novirzes mērtījumu - kā sliekšni (1. tabula). Vidējās vērtības, kas nosaka noteikšanas mērķus, tika pielāgotas katram no četriem izteiksmju spēles apstākļiem, bet vispārēji tika piemērotas visām frekvenču joslām un visiem četriem smadzeņu laukiem. Tas nodrošināja dizainēšanas galveno funkciju - spēju pielāgot noteikšanas mērķus dažādos diapazonos dažādiem indivīdiem, muzikāliem uzdevumiem un vidēm. Pēc tam programmas labojums aprēķināja, cik lielā mērā notiekošā spektrālā jauda izvada procentuālo daudzumu katram stāvoklim. Pēc tam šie procenti tika parādīti uz ekrāna kā skaitļi un vizuāli attēloti kā krāsainas joslas monitorā (QC skatītāja logs) reāllaikā (7. attēls).



7. attēls. Videoklips ar afektīvu stāvokļa noteikšanu monitorā, atgriežot skaitliskās vērtības, kas parāda, cik ļoti notiekošā EEG līdzinās mērķa izteiksmīgajiem apstākļiem procentos pašreizējā brīdī (tagad), kā vidējo (vidējo) vai kopsummu noteiktā laika periodā. logs. Krāsainās joslas apzīmē skumju (sarkanu), satrauktu (dzeltenu), nomāktu (zilu) un atslābinātu (zaļu) (savu ekrānuzņēmumu).

Tika novērots, ka nomāktus un relaksētus spēles apstākļus bija grūti atšķirt no neitrāliem, vai vienu no otra. Tas nozīmēja, ka šos nosacījumus nevarētu droši izmantot, lai atšķirtu negatīvus un pozitīvi valentus izteiksmes spēles apstākļus (6. att.). Tādējādi uzmanība tika pievērsta uzbudinājuma dimensijas noteikšanai un kartēšanai, un, lai to vizualizētu, bija nepieciešama jauna veida atgriezeniskā saite.

QC ietvaros tika izveidota jauna vizualizācija, izmantojot zilu bumbiņu un horizontālu baltu līniju, kas apzīmēja neitrālu stāvokli. Zilās bumbiņas vertikālā (y ass) pozīcija attiecībā pret horizontālo baltu līniju atspoguļoja to, vai reāllaikā tika konstatēts augsts (virs līnijas) vai zems (zem līnijas) uzbudinājuma stāvoklis (8. att.). Zilās bumbiņas y-pozīcija tika aprēķināta, salīdzinot procentuālos rādītājus, kas konstatēti nomāktajiem un satrauktajiem (augsta uzbudinājuma) stāvokļiem. Kad procentu līmenis bija gandrīz vienāds, zilā bumbiņa virzījās ap horizontālo līniju, bet, kad augsta uzbudinājuma noteikšana pārsniedza zema uzbudinājuma līmeni, bumbiņa pacēlās virs horizontālās līnijas. Kad notika pretējais (zema uzbudinājuma noteikšana pārsniedza augstu uzbudinājumu), bumbiņa nolaidās zem līnijas. Šis attēlojums kalpoja kā vizuāla atgriezeniskā saite monitorā, kas tika vērstas pret individu, kur attālums virs vai zem līnijas norādīja attiecīgi konstatēto augsta vai zema uzbudinājuma līmeni.



8. attēls. Vizuālās kontroles atgriezeniskā saite zilās bumbiņas un horizontālas viduslīnijas veidā. Bumbiņas vertikālā pozīcija, kas paceļas virs līnijas, norāda uz konstatēto augsta uzbudinājuma izteiksmes apstākļu līmeni, savukārt nolaišanās zem tās norāda uz zemu uzbudinājuma izteiksmes apstākļiem (pašu ekrānuzņēmums).

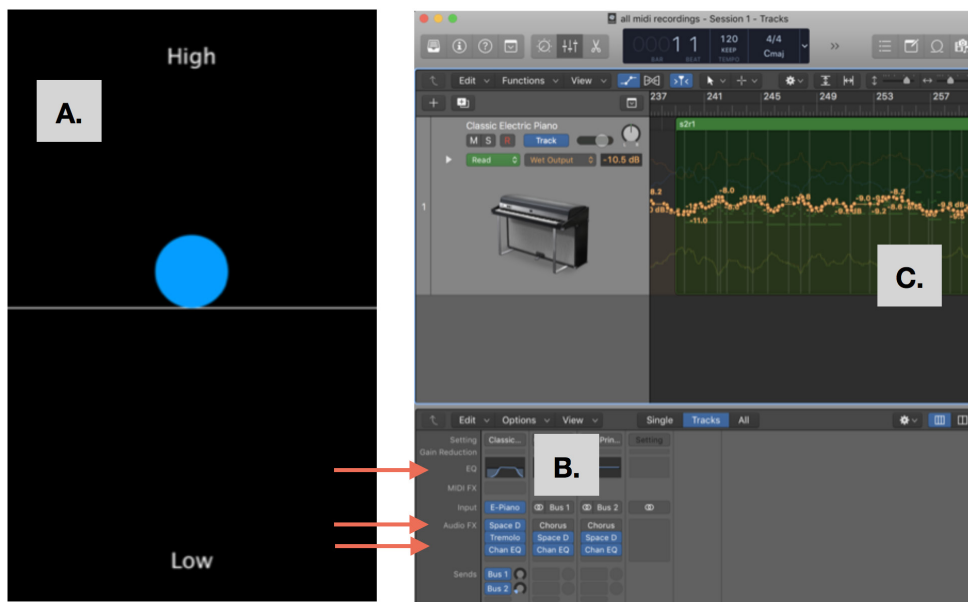
Skaitliskās vērtības, ko attēloja zilās bumbiņas y-pozīcija (diapazonā no -1 līdz +1), pēc tam varēja kartēt, lai audio un vizuālos parametrus kontrolētu citā programmatūrā, vai izmantotu kā izkliedes kontrolieri starp diviem stāvokļiem. Kad EEG datu izteiksmes segmentus straumēja un šo vizualizāciju lietoja, tika novērots, ka, palielinot vērtības augsta uzbudinājuma stāvokļiem (satraukums un uzbudinājums) par 5-15 μV , to robežas kļuva precīzas. Zema uzbudinājuma apstākļus bija grūtāk uzturēt ilgāku laiku, jo muzikālās domas attīstība prasa fiziskas (ķermeņa stāvokļa) izmaiņas. Dažkārt augsta uzbudinājuma patēriņš bija redzams arī zema uzbudinājuma segmentos. Lai to risinātu, tika pievienota vēl viena funkcija, kas par noteiktu vērtību vājināja vidējo augsta uzbudinājuma parādīšanas procentuālo vērtību, tādējādi kontrolējot attiecīgās svārstības.

Audio parametru kartēšana

Citu pētnieku izstrādātās BCMI sistēmas parasti ietver iepriekš iestatītu skaņu vai mūzikas frāžu bibliotēku. Materiāls tiek aktivizēts atskaņošanai kartēto EEG signālu

stāvokļu laikā. Šādu sistēmu pamatideja parasti ir radīt mūziku, kas atbilst kādam notiekošā EEG fiksēta notikuma aspektam, vienlaikus bez fiziskām aktivitātēm. Parasti tas lietotājam rada jaunu pieredzi, taču novērotājam nav skaidrs, kādas ir attiecības starp mūziku un lietotāju. No otras puses, iemiesotā kontekstā pastāv tieša saikne starp fizisko mūzikas instrumentu spēlēšanas darbību un tā radīto skaņu. Tādējādi BCMI sistēmas dizainēšanas galvenā ideja bija nevis radīt skaņu, kamēr lietotājs turpina būt nekustīgs, bet gan dot lietotājam iespēju kontrolēt sevis radīto skaņu parametrus.

Tika ieviests QC uzlabojums, lai kartētu zilās bumbiņas y pozīciju (uzbudinājuma dimensiju) ar MIDI vērtībām (no 1 līdz 127). Pēc tam tas tika izvadīts kā MIDI signāls, izmantojot *Inter-Application Driver* (IAC Driver), noklusējuma macOS virtuālo MIDI ierīci, ko var iegūt kā ievadi izvēlētajā DAW programmatūrā (*Logic Pro X*). Sākotnēji tika pārbaudīti skaņas parametri, piemēram, reverberācija un augsts/zems filtri (frekvences nobīde), jo bija paredzēts, ka tie būs viegli sadzirdami un atbilstoši augsta un zema uzbudinājuma izteiksmes apstākļiem. Lai nodrošinātu maksimālu BCMI pārvaldību, klavieru skaņas nodrošināšanai tika izmantota MIDI tastatūra ar vidēji smagiem taustiņiem, skaņu izvadot caur DAW. Attālumā, ko zilā bumbiņa veica zem horizontālās līnijas (zems uzbudinājums), tika kartēts ar reverberācijas daudzumu, kas pievienots MIDI klavieru skaņai. Turklāt tas tika kartēts uz zemā un augstā griezuma filtru frekvenci tā, lai augstā uzbudinājuma stāvoklī būtu dzirdamas augstās frekvences, bet zemā uzbudinājumā – zemās frekvences (9. att.).



9. attēls. Vizuālās vadības atgriezeniskā saite (A), kas kartēta ar EQ filtru, MIDI tastatūras instrumenta (B) reverberācijas un tremolo parametriem un katram ierakstītajam automatizācijas līmenim (C) (savs ekrānuzņēmums).

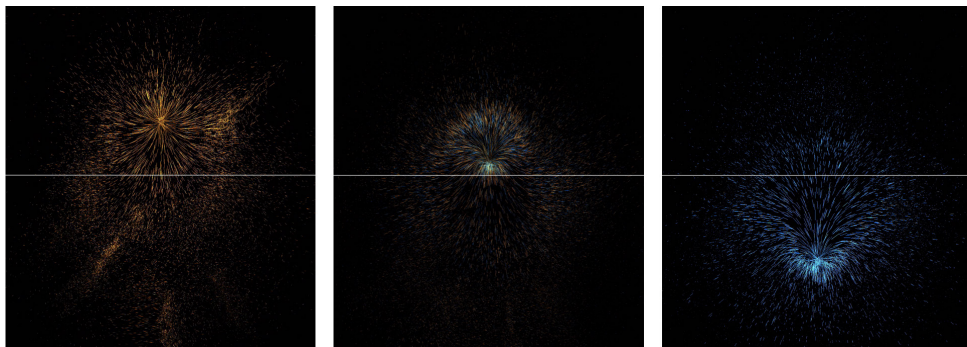
Šajā posmā bija iespējams straumēt iepriekš ierakstītus EEG datu segmentus. Tie tika ņemti no sākotnējās datu kopas, izmantojot BCMI sistēmu. Tika novērtēta izvades kvalitāte. Pēc augsta uzbudinājuma stāvokļu noteikšanas sliekšņu paaugstināšanas jaudas diapazonos, kas tika konstatēti augsta uzbudinājuma EEG segmentos, dati tika straumēti caur QC ielāpiem DAW, kur tika fiksēti kartētie audio parametri (iespējots ieraksts). Pēc tam tika apstiprināts, ka zilās bumbiņas y-pozīcija, reverberācijas līmeņi un augstas un zemas griezumam filtru nobīde augsta un zema uzbudinājuma atskaņošanas segmentiem atbilda, kā paredzēts. Bija arī iespējams atskaņot MIDI tastatūru un ierakstīt attiecīgajiem parametriem automatizācijas līknes DAW ietvaros, vienlaikus straumējot vai nu iepriekš ierakstītus, vai tiešos EEG datus no NIC. Pārbaudes procesā tika novērots zināms latentums pārejās starp atskaņošanas apstākļiem. Lai gan zilās bumbiņas maksimālais latentums bija tikai viena sekunde, EEG signālu modeļi bieži vien pēc pārejas starp spēles apstākļiem stabilizējās dažu sekunžu laikā. Tomēr pārbaudes procesā šī aizkavēšanās netika uzskatīta par konfliktsituāciju lietotāja darbībā.

Pētījuma fāzes noslēgumā tika kartēta modulācija starp augsta un zema uzbudinājuma spēles apstākļiem, tādējādi kontrolējot MIDI klavieru instrumenta reprezentatīvos audio parametrus. Pēc sliekšņa pielāgošanas indivīdiem, sistēma varēja izpildīt noteikšanas funkciju, kas saistīta ar audio parametru kontroli iepriekš ierakstītām EEG datu kopām, pie tam - precīzi un atbilstoši paredzētajam ātrumam.

Vizuālā parametru kartēšana

Dažas BCI sistēmas spēj vizualizēt EEG datus, taču nespēj tos atskaņot. Šajā darba posmā tika izpētīti vairāki vizuāli attēlojumi no augsta līdz zema uzbudinājuma līmenim. Izmantojot QC labojumus, bija iespējams definēt jebkuras vizuālās izvades RGB krāsu vērtības, neatkarīgi no tā, vai tā ir vektorgrafika, daļiņu sistēma vai DMX apgaismojuma sistēma. Tādā veidā uzbudinājuma dimensiju (zilās bumbiņas y-pozīcija) varēja kartēt, lai kontrolētu nokrāsu, kur silto nokrāsu (sarkanā un dzeltenā) intensitāte atspoguļo augstu uzbudinājumu, bet aukstās nokrāsas (zaļā un zilā) - zemu uzbudinājumu.

Tā kā QC saņem EEG signālu, izmantojot TCP tīklu, to ir iespējams saņemt citā ierīcē, kas pieslēgta tam pašam tīklam. Izmantojot šīs iekārtas QC pārraugu pilnkrāna režīmā, bija iespējams projicēt attēlu uz virsmas vai uz fiziskiem objektiem telpā. Pēc tam tika izveidota sistēma, kurā no kustīga punkta tika izstarotas siltas vai vēsas krāsas dzirksteles, aizstājot zilo bumbiņu. Daļiņu sistēmas intensitāte tika kartēta uz audio ieeju, bet daļiņu krāsa tika kartēta uz augstas (silts) vai zemas (vēsas) uzbudinājuma spēles apstākļiem. Skaņas aktivētu krāsainu dzirksteļu parādīšanās, kas pārvietojas virs vai zem vienas un tās pašas horizontālās viduslīnijas, šajā darba posmā kalpoja kā vizuāla izvide, un to bija iespējams attēlot atsevišķā monitorā vai projicēt uz sienas (10. att.).



10. attēls. Vizualizācija daļiņu sistēmas veidā, kas izstaro krāsainas dzirksteles siltos toņos augsta uzbudinājuma laikā (pa kreisi), pārejas nokrāsu sajaukums (centrā) un vēsu nokrāsu sajaukums zema uzbudinājuma laikā (pa labi). Vizualā attēla vertikālā pozīcija attiecībā pret horizontālo līniju atspoguļo vizuālās vadības atgriezenisko saiti (zilā bumbiņa) (autora ekrānuzņēmums).

Diskusija un secinājumi

BCMI sistēmas komponentu dizainēšanas procesā tika izmantotas vairākas pieejas, lai eksprešīvas mūzikas atskaņošanas laikā EEG joslas jaudu kartētu ar audiovizuālajiem parametriem. Izvēlēta metode balstījās uz funkciju, kurai pielāgota sliekšņu noteikšana. Šī pielāgošana tika veikta, pakāpeniski paaugstinot augsta uzbudinājuma noteikšanas mērķu sliekšni kopumā visos smadzeņu laukos un frekvenču joslās, līdz tie norisinājās diapazonā, kurā tiek precīzi noteikti augsta uzbudinājuma EEG segmenti. Sliekšņa pielāgošanas procedūra tika iegūta, straumējot iepriekš ierakstītus EEG datus no sākotnējās datu kopas, izmantojot ielāpus QC vidē, kurā iespējams rediģēt noteikšanas vērtības.

Šajā darba posmā, izmantojot tiešsaistes EEG, tika veikti vairāki iestatījumi, lai pārbaudītu sistēmas veiktspēju, Notika gatavošanās novērtēt tās precizitāti ar atšķirīgu indivīdu grupu. Izmantojot elektrodu cepuri ar sausajiem elektrodiem, vispirms sekoja mēģinājums noregulēt emociju stāvokļu noteikšanas sliekšņus un pēc tam kontrolēt zilās bumbiņas vertikālo stāvokli, vienlaikus lietojot MIDI klavieru tastatūru. Audio un vizuālo parametru kontrole norādīja uz mijiedarbību starp izteiksmīgu atskaņošanu un tās reāllaika attēlojumu kā atgriezeniskās saites izvadi.

Pārbaudot sistēmu, tika mēģināts kontrolēt un ierakstīt atgriezeniskās saites izvadi, vienlaikus improvizējot uz MIDI tastatūras. Tika novērots, ka ķermeņa un galvas kustību rezultātā vairāku elektrodu signāli nokļuva filtrācijas zonā. Šādos gadījumos signāli tika iegūti tikai no atlikušajiem aktīvajiem elektrodiem. Katram no četriem smadzeņu laukiem tika izmantots trīs elektrodu kopums, bet kad visi 12 elektrodi deaktivizējās ķermeņa kustību dēļ, pārsniedzot iestatīto 100 μV robežu, norisinājās signālu pāraides apstāšanās un nebija vairs ienākošo datu, ko aprēķināt.

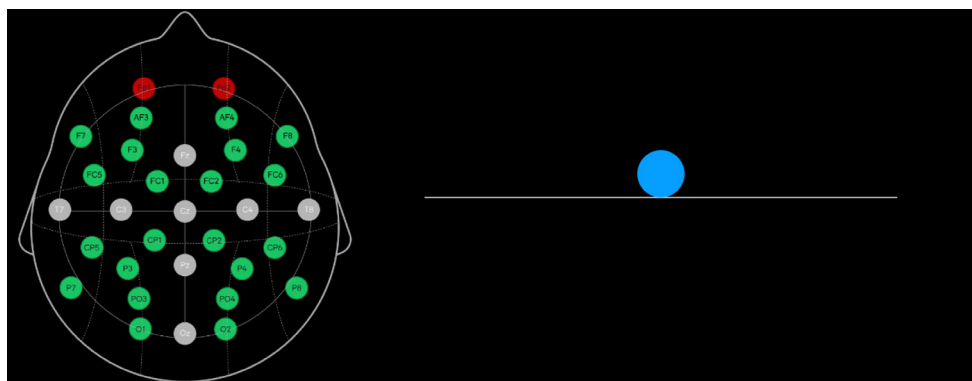
Sākumā šķita, ka zilā bumbiņa pārvietojas augstā uzbudinājuma diapazonā, it kā reaģējot uz papildu ķermeņa kustību, kas saistīta ar instrumentālo spēli. Tas dažkārt izraisīja atgriezeniskās saites neiespējamību vai nokļūšanu zemā uzbudinājuma diapazonā. Aktīvus signālus uzrādīja tikai daži elektrodi.

QC ietvaros tika izveidota elektrodu montāžas vizualizācija, ar sarkanu krāsu norādot uz elektrodiem, kas sūta signālus, kuri pārsniedz 100 μV robežu. Novietojot uz

monitora (QC skatītājs) kopā ar zilo bumbiņu, bija iespējams redzēt brīdi, kad elektrodi tika deaktivizēti reāllaikā (11. att.). Tādā veidā bija iespējams koriģēt darbības efektīvākai spēlei ar mazākām ķermeņa kustībām, vienlaikus sasniedzot augsta uzbudinājuma apstākļus. Tādējādi no 12 elektrodiem tika nodrošināts pietiekams datu pārraides daudzums. Lai pārvietotu zilo bumbiņu zemā uzbudinājuma diapazonā un saglabātu tās konstantu atrašanās vietu, notika mēģinājums uz brīdi aizvērt acis, palēnināt elpošanu, vienlaikus, sekojot līdzi, lai spēles laikā netiktu attēlotas lielas uzbudinājuma pazīmes.

Neskatoties uz elektrodu filtrēšanu ar signāliem, kas pārsniedz 100 μV sliekšni, atgriezeniskās saites izeja joprojām vismaz daļēji bija saistīta ar ķermeņa kustību. Nebija iespēja precīzi noteikt sasaiti ar ķermeņa kustībām. Iespējams, ka EEG signāli reaģēja uz motoriskām kustībām, jo aktivizēta instrumentālā spēle parasti prasa ātrākas vai enerģiskākas fiziskas darbības.

Sistēmas lietošanas laikā, atskaņojot dažāda veida mūziku un veicot improvizāciju, stāvokļu noteikšanas sliekšņi laiku pa laikam tika pielāgoti pēc vajadzības. Tādējādi tika sagaidīts, ka, piemērojot sistēmu reālai situācijai, noteikšanas sliekšņa iestatījumus varētu iepriekš konfigurēt konkrētam individuālam, tam izpildot konkrētu programmu konkrētā vidē. Vienlaikus būtu iespēja precizēt iestatījumus pirms programmas darbības uzsākšanas.



11. attēls: Elektrodu montāžas uzraudzība kopā ar vizuālās vadības atgriezenisko saiti vienlaikus ļauj lietotājam pielāgoties reāllaikā, ja signāli kļūst pārāk trokšņaini

3.2 Testēšanas fāze: BCMI sistēmas precizitātes novērtēšana

Šajā darba posmā BCMI sistēma tika sagatavota tā, lai tās precizitāti novērtētu cita respondentu grupa. Tika izstrādāti trīs testi (A, B, C), ar kuriem tika novērtēta BCMI sistēma. A testa izpildei tika izveidota četru akadēmisko mūziķu grupa, kura veica 12 izmēģinājumus (trīs ierakstīšanas reizes, katrā no četriem izmēģinājumiem) ar to pašu klavierspēles uzdevumu, kas tika izmantots analītiskajā fāzē (3. att.). Tika izvirzīts papildus uzdevums, apzināti kontrolēt BCMI sistēmas atgriezenisko saiti (9.-11. att.). Klausītāju grupā tika iekļauti citi četri respondenti – mūziķi, katram izpildītājam nodrošinot pa vienam klausītājam. Gan izpildītājiem, gan klausītājiem A testā tika uzdots fiksēt savus novērojumus un aizpildīt anketu (12. att.).

B testa izpildei tika piesaistīti septiņi instrumentālisti - eksperti, kas veica improvizācijas uzdevumus, mainot spēles izteiksmi robežās no augsta uzbudinājuma līdz zēmam uzbudinājumam. Spēlei bija mainīgs ilgums - aptuveni 30-60 sekundes vienā izpildījuma reizē. Katrs respondents, izmantojot BCMI sistēmu, varēja izvēlēties instrumentu, kas atbilst viņa specializācijai (klavieres, saksofons, bungas, ģitāra, elektronika un čells). Katrs respondents ierakstīja 2-4 celiņus, kas sastāvēja no 12-26 izmēģinājumiem. Respondenti savus novērojumus fiksēja aptaujas lapā (12. att.).

C testā autors pats izpildīja testētāja funkcijas un dokumentēja BCMI sistēmas gaitu. Sistēmas lietojums tika paplašināts, lai kontrolētu DMX skatuves apgaismojumu un tālvadības vizuālās projekcijas reālistiskā koncertzāles vidē. Autors atskaņoja trīs paša sacerētus dažāda garuma (20-30 sekundes) fragmentus ar augstu un zēmu uzbudinājuma izteiksmi spēles laikā (no zēma līdz augstam, tad atpakaļ uz zēmu), izmantojot plaši pieejamus instrumentus (bungas, ģitāru, sintezatoru).

Šīs testēšanas fāzes mērķis bija fiksēt, cik precīzi BCMI sistēma nosaka un izvada audio/vizuālo atgriezenisko saiti atbilstoši lietotāja nodomam dažādos apstākļos. A tests tika veikts ar mērķi atbildēt uz PJ3: vai BCMI sistēma var precīzi noteikt un kartēt izteiksmes nodomus vienkāršu klavierspēles uzdevumu izpildīšanas laikā. B tests tika realizēts, lai sniegtu atbidi uz jautājumu: vai BCMI kontroli var sasniegt vairāki indivīdi, atskaņojot dažādu mūziku ar dažādiem instrumentiem. C testa iekļāvumam mērķis bija sniegt atbildi uz PJ5: vai BCMI kontroli var sasniegt reālistiskā vidē, izmantojot praksē bieži spēlētos instrumentus?

BCMI sistēmas precizitāte A un B testiem tika noteikta divos veidos. Pirmkārt, ar indivīda anketas atbildēm, novērtējot BCMI sistēmas uztvertās informācijas precizitāti pēc 9 ballu Likerta skalas (12. att.). Anketas pirmā lapa tika izmantota tikai A testā, klausītājus aicinot novērtēt, kuru emociju deskriptoru izpildītājam bija uzdots izmantot katrā izmēģinājumā. Tādā veidā, salīdzinot cilvēka uztveri ar BCMI sistēmas iespējām. Otrkārt, laiks, kurā kontroles atgriezeniskā saite atbilda katra lietotāja nodomiem, tika aprēķināts kā procentuāla daļa no ierakstīto performanču kopējā ilguma. Tas tika darīts, atskaņojot ierakstītos EEG datus un nosakot laiku, cik ilgi kontroles atgriezeniskā saite (zilās bumbiņas y-pozīcija) atbilda lietotāja nodomiem, kā norādīts marķieros katra izmēģinājuma sākumā un beigās (13. attēls). Tā kā autors C testā uzņēmās respondenta lomu, anketa netika izmantota, tādējādi izvairoties no subjektīviem spriedumiem. Kopumā tika apkopotas 11 anketas.

Tika izmantota tā pati analītiskās fāzes 32 kanālu EEG aparatūra un signālu iegūšanas programmatūra, izņemot to, ka mitro elektrodu vietā tika izmantoti sausie elektrodi, samazinot iestatīšanas laiku. EEG signālu analīze tika izmantota tiem pašiem relatīvās spektrālās jaudas mērījumiem starp neitrāliem un ekspresīviem spēles apstākļiem, tādējādi sasaistot rezultātus ar analītiskās fāzes rezultātiem (6. attēls) un novērojot jebkādas atšķirības, kas varētu būt radušās A, B un C testos ieviesto dažādo mainīgo lielumu dēļ. Šāda peieja deva iespēju konstatēt nepieciešamos uzlabojumus BCMI sistēmas pielāgošanai dažādām personām, mūzikas uzdevumiem un vides kontekstiem.

Protocol:

The performer will first play through the music with neutral emotion for 30 seconds, and subsequently attempt to play through the same music while expressing one of 4 emotions: **Distressed, Excited, Depressed** or **Relaxed** for 30 seconds. The listener will guess which emotion is expressed, and rate the arousal and valence of the performance.

Evaluation of the emotional expression of the music performance.

Guess the emotion, and rate the Arousal and Valence of each expressive performance from low (1) to high (9). Rate a neutral performance as (5).

Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating	Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating	Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating
1				1				1			
2				2				2			
3				3				3			
4				4				4			

Evaluation of the impact of the EEG on the music performance.

a) How much control do you observe the performer achieved over the BCMI output?

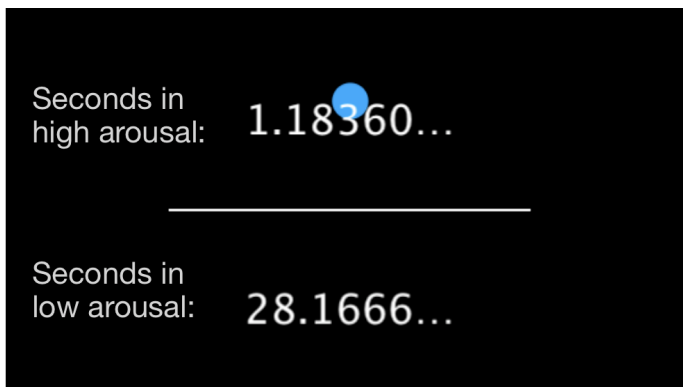
b) Did the tool support the performer's expressive intentions or distract you from performance?

c) Did you perceive a relationship between the performer's mental state and the EEG-related audio/visual output?

d) Which EEG-related audio/visual output do you feel supported the performer's expressive intentions best? Explain how and why.

e) Do you think it realistic to use such a tool outside the laboratory? Such as a method of recording, performing, training, therapy or jamming? Explain why yes or no.

12. attēls. Anketa, kas sagatavota izpildītāju/klausītāju atsauksmju apkopošanai BCMI sistēmas testēšanas procedūru laikā



13. attēls. Taimera funkcija, kas pievienota vizuālās vadības atgriezeniskās saites monitoram, lai noteiktu sekundes katrā izteiksmes stāvoklī noteiktā ilgumā (autora veikts ekrānuzņēmums)

EEG spektrālās analīzes rezultāti

EEG dati tika apkopoti un nosūtīti sadarbības partnerim Viļņas Universitātes Biofizikas katedrā turpmākai analīzei. EEG analīze tika veikta ar mērķi salīdzināt A, B un C testu datu kopas rezultātus ar analītiskajā fāzē iegūtajiem rezultātiem (6. att.). Bija sagaidāms, ka BCMI atgriezeniskās saites ieviešana var radīt dažas atšķirības starp šīm datu kopām, kuras potenciāli varētu izmantot, lai uzlabotu noklusējuma noteikšanas sliekšņus, izvietotus BCMI sistēmā. Tādējādi analīzei tika izvēlētas tās pašas elektrodatu kopas kā

sākotnējā datu kopā: kreisā frontālā (AF3, F3, Fp1), labā frontālā (AF4, F4, Fp2), kreisā parieto-pakauša (O1, P3, PO3) un smadzeņu labie parieto-pakauša (O2, P4, PO4) laukos.

A testam tika izmantots automatizēts priekšapstrādes skripts MATLAB programmatūrā. Tika ieviestas vairākas EEGLAB rīku komplektā pieejamās funkcijas (Delorme 2004). Pirmkārt, neapstrādātajam EEG signālam tika piemērota automatizēta artefaktu noraidīšanas funkcija, aizverot kanālus, kuros ir vairāk nekā 20% datu zudums. Pēc tam tika pielietots nulles fāzes frekvenču joslas FIR filtrs no 0,5 līdz 45 Hz un attiecināts uz kanālu T7 un T8 vidējo vērtību. Pēc tam tika ieviesta neatkarīgo komponentu analīze (ICA) un *ICLabel* spraudnis, kas pieejams EEGLAB. Tādā veidā tika noņemti artefakti, kurus izraisījusi, piemēram, muskuļu aktivitātie acu mirkšķināšana, acu kustības un sirds elektriskā aktivitāte.

Tika iegūti 30 sekunžu neitrālas spēles un izteiksmīgas spēles segmenti (neitrāla, nomākta, satraukta, nomākta, atslābināta), kā rezultātā tika iegūtas kopumā 96 EEG datu laika rindas (dati no četriem dalībniekiem, kuri katrs veica 12 ierakstus), kas sastāv no trīs segmentiem katrā rindā.

Līdzīgi kā iepriekš iegūtajos rezultātos, augsta uzbudinājuma apstākļos visos četros smadzeņu laukos tika reģistrētas lielāka amplitūda beta un gamma diapazonā. Arī alfa viļņu jauda abos apstākļos bija samazināta visos iesaistītajos smadzeņu laukos. Tomēr iepriekšējos rezultātos novērotās lielākās relatīvās amplitūdas delta un teta diapazonā augsta uzbudinājuma apstākļos, nebija sastopami šajos rezultātos, izņemot kreiso parieto-okcipitālo smadzeņu lauku. Turklāt, lai gan iepriekšējos rezultātos zema uzbudinājuma stāvokļu relatīvā jauda nekad nepārsniedza augsta uzbudinājuma stāvokļu relatīvo jaudu, jaunajos rezultātos tas tika novērots beta diapazonā visos četros smadzeņu laukos.

Šis atšķirības iespējams skaidrot ar to, ka BCMI sistēma fiksēja augstu uzbudinājumu zema uzbudinājuma apstākļos. Citiem vārdiem sakot, augstāka relatīvā jauda, kas novērota beta diapazonā zema uzbudinājuma apstākļos, varētu būt atbildīga par dažām svārstībām augsta uzbudinājuma diapazonā. Lai gan turpmākajā gaitā tas tika atrisināts, augsta uzbudinājuma noteikšanas rezultātu samazinot par noteiktu procentuālo daļu, palielināto relatīvo beta jaudu daļēji var izskaidrot ar papildu uzmanību, kas vērsta uz BCMI atgriezeniskās saites kontroli.

B testam tika izmantota tā pati pieeja, kas A testam, tādējādi aprēķinot relatīvās jaudas spektrus starp izteiksmīgu spēli (grupēti izteiksmīgās spēles apstākļos ar zemu un augstu uzbudinājumu) un neitrālajiem spēles segmentiem. Tomēr, pārbaudot datus, tika konstatēts, ka A testā elektroniskās mūzikas izpildītāja dati tika noraidīti pārāk daudz trokšņu artefaktu dēļ. Pēc tam tika ieviesta vienkāršota priekšapstrādes metode, kas filtrēja tikai signālus, kas pārsniedz 100 μ V robežu. Tā bija atbilstoša filtrēšanas funkcijai, kas ieviesta transformācijas algoritmā QC (11. att.). Tika konstatēts, ka vienkāršotās priekšapstrādes procedūras rezultātā arī saksofonista dati tika noraidīti trokšņa artefaktu dēļ.

Diskusija

Kā minēts iepriekš, respondenta pieredze, uzdevuma fokuss un instrumenta veids ir mainīgie lielumi, kas ietekmē EEG signālus. Tomēr uzdevuma fokuss palika nemainīgs visos trijos testos — modulēt starp izteiksmes nodomiem izpildes laikā, tādējādi kontrolējot BCMI datu izvadi.

Tā kā visi EEG signāli, kas pārsniedz 100 μV robežu, netiek tālāk pārraidīti, ķermeņa kustības, kas nepieciešamas, lai spēlētu dažādus mūzikas instrumentus, ir svarīgs faktors, kuru jāņem vērā noteikšanas sliekšņa iestatījumu definēšanā BCMI sistēmā: jo vairāk nepieciešamas ķermeņa kustības, jo vairāk jāpaaugstina noteikšanas sliekšnis augsta uzbudinājuma spēlēšanas apstākļos. Tomēr ķermeņa kustību ietekme uz EEG ievadi zem 100 μV nav precīzi izskaidrojama. Parasti augsta uzbudinājuma spēles apstākļos ir nepieciešamas spēcīgākas un noteiktākas kustības, taču daži respondenti uzrādīja to, ka spēj atskaņot ātras pasāžas, vienlaikus saglabājot zemu uzbudinājuma pakāpi, vai arī - lēnas pasāžas, vienlaikus saglabājot augstu uzbudinājuma izteiksmi. To spēja četri respondenti, sasniedzot visaugstāko kontroles precizitāti un izmantojot BCMI sistēmas iespējas virs 80%. Tas, no vienas puses, ļauj secināt, ka atsevišķi indivīdi var labāk apzināties savus iekšējos procesus un spēles laikā var veikt nelielas korekcijas, piemēram, modificēt mentālo uzbudinājumu vai fizisko spriedzi. Vēl viena skaidrojums ir tāds, ka BCMI sistēmas sākotnējie noteikšanas sliekšņi, kas aprēķināti no promocijas darba analītiskās fāzes rezultātiem (1. tabula), ir lielākā mērā saskaņojami ar atsevišķiem indivīdiem, nekā ar visiem kopumā.

Personīgā pieredze liecina, ka, mācoties lietot BCMI sistēmu, šķietami pastāv saistība starp ķermeņa kustību un BCMI kontroles atgriezenisko saiti, taču ne vienmēr tā mēdz būt tieša vai pastāvīga. Drīzāk dažādi instrumentu veidi uzrādīja dažādus fizisko kustību diapazonus, kuros BCMI sistēmas izvadi varēja kontrolēt ar noteiktu nolūku. Turklāt, ja nespēlē jebkādu mūzikas instrumentu, atgriezeniskā saite mēdz būt neprecīza. Tas liek domāt, ka ķermeņa kustībai vai vismaz motoriskajai aktivitātei smadzenēs var būt noteicoša loma tam, kā EEG signālus interpretēs BCMI sistēma.

Veicot C testu, es personīgi novēroju, ka vizuālā izvade DMX gaismas joslu veidā bija noderīga, lai iemācītos vadīt BCMI sistēmu. Tā kā objekti bija novietoti uz grīdas manā acu priekšā, es skaidri redzēju gaismas nokrāsu pat ar aizvērtām acīm. Saglabājot izpratni par gaismas krāsu, man vairs nebija jāseko līdzi BCMI vadības monitoram ar zilo bumbiņu un viduslīniju. Tas ļāva man pievērst uzmanību citiem mūzikas instrumentu spēlēšanas aspektiem, piemēram, sintezatora un bungu mašīnas pogām vai ģitāras grifam. Gaismas nokrāsa faktiski kļuva par manu galveno atskaites punktu, lai BCMI sistēma varētu interpretēt manus izteiksmes nodomus, un līdz ar to kļūt par visnoderīgāko BCMI izvadi, uzraugot un saglabājot kontroli. Reālos apstākļos var iztikt bez BCMI vadības monitora, izņemot kalibrēšanas stadiju, kas sekmē sākotnējo noteikšanas sliekšņa iestatījumu izveidi. Tomēr pētījuma rezultāti nedeva pārliecību, vai arī citi indivīdi tikpat efektīvi spētu pievērst uzmanību gaismas nokrāsai – iespējams, ka citi kartētie parametri var būt svarīgāki aspekti tam, kā BCMI sistēma interpretē viņu izteiksmes nodomus.

Rezumējot, BCMI sistēmas lietošanas apguves process, spēlējot dažādus instrumentus uz koncertskatuves, sniedza tiešu pieredzi, kas noderēja, lai labāk izprastu faktorus, kas saistīti ar aktīvas kontroles sasniegšanu un uzturēšanu. Lai gan šķiet, ka izteiksme un ķermeņa kustības izpildījuma laikā ir cieši saistītas, tas nebija viennozīmīgi konstatējams dažādu mūzikas instrumentu spēles laikā, jo būtiski atšķīrās instrumentu spēles fiziskās prasības. Palielinot izmēģinājumu skaitu, bija iespējams demonstrēt BCMI sistēmas kontroli, sistēmas audio/vizuālo atgriezenisko saiti ar salīdzinoši augstu precizitātes pakāpi.

3.3. Secinājumi

Promocijas darba noslēgumā ir iekļauti pētījuma rezultāti, pievēršoties pētījuma sākumā izvirzītajiem jautājumiem, kā arī tiem BCMI sistēmas izaicinājumiem, kas izklāstīti ievadā. Šajā sadaļā ietverts arī apraksts par ieguldījumu izvēlētajā dizainēšanas metodoloģijas izmantošanā, veidojot oriģinālu EEG datu kopu BCMI sistēmā.

Pētījuma rezultāti

Ievada pētījuma jautājumi tiek izklāstīti atkārtoti, sniedzot īsu atbildi uz katru no jautājumiem.

PJ1: Kā var izmantot EEG signālus, lai reāllaikā kontrolētu audio/vizuālos parametrus mūzikas mijiedarbības laikā?

Ir dažādas metodes, ar kurām EEG signālus var izmantot audio/vizuālo parametru kontrolei reāllaikā mūzikas mijiedarbības laikā, un promocijas darbā tika pēfītas un aprakstītas vairākas no tām. PJ1 ir analizēts pirmās nodaļas teorētiskajā pamatojumā, kur diskutēts par jēdzieniem BCMI pētniecības literatūrā. Tālāk tiek veikti vairāki izpētes soļi, lai meklētu atbilstošu BCI metodi (spektrālā jauda un SSVEP klasifikācija) izvirzītajam sistēmas lietošanas mērķim (2.1. nodaļa). Atbildes uz PJ1 tiek rastas, izstrādājot 3.1. apakšnodaļā aprakstīto BCMI sistēmu, kurā spektrālās jaudas raksturlielumi tiek kartēti, lai kontrolētu MIDI, DMX un citus multimodālas izvades.

PJ2: Vai pastāv lokāli EEG modeļi, kas raksturo konkrētus afektīvus stāvokļus vienkāršu klavierspēles uzdevumu izpildes laikā?

EEG spektrālās jaudas raksturlielumi tika fiksēti 10 pianistu datu kopā, kas iegūta mūziķu uzstāšanās laikā. Datu vākšanas protokolu atbilstoši mērķim raksturot EEG pazīmes, kas saistītas ar izteiksmes nodomiem mūzikas atskaņošanas laikā, kā arī datu analīzes procesu sagatavoja un vadīja darba autors sadarbībā ar Viļņas Universitātes Biofizikas katedras speciālistiem Lietuvā. Rezultāti aprakstīti 2.2. apakšnodaļā.

PJ3: vai BCMI dizains spēj precīzi noteikt un kartēt izteiksmes nodomus vienkāršu klavierspēles uzdevumu izpildīšanas laikā?

BCMI sistēma tika izstrādāta, lai konstatētu un kartētu izteiksmes nodomus klavieru atskaņošanas laikā ar audio/vizuālajiem parametriem. Sistēmas darbības vidējā precizitāte 70,80% apmērā tika novērota četriem indivīdiem. Sākotnējo 10 akadēmisko pianistu EEG datu rezultāti tika izmantoti, lai programmētu BCMI sistēmu, kas vērsta uz diviem pretējiem stāvokļiem: indivīda iedomāts augsta vai zema uzbudinājuma stāvoklis uzstāšanās laikā. Ar A testu, kas aprakstīts 3.2. apakšnodaļā, tika novērtēta BCMI sistēmas precizitāte, laikā, kad to lietoja četru akadēmisko pianistu grupa. Šī grupa sākotnēji atkārtoja pirmās grupas - 10 pianistu - sākotnējo uzdevumu, mēģinot kontrolēt vizuālo atgriezenisko saiti saistībā ar viņu izteiksmes nodomiem.

PJ4: Vai BCMI kontroli var sasniegt vairāki indivīdi, atskaņojot dažāda veida mūziku ar daudzveidīgiem instrumentiem?

B tests, kas aprakstīts 3.2. apakšnodalā, novērtēja BCMI sistēmas precizitāti, kad to izmantoja septiņu instrumentālistu - ekspertu grupa, ar pārstāvētiem dažādiem instrumentu tipiem. Attiecīgajai grupai tika dots uzdevums improvizēt, kontrolējot BCMI sistēmu, vienlaikus izmantojot vizuālo atgriezenisko saiti. Laikposmā - 5 stundas 23 minūtes un 34 sekundes grupa sasniedza vidējo precizitāti - 74,46%.

PJ5: Vai BCMI kontroli var panākt reālā vidē, izmantojot kopīgus instrumentus?

3.2. apakšnodalā aprakstītajā C testā tika novērtēta BCMI sistēmas precizitāte, kad to izmantoja pētījuma autors, uzstājoties uz koncertskatuves ar bangu komplektu, elektrisko ģitāru un sintezatoru. Uzdevums bija izpildīt paša sacerētu materiālu, vienlaikus kontrolējot BCMI sistēmu, izmantojot audio/vizuālo atgriezenisko saiti. Vidējā precizitāte bija 84,22%, to sasniedzot 201 sekundes laikā.

PJ6: Vai BCMI dizains var piedāvāt jaunas iespējas indivīdam - māksliniekiem, kas ikdienā nodarbojas ar mūzikas atskaņošanu?

No savas personīgās pieredzes, testējot BCMI sistēmu vairākās vidēs, es secināju, ka sistēma nodrošina jaunu kanālu izteiksmes signālu radīšanai saistībā ar muzikālajiem nodomiem. Muzikālās skaņas aspekti, piemēram, tembrs un reverberācija, kā arī apkārtējās vides aspekti, piemēram, skatuves gaismu nokrāsa, parasti tiek kontrolēti ar tiešākiem līdzekļiem, piemēram, klusinātājiem un pedāļu slēdžiem. EEG sistēmas izmantošana šo aspektu kontrolei rada jaunu situāciju, kurā tos var redzēt un dzirdēt kā tieši saistītus ar mūzikas izpildītāja iekšējiem apstrādes procesiem. Tie tika izpētīti dažādās kombinācijās, pirms tika izveidoti C testa iestatījumi.

Testējot BCMI sistēmu uz koncertu skatuves, es novēroju, ka izeju kartēšana, lai kontrolētu LED gaismas joslu nokrāsu un projicētu vizuālo attēlu, bija ļoti efektīva. Atgriezenisko saiti reāllaikā varēja iegūt pat ar aizvērtām acīm. Mācoties izmantot sistēmu, aktīvi atskaņojot mūziku, cilvēks arī iemācās tādā mērā manipulēt ar EEG fiksētiem aktivitātes signāliem un tā ir jauna pieeja mentālo stāvokļu apzināšanai priekšnesuma laikā.

Rezultāti, kas risina BCMI problēmas

Promocijas darba galvenais mērķis bija izstrādāt un novērtēt BCMI sistēmu, kas ļauj kontrolēt audio/vizuālos rezultātus, pamatojoties uz izteiksmi mūzikas atskaņošanas laikā. Izmantojot sistemātisku dizainēšanas procesu, tika izstrādāti vairāki risinājumi, lai risinātu jau citu autoru norādītas problēmas BCMI jomā.

1. Izteiktas reāllaika kontroles sasniegšana, izmantojot BCMI sistēmu, ir bijusi ļoti sarežģīta, ja to lieto vairāki indivīdi, pastāv atšķirīgi laika periodi, vides un uzdevumu veidi.
2. Lai cilvēki iemācītos efektīvi izmantot BCMI sistēmas, bieži ir nepieciešams ilgs apguves periods.

3. BCMI sistēmas lietošana ir indivīdu kaitinoša un neuzticama ekoloģiskos apstākļos, tā ietver ilgstošus un smalkus iestatījumus, kas ir pakļauti traucējumiem un trokšņiem.

Pirmā izaicinājuma risinājums tika rasts vairākos posmos. Pirmkārt, novērošanas fāzē tika izvēlēta vairāk pārbaudīta BCI metode: EEG spektrālās joslas jauda. Tālāk, analītiskajā fāzē, tika identificētas lokālās spektrālās joslas jaudas raksturlielumi, kas iegūti no četriem smadzeņu laukiem. Attiecīgie smadzeņu lauki ir saistīti ar četriem kontrastējošiem izteiksmes nodomiem klavierspēles uzdevuma laikā. Radošajā fāzē šo spektrālo raksturlielumu skaitliskie dati tika programmēti kā reāllaika noteikšanas mērķi BCMI sistēmas dizainā. Visbeidzot, testēšanas fāzē, BCMI sistēma tika novērtēta attiecībā uz reāllaika kontroles precizitāti dažādām personām, uzdevumu veidiem un vidēm trīs testos. Indivīdi, kas, izmantojot BCMI sistēmu izpildīja testus A, B un C, sasniedza vidējo precizitāti attiecīgi 70,80%, 74,46% un 84,22% apjomā.

Arī otrā izaicinājuma risinājums tika rasts vairākos posmos. Pirmkārt, radošajā fāzē BCMI sistēmas signālu transformācijas komponentā tika ieprogrammētas funkcijas, lai ļautu pielāgot noteikšanas sliekšņus četriem kontrastējošiem izteiksmes nodomiem (2. att.). Pēc tam, testēšanas fāzē šīs funkcijas tika uzlabotas, lai ātri un efektīvi pielāgotu noteikšanas sliekšņus vairākiem indivīdiem, uzdevumu veidiem un vidēm, uzraugot relatīvo spektrālo jaudu noteiktošajā EEG datu iegūšanā. Testēšanas fāzē iesaistītās personas veltīja 15–30 minūtes, mācoties izmantot BCMI sistēmu pirms ieraksta uzsākšanas.

Vairākos posmos tika atrasts arī trešā izaicinājuma risinājums. Pirmkārt, novērošanas fāzē tika identificēts īpaši mobilitātei izstrādāts miniatūrs EEG pastiprinātājs un elektrodu cepure ar sausajiem elektrodiem (Enobio 32), samazinot laiku, kas nepieciešams sistēmas uzklāšanai uz lietotāja galvas. Laika ietaupījums bija aptuveni 10–20 minūtes. Testēšanas fāzē BCMI sistēmas precizitāte tika novērtēta dažādos kontekstos, sākot no visvairāk kontrolētā (A tests) līdz ekoloģiski relevantam (C tests). Izmantojot signālu pastiprinātāju vizualizētam dizainam un BCMI sistēmas funkcijai filtrēt signālus virs 100 μ V, tika konstatēts, ka vides trokšnis mūzikas izpildīšanas telpā un uz īstas koncertu skatuves ir praktiski identisks.

Promocijas darba mērķis jeb produkts ir BCMI dizains, kas integrē visus iepriekšminētos risinājumus, sasniedzot tādu precizitātes līmeni, kas ir pietiekams aktīvai reāllaika kontrolei. Pie tam, sistēmas iestatīšana aizņem mazāk nekā 20 minūtes un ir nepieciešamas aptuveni 30 minūtes, lai iemācītos sistēmu lietot. Veicot pētījumu vairākās fāzēs ar sistēmisku pieeju, ir izdevies pierādīt sistēmas darbības efektivitāti ekoloģiskos kontekstos. Ņemot vērā tendences BCMI pētniecībā, promocijas darba rezultāti sniedz būtiskas teorētiskas un praktiskas atziņas turpmākajā BCMI pētniecības jomā.

Ieguldījums

Viens no šī darba ieguldījumiem ir piedāvātā sistemātiskās dizainēšanas metodika, kuras pamatā ir dubultā dimanta dizainēšanas process, kas ieviests BCMI izstrādes gaitā (1. att.). Loģisku soļu virkne no izpētes, analīzes, izstrādes un visbeidzot līdz testēšanai ir pieeja BCMI dizainēšanā (6. att.), ko citi autori var atkārtot un turpināt neatkarīgi no aparatūras un programmatūras veida vai pētniecības jomas.

BCMI rīki, kas iegūti promocijas darba izstrādes rezultātā, ir dizainēšanas procesa produkts. Metode ir aizgūta no citām zinātnes jomām izmantošanai mūzikas zinātnē.

Mūzikas izpildītājs šo rīku var uzskatīt par instrumenta paplašinājumu mūzikas izpildījuma kontekstā. Neurozinātnē to var izmantot, lai novērotu neurofizioloģiskos procesus, kas ir dažādu muzikālo uzdevumu rosināti. Pedagoģijā to var izmantot, lai apgūtu mijiedarbes procesu un apzināti regulētu mentālos stāvokļus, izmantojot audio/vizuālu atgriezenisko saiti. Kā konstatēts aptauju anketu rezultātos, iegūto BCMI rīku pašreizējā formā var droši izmantot gan mūzikas izpildītāji, pētnieki, gan - pedagogi, lai mijiedarbotos ar EEG signāliem mūzikas atskaņošanas laikā.

Datortehnoloģijām strauji attīstoties un pašreizējo tehnisko izaicinājumu risinājumiem kļūstot vieglāk pieejamiem, visticamāk, ka daži šī darba rezultātā izveidotie BCMI sistēmas komponenti jau drīzumā novēcos un būs jāaizstāj. Tomēr galveno komponentu funkcijas tiks saglabātas ilgāku laiku. Tādējādi šo komponentu aizvietošana ar nākotnes tehnoloģijām būs viegli paveicama.

Jāatzīst, ka pētījumā bija ierobežots respondentu skaits. Būtu nepieciešams vairāk testu, lai veiktu precizitātes mērījumu vai mācīšanās efektu kvantitatīvo statistisko analīzi. Tomēr darbā pieejamo resursu ietvaros tika pierādīts, ka BCMI pamatsistēma uzticami darbojas atšķirīgā vidē, ko raksturo atšķirīgs indivīdu, instrumentu, uzdevumu veidu, uzdevumu secību daudzums.

Ieteikumi turpmākajam izpētes darbam

Promocijas darbs koncentrējās uz individuāla izpildītāja iesaisti. Acīmredzami nākamais solis būtu divu izpildītāju muzikālās mijiedarbības vai izpildītāja un klausītāja pāra izpēte. Divu vai vairāku sinhronu EEG datu ierakstu veikšana ir pazīstama kā hiperskenēšana. Hiperskenēšanas neirālā atgriezeniskā saite jau iepriekš izmantota, lai pētītu un izmērītu sinhronizāciju indivīdu pāros dažādos kontekstos, sākot no terapijas līdz interaktīvai mākslai. Paredzams, ka situācija, kad divi cilvēki vienlaikus var kontrolēt BCMI izvades, sniegs iespēju pētīt starpsmadzeņu sinhronizāciju mūzikas mijiedarbības laikā. Šāda pieeja ļaus sistemātiskāk salīdzināt un novērot atšķirīgas EEG signāla īpašības starp indivīdiem vai mūzikas uzdevumu veidiem, nekā tas šobrīd notiek individualizētā veidā.

Tiešas pieredzes iegūšana ar EEG signālu mērīšanas un datu vākšanas metodēm ir ļoti svarīga, lai izstrādātu eksperimentālos protokolus, balstītus uz neurozinātnes metodoloģiju. Ļoti svarīgi ir atrast veidus, kā ierakstīt muzikālus uzdevumus, ievērojot iemiesotās mūzikas mijiedarbības principus. Pie tam, lai tie būtu saistīti un attiecināmi uz reālām ikdienas situācijām. Manuprāt, lai pilnveidotu BCMI sistēmu, tā būtu jāpārbauda ārpus laboratorijas apstākļiem. BCMI pētniecība pēc savas būtības ir multidisciplināra, tādēļ būtu jāapvieno vismaz neurozinātnes, datorzinātnes un mūzikas zinātnes pārstāvji. Visbeidzot, tiem, kuru mērķis ir izmantot BCMI mākslinieciskos nolūkos, būtu nepieciešams izpētes darbu veikt starpdisciplināri. EEG iespējas nav līdz galam apzinātas, tādēļ ir svarīgi nesasteigt apgalvojuma izteikšanu, ka ir atrasts stabils BCMI kontroles kartēšanas modelis. Lai gūtu pārliecību, ir jāpārliecinās, kas sistēma ir uzticami lietojama dažādos apstākļos.

Brain-Computer Music Interface (BCMI) design for Embodied Music Interaction applications

Contents

Latvian version on pages 2-39

Introduction	41
Chapter 1: Theoretical Foundation	47
1.1 Brain-Computer Music Interfacing	
1.2 Embodied Music Interaction	
Chapter 2: BCMI Design Process - Observation and Analytical phases	51
2.1 Observation Phase: Investigating BCI methods for embodied music interaction	
2.2 Analytical Phase: EEG data collection and analysis	
Chapter 3: BCMI Design Process - Creative and Testing phases	63
3.1 Creative Phase: Development of a BCMI system	
3.2 Testing Phase: Evaluating BCMI system accuracy	
3.3 Conclusion	
References	83

Introduction

Research challenges and objectives

Brain-Computer Music Interfacing (BMCI) is a relatively new research field which has provided novel tools for music interaction through harnessing the electroencephalography (EEG) signal for musical purposes, but the current state-of-the-art faces major challenges if such tools are to be useful for embodied music interaction applications.

One of the major issues is, the embodied music interaction paradigm holds that corporeal involvement greatly determines music cognition, but BCMI systems rely on EEG technology which is sensitive to body movement and so typically requires a user to remain motionless. Since musical expression and perception are mediated by body movement, a motionless performer's intentions are much less intelligible to a listener. While this issue has not hindered BCMI from enabling people with limited mobility to musically interact, it has been an obstacle for its application in more ecological contexts such as in live music performance. In present times, neuroimaging technology has advanced to a point where more agile hardware allows for some body movement, providing an opportunity for BCMI designers to address this issue.

Another major challenge is to determine exactly how a BCMI system may play a role in embodied music interaction contexts. BCMI design involves mapping EEG signals to musical signals, but it is up to the designer to develop and implement an appropriate input-output mapping strategy. This challenge is similar to electronic music instrument design, where any number of buttons, knobs or faders may be used to control any number of musical parameters, or play back any type of musical sample. A BCMI's mapping strategy must therefore aim to be as explicit as possible in order to be perceived as linked to a user's ongoing musical intentions. It also must aim to enable a user to do something new or more efficiently or intuitively than by manual or other means- in other words if it is easier to pluck a string or press a button, a BCMI should not be given such a role. This may sound daunting at first, but considering that we perceive musical intentions not only with what is being played but more importantly how it is being played, it could be strategic for a BCMI system to control parameters which are normally utilised in the production of expressive cues, such as timbre or spatial aspects rather than pitch or temporal aspects.

A critical step in developing a BCMI mapping strategy is to identify which EEG features to use as inputs, however EEG correlates of musical intentions are largely unexplored by neuroscience. Most of the existing knowledge is limited to the physiological and psychological response to music in a listener, and only a few studies have investigated the music performer. A review of existing studies on the performer suggests that EEG activity greatly depends on the task focus, the individual's skill set and the situational context. This implies that a BCMI mapping strategy that works for some tasks, individuals and situations may not work for others. Indeed the majority of existing BCMI designs reported in the literature are one-of-a-kind, built to enable specific individuals to do specific tasks. Further, existing BCMI systems have all employed different combinations of hardware and custom-made software to receive and process chosen EEG features as inputs, unlikely to be reproducible using different components. Designers are thus challenged to demonstrate that their solutions are flexible yet reliable enough to perform accurately despite these variables. This implies that a necessary step for BCMI system designers is to collect and analyse an

original EEG dataset upon which to base further development, which calls for neuroscience expertise.

After identifying EEG features to be used as inputs, a BCMI designer faces another highly technical challenge: determining a way to program software to detect these features in real time, and map them to desired outputs. Feature detection is achieved using mathematical algorithms to isolate and transform the incoming digitised EEG signal into formats or numerical values suitable for initiating musical commands, but currently no standard software solution is available for applying them. Existing BCMI systems almost invariably rely on some custom-made software components to provide solutions that do not currently exist, and this calls for computer programming expertise. Clearly, BCMI research is a multidisciplinary endeavour and results are greatly determined by the discipline most willing to lead it.

A final challenge is to test a BCMI system prototype in different embodied music interaction contexts in order to evaluate its accuracy and potential for wider usage outside the laboratory. While a standalone BCMI system is not yet on the horizon, this work is aimed at developing solutions addressing these challenges using a comprehensive and systematic design approach so that they may be taken further by others.

Research questions

In light of the main challenges described above, the research object is BCMI system design and development, but the aim of the research is to develop strategies for its application in embodied music interaction contexts. In view of this aim, the following research questions (RQs) are set forth:

RQ1: How can EEG signals be used for real-time control over audio/visual parameters during music interaction?

RQ2: Are there local EEG patterns which characterise specific affective intentions during simple piano performance tasks?

RQ3: Can a BCMI design accurately detect and map expressive intentions during simple piano performance tasks?

RQ4: Can BCMI control be achieved by different individuals playing different music on different instruments?

RQ5: Can BCMI control be achieved in a realistic environment using common instruments?

RQ6: Can a BCMI design provide any novel utilities to an individual engaged in music performance?

Under the umbrella of systematic musicology, BCMI is a subject area overlapping neuromusicology and music computing, whose main output is the innovation of musical tools, technology or interfaces which enable novel ways of human music interaction. BCMI research is multidisciplinary thus mixed methods and research types are used to address the main challenges and to arrive at a final solution. In order to address the research questions, this thesis proposes to adopt an overarching systematic design methodology known as the **double-diamond design method** to organise the main tasks and determine the types of research used to approach them.

This design method has been used in **technological applied research** aimed at

improving the efficiency of processes or machines related to a particular sector, in this case, BCMI for embodied music interaction. To the author’s knowledge, this method has not been formally applied in Systematic Musicology research in the past, and for this reason every step is described in detail, such that the results may be reproduced and taken further by others.

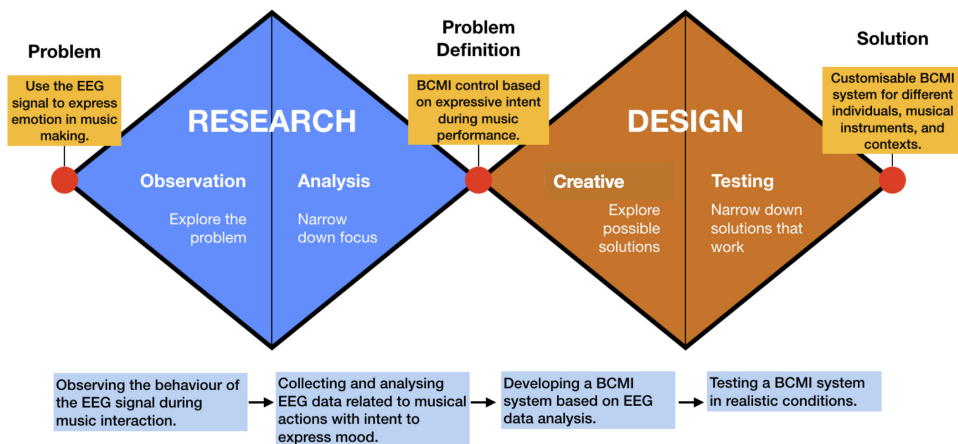


Figure 1: Double-diamond systematic design method adopted in this study.

At the start of this design process, a general problem is posed followed by 4 phases of work:

The general problem: Harness the EEG signal to express a user’s musical intentions.

Phase 1. Observation: Gaining insight into the problem by observing various EEG signal features during music interaction, in order to establish a design theory of which BCMI technique would be most effective. This addresses RQ1.

Tasks:

1. Reviewing scientific and technical literature, identifying and procuring the necessary hardware and software tools, training to use them.
2. Exploration of the problem by attempting to apply various BCI methods found in the literature for music performance first-hand.

Methods: In general a **top-down design method** is used, with an end solution in mind, working backwards and refining each step along the way towards the goal. This resembles **exploratory research**, to establish a frame of reference and design hypothesis from which further study can be developed.

Results: It was determined that characteristics of EEG spectral band power related to expressing emotion during music performance would be most effective.

Phase 2. Analysis: Data collection and analysis to define the EEG patterns related to expressing emotion during music performance. This addresses RQ2.

Tasks:

1. Developing and implementing an experimental protocol for EEG data collection from professional pianists repeatedly performing the same musical material with intent to express 1 of 4 contrasting emotions on the dimensions of valence and arousal following a preceding neutral condition per repetition.

2. Analysing the resulting EEG dataset for characteristics of spectral band power related to each expressive condition.

Methods: The experimental protocol was guided by neuroscience experts within frames of an international collaborative research project between three institutions. The experimental design only controlled for some variables of the phenomenon under investigation, and aimed to define its characteristics but does not necessarily attempt to investigate its causes. As such the work during this phase resembles a **descriptive, quasi-experimental research** type. The **data obtained** consisted of 2000 trials of EEG data from 10 subjects using 32 electrodes at a temporal resolution of 500Hz. Analysis provided numerical EEG spectral power data characterising each expressive condition.

Results: The problem was narrowed down and defined: To develop a BCMI system which detects EEG patterns related to each expressive condition and supports the user's expressive intentions during music performance with appropriate audio/visual outputs. **EEG data analysis** provided numerical values plotted as relative spectral power taken from 4 general brain regions (left and right frontal, and left and right parieto-occipital) between a neutral condition and each expressive condition.

Phase 3. Creative: Exploring possible solutions for realising a BCMI system design based on the EEG data analysis. This process aims to provide solutions that can address RQ6.

Tasks:

1. Identifying software and developing custom solutions for EEG signal processing and transformation of numerical data in order to determine an effective input-output BCMI mapping strategy.

2. Evaluating the developed solutions and various BCMI mapping strategies by running simulations using the original EEG dataset.

Methods: In general, a **bottom-up design method** is used, starting with a foundation and attempting various solutions. This involved many attempts, each building upon the knowledge gained from the previous attempts to find solutions that work and to refine them for maximum efficiency.

Results: A working prototype BCMI system was developed and prepared for testing.

Phase 4. Testing: Narrowing down solutions that work by testing the BCMI design in various conditions and environments. This process aims at evaluating solutions that address RQ6.

Tasks:

1. Design and run three tests (A, B and C) in which different musical tasks are performed while using the BCMI system, starting with the most controlled conditions and ending with the most realistic conditions. These tests are aimed at addressing RQs 3, 4 and 5 respectively.
2. Evaluate the accuracy of the BCMI system in each test and its potential for application in embodied music interaction contexts.

Methods: New subjects were recruited for data collection in each test. In test A, the original experimental protocol was repeated with a group of 4 pianists, while controlling the BCMI system. In test B, 7 expert musicians playing different instruments were recruited to perform free improvisations alternating between two expressive conditions- high and low arousal. In test C, the author assumes the role of the subject, and performs prepared original music on 3 different commonly used musical instruments in a realistic performance environment. The data obtained from the 3 tests consisted of different amounts of EEG data, BCMI accuracy data, MIDI data, survey response data as well as audio and video recordings. After each test, the accuracy of the BCMI system was determined by the percentage of time its outputs matched the user's intentions over the total duration of their music performances. Refinements were made to the BCMI design for each step in order to make adjustments possible for different individuals, instruments and environments, and to reduce setup time.

Results: EEG data analysis revealed that as expected, different individuals, tasks and situational contexts involved in each test produced different relative spectral power characteristics. However a calculation of the BCMI system's accuracy revealed that it was able to accommodate a wide range of variables and performed according to user's intentions with an accuracy of 70.80% in test A, 74.46% in test B, and 84.22% in test C. This illustrates the flexibility of the BCMI system design- it was able to accommodate for these variables and subjects were able to learn to use the system within only about 30-40 minutes without prior experience.

Thesis structure

The **structure of this dissertation** is as follows: An introduction is followed by Chapter 1, which provides a **theoretical** foundation. This is based on gathered information about: 1) BCMI research spaces, paradigms, techniques, and control types, 2) Properties of the EEG signal and how they may inform BCMI mapping strategies. 3) The embodied music interaction paradigm, and its influence on an approach to BCMI design. 4) Known neurophysiological responses and mechanisms supporting music interaction in both listeners and performers. The knowledge presented in chapter 1 forms a **methodological** basis for the design process to follow. Chapter 2 describes work done in the Observation and Analysis phases of the design process. Chapter 3 describes work done in the Creative and Testing phases and is followed by a conclusion, a list of references and an appendix.

The dissertation also includes a total of 89 figures and tables, as well as 17 videos serving as visual aids to certain steps in the design process, accessible at: <https://jachinpousson.com/research>.

The series of logical steps from exploration, to analysis, to development and finally to testing is an approach to BCMI design which can be reproduced and taken further by others regardless of hardware and software types, or the research field leading the work. The BCMI tools resulting from this work are products of this design process that borrowed methods from several scientific disciplines, and may be used by performers, researchers or educators for interacting with the EEG during music performance or within specific musical frameworks or task foci. The EEG dataset collected in frames of this work provided the basis for programming the BCMI system. This new dataset is one of very few with focus on expressive intentions in music performance, and may be a valuable resource for further investigation in systematic musicology or neurology research. Further, this dataset may be analysed using different methods to reveal other potential online classifiers which may be used for more robust BCMI control in the future.

Chapter 1: Theoretical Foundation

Chapter 1 provides a theoretical foundation for the work to follow. It explains the main terms, perspectives and approaches used in both BCMI and embodied music interaction research fields, and discusses information found at their intersection relevant for guiding the overarching design process.

1.1 Brain-Computer Music Interfacing

Background

BCMI research is a relatively new field, and borrows paradigms and techniques from the Brain-Computer Interfacing (BCI) field from which it directly stems. While BCI research is typically aimed at enabling those with limited mobility to control computers, BCMI research aims to develop ways to use neuroimaging tools for musical creation or interaction. This is typically done by placing electroencephalogram (EEG) electrodes upon a user's scalp, and processing the signal with a computer, mapping features of this input to audible output with musical structures or rules (Miranda and Castet 2014 p.3, Rosenboom 2014).

Historically, composer Alvin Lucier's 1965 performance of *Music for Solo Performer* is often considered the first example of a BCMI deployed in a music performance context (Christopher et al. 2014, Miranda and Brouse 2005), but David Rosenboom is often cited as the first to publish research in which he explores potentially useful features in the EEG signal for music making (Rosenboom 1997 p.3, Våljamäe et al. 2011). Since then the BCMI research field has advanced in step with technological developments in neuroscience, music computing and biomedical engineering, and has been able to make more rapid progress especially during the past 10 years.

Outcomes from the BCMI research field have been new types of musical instruments, interactions, performances and experiences which have captured the imaginations of many artists and technologists (Miranda 2006, Hamano et al. 2013). A BCMI system generally consists of hardware and software combined to fulfil the following functions: 1) Obtaining EEG input from a user via electrodes placed on the scalp, 2) Processing and filtering the digitised EEG signal to remove unwanted electrical noise, 3) Transforming the processed EEG signal using mathematical algorithms into ranges and formats for initiating musical commands, 4) Mapping and executing musical commands in software which outputs audible or visual feedback in real-time. Though the above steps may be generally true of all BCMI systems, different paradigms, techniques, mapping strategies and applications areas, have been described and reviewed by leading authors in this field (Palaniappan 2014, Miranda and Castet 2014, Hunt et al. 2000, Tan and Nijholt 2010). Thus a prospective BCMI designer is tasked with identifying the most strategic techniques for the target application area, and this is directly limited by the capacities of the hardware and software components that make it up as well as the level of technical expertise in combining them effectively.

Summary

The EEG signal is rich with information, representing brainwave activity that can be analysed to reveal mental processes, commands, states, as well as levels of arousal,

attention and emotion (Leslie and Mullen 2011, Maskeliunas et al. 2016). Within the context of musical group behaviour, these dimensions can be conveniently observed. In other words, the act of playing music together provides a framework within which dimensions of the EEG can be understood and utilised to inform BCMI design. Insofar as musical group behaviour has been considered a microcosm of human social interaction, BCMI provides a novel way of observing and understanding human behaviour (Keller et al. 2014), as well as a highly creative playing field for developing better BCIs in general. To summarise, BCMI is a research space where paradigms of neuroscience, music computing and biomedical engineering overlap in frames of systematic musicology research. The overarching goal of this dissertation is to discover how and where BCMI tools may be designed to fulfil a role in embodied music interaction contexts such as live performance.

1.2 Embodied Music Interaction

Embodied music interaction is made up of the terms *embodiment*, and *music interaction*. It is an established term within the musicology research space referring to a paradigm holding that corporeal involvement plays a central role in music cognition. The term has been used to refer to an approach to music research which reasons that bodily involvement is essential for music interaction and takes it into full account when investigating major topics such as but not limited to music perception, expression, and affective response (McGuinness and Overy 2011, Gill 2012, Leman and Maes 2014, Leman et.al. 2017, 2018). The term has been used not only in reference to the entire research paradigm or approach as a whole, but also to contexts in which it takes place. In this thesis the author considers situations where two or more people are physically present and engaged in goal-oriented musical actions to qualify as an embodied music interaction context.

Music interaction has been modeled in musicology literature with attention to different focus areas. With regards to the **response** to music, both physiological and psychological effects take place in the human body and brain. These include but are not limited to levels of physiological alertness, cognitive attention, memory, perceptual coding, as well as emotional responses (Miell et al. 2005). The majority of studies have focused on the listener, but much less is known about the performer. For the performer, aspects such as but not limited to the type of instrument, the size of the ensemble, the audience, skillset, expressive intentions as well as measures of anxiety and motivation are factors influencing music performance (Miell et al. 2005), and each of these aspects may well have different psychophysiological impacts for different individuals. Performers use musical instruments to extend the timbral, frequency, and as a result, the expressive range of the human voice or naturally occurring sounds with certain associations, such as birdsong. With regards to how performers communicate expressive intentions, it has been proposed that they primarily do so using **expressive cues**, such as tempo, loudness, timbre, articulation and others (Sloboda and Juslin 2010). These expressive cues may be differently weighted in the making of the whole picture, and their intelligibility depends on an ongoing expression-recognition process between the performer and the listener which is dependent on establishing and maintaining a consistent and recognisable communication strategy.

Embodied music interaction is a research paradigm and approach which holds that music interaction, and particularly the communication of **musical intentions** can be

more comprehensively understood and explained through the bodily involvement within the interaction context. With this view, musical intentionality between a performer and a listener emerges as a result of two-way feedback in which corporeal articulations and imitations are made towards musical goals (Leman 2008). Here, musical instruments are considered mediators between the human mind and the physical environment, which function to convert bio-mechanic energy into sonic, visual, as well as haptic energy.

BCMI design strategy

The knowledge presented so far has several implications for BCMI design aimed at embodied music interaction applications. With respect to Leman's (2008) perspective, a BCMI system may serve as a musical instrument in a similar way, by converting neurophysiological energy into audio, visual or haptic energy. However, for embodied contexts such as music performance, the author proposes that it would be strategic for a BCMI design not to *replace* bodily involvement, but rather to *extend* the range and opportunity for producing expressive cues for communicating musical intentions. As for the type of expressive cues a BCMI system may be designed to output, the author proposes that *timbral* and *spatial* parameters may be most strategic, as opposed to tempo or articulation, which are more effectively controlled manually. In such a design, the BCMI system may function as a type of effects controller responsible for ongoing parameters such as bright versus dull timbres, or amounts of reverb added to the sound of a music instrument being played by the user. With these strategies in view, the user of the proposed BCMI system design takes the role of a performer playing a musical instrument normally, but with specific aspects of their neurophysiological state mapped to control certain parameters of the ongoing music.

For such a BCMI system to work, it is necessary to identify EEG patterns associated with music performance tasks. However, due to the issue of body movement introducing noise artefacts into the EEG signal, very few studies have attempted to record brain activity while a subject is playing a musical instrument. Noted, neuroimaging technology has been used to investigate the psychophysiological mechanisms underpinning music interaction only during the last 30 years (Christopher et al. 2014, Jourdain 1997, Krumhansl 1997, Miell et al. 2005, Molnar-Szakacs and Overy 2006, Steinberg et al. 1992).

Music improvisation in particular is a target interest area for neuroimaging studies exploring creativity in process, and potentially important for BCMI designers, since all forms of music performance involve some leeway for creative interpretation. Researchers have used various neuroimaging methods to investigate activity modulation and functional connectivity during creative musical tasks such as improvisation based on emotional cues versus a pitch set (Pinho et al. 2016), improvisation with intent to communicate positive versus negative emotions (McPherson et al. 2016), improvisation in experienced versus amateur musicians (Dikaya and Skirtach 2015), and improvisation versus scale playing (Sasaki et al. 2019).

In particular, several fMRI (Functional Magnetic Resonance Imaging) and EEG studies have investigated activity modulation and functional connectivity in prefrontal and premotor areas, particularly in the dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC) (Pinho et al. 2014). However these studies reported contrasting or incomparable findings, and reviewers point out that this is likely due to a lack of control for variables such as the background and experience level of the subjects (Chen et. al. 2008, Dikaya and Skirtach 2015, Pinho et. al.

2016), the use of culturally or personally biased music stimuli (Bigand et. al. 2014, Meyer 1956), the focus, sequence and timing of events involved in the task (Agostino et. al. 2008), and the ecological validity of the situational context within which the task is performed (Burgess et. al. 2006, Leman 2008). Further, each study used different neuroimaging hardware systems as well as different offline processing pipelines for data analysis, which are not technically straightforward to replicate in real-time, but necessary for a BCMI system to function. As a result, not enough information can be gathered from the existing research to classify EEG features associated with expressing musical intentions, nor does a standard methodology exist for how to go about identifying them precisely so that they can function as inputs for the proposed BCMI system.

Summary

To reflect and summarise, the embodied music interaction paradigm respects that human encounters with music are complex, dynamic, social, and contextual, making them challenging to measure using neuroimaging tools and tricky to infer about without an established methodology. A more comprehensive, holistic, or multi-disciplinary approach is often encouraged to raise the level of understanding between overlapping fields, and avoid pitfalls that potentially undermine research outcomes. From the perspective of a BCMI designer, it is not clear if any of the reported results can be replicated using different, or more agile EEG hardware in more ecological contexts. However, these reports have been essential for understanding how others have approached designing tasks for investigating the performer's brain in action, and may serve as a starting point and a guide for the BCMI design process to follow.

Chapter 2: BCMI Design Process - Observation and Analytical phases

Chapter 2 describes the first two phases of the overarching BCMI design process - observation and analytical. In the **observation** phase, several first hand attempts at sonifying and visualising EEG data relevant to different types of music interaction are described. In the **analytical** phase, an EEG data collection procedure was conducted to measure and characterise localised EEG spectral power from pianists.

2.1 Observation Phase: Investigating BCI methods for embodied music interaction

In this phase of the design process, the main steps of the work involve observing the behaviour of the EEG signal during embodied music interaction, in order to explore ways to harness it to play a role or impact in this process. First, a technical background of the EEG hardware and software used in this work are provided, followed by a description of how they were used to investigate several BCMI techniques, paradigms and control types.

EEG hardware

After evaluating several EEG systems, a research-grade device, the Enobio 32¹ was chosen for its reliability, resolution, functionality and relative low cost. It provided 32 channels of EEG data at a resolution of 500Hz, and features wireless or wired (via USB) signal transmission, and provides options such as dry or gel-based electrodes which greatly reduce setup time. The Enobio system is marketed as a research-grade device certified for clinical use, and has been a candidate for a BCMI system reported in another study (Levicán et al. 2018). The wires from the electrodes are plugged into a miniature device called a NECBOX attached to the back of the electrode cap that amplifies, digitises and transmits the EEG signals to a native signal acquisition software called Neuroelectrics Instrument Controller (NIC) v.2.0.11.1 running on a computer.

Grounding is achieved with Common Mode Sense (CMS) and Driven Right Leg (DRL) connections to the right earlobe. Within NIC, the online EEG can be viewed raw or transformed into spectral band power components and signal quality can be monitored via a quality index consisting of line noise, main noise, offset and drift. Raw EEG or spectral band components from all 32 electrodes can also be streamed out of NIC as a numerical data structure via a Transmission Control Protocol (TCP) network to be received by other softwares for further signal transformation. This feature was a major advantage because numerical data can be received in real-time via TCP ports by many software platforms due to the fact it is such a widely used communication standard.

Software components

Computers used in this study all ran on the latest MacOSX operating systems, capable of simulating Windows environments if necessary, between 2019-2022. After evaluating several open-source softwares for receiving, mathematically transforming, and mapping EEG data streaming from NIC into audio or visual control outputs, a node-based

¹ <https://www.neuroelectrics.com/solutions/enobio/32> (Retrieved Dec 2022)

visual programming platform was chosen called Quartz Composer² (QC). QC is a part of the macOS Xcode development environment and is used for processing data and rendering graphics. The work environment takes place in an editor window representing a macro patch in which to define inputs and outputs. A viewer window displays a visual output resulting from operations taking place in the editor window. A library of objects or patches with specific functions are available for linking together with virtual cables to generate an visual output based on input data. QC is also capable of transmitting transformed data in a variety of formats such as MIDI³, OSC⁴ and DMX⁵ which can be received by music production software or stage lighting systems.

Through consultation with an expert, a user-made patch called *v002_TCP_Socket_Client* within a group of patches with related networking functions named *v002-Network*⁶ was successfully tested for receiving EEG data in real-time via the TCP network. The raw EEG data from NIC was received as sample values in units of nano volts ranging from -400,000,000 to +400,000,000 nV and could be unpacked and displayed as indexed data streams from individual electrodes at the speed of 500 samples per second, but updating visually at the speed of the frame rate of the computer screen. The EEG frequency band data could also be streamed on a separate network port and unpacked as 5 frequency bands per electrode, resulting in 160 simultaneous incoming strings of numbers in units of microvolts squared μV^2 which could be then grouped and mathematically transformed as desired. The data streaming link between NIC and QC was stable and reliable when working with both online and offline EEG data, and did not suffer from latency or jitter even when dozens of simultaneous mathematical transformations were applied upon them before rendering out graphical representations on the viewer window or mapping them to output control data such as MIDI, OSC or DMX. These advantages led to the choice to use QC as the main platform for developing a transformation algorithm component of a BCMI system. It should be noted that towards the end of this research work, QC became deprecated with the release of macOS Catalina (v10.15), but remains present for compatibility.

Investigating spectral band power for BCMI control

Having established the hardware and software components for the EEG input, signal processing and transformation algorithm steps of a BCMI system, several attempts were made at harnessing spectral band power as a means for controlling audio output through a musical engine, or a Digital Audio Workstation (DAW), in our case, Logic Pro X⁷ (v10.4.2).

These included directly mapping the amplitudes of spectral frequency bands (delta: 0-4Hz, theta: 4-8Hz, alpha: 8-13Hz, beta: 13-30Hz, gamma: 30-50Hz) to corresponding musical tones, mapping artefacts from facial muscles to corresponding timbral and spatial effects, as well as several methods for visualising and musifying synchronisation events taking place in real-time between different brain regions during musical tasks.

These explorative steps were crucial for learning how to mathematically transform

2 https://developer.apple.com/documentation/quartz/quartz_composer (Retrieved Dec 2022)

3 MIDI: Musical Instrument Digital Interface

4 OSC: Open Sound Control

5 DMX: Digital Multiplex

6 <https://github.com/v002/v002-Network#readme> (Retrieved Dec 2022)

7 <https://www.apple.com/logic-pro/> (Retrieved Dec 2022)

and interact with EEG spectral band power using the chosen hardware and software, but fell short of achieving an explicit real-time level of control. It became clear that a method of filtering out extraneous noise from the muscles was needed before seeking to identify EEG features originating from the brain for mapping and that if spectral band power is to be used as a means for active BCMI control, systematic data collection and analysis is required to identify patterns to target.

Investigating SSVEP for BCMI control

In effort to achieve more explicit real-time control, another well-known BCMI paradigm called Steady-State Visual Evoked Potentials (SSVEPs) was tested. This involves gazing at a rhythmic flashing visual stimulus that entrains the EEG signal measured at the visual cortex to match its frequency (Wang et al. 2006). By presenting multiple stimuli sources flashing at different frequencies, a user may make selections by fixating eye gaze on a specific source. It was thus conceivable that a BCMI system could take the form of a graphical interface that presents various choices for manipulating music parameters in real time.

The author reached out to a collaborating research team from the department of Neuroergonomics at Sun Yat-Sen University in Kaoshiong Taiwan for expertise in realising an SSVEP-based BCMI system for multiple users. Using existing scripts executed within the mathematics software MATLAB⁸, the SSVEP signals from 4 users were simultaneously decoded as selections. These selections were then encoded as OSC messages and mapped to initiate the playback (or stop) 1 of 3 music loop samples per subject. Each user's music samples were voiced by a specific music instrument (piano, bass, drum, organ), sounded well in all combinations with each other, and were characterised by mood represented by three icons (sun: active, moon: moderate, rain: relaxing). As a result, four users could interact in a kind of music loop station jam session by making playback selections and choosing their entrance and exit timings together in real-time. The author provided a musical engine component programmed in QC to manage incoming selections received as OSC messages and display them on a shared video monitor as icons. User selections are simultaneously mapped to initiate or stop playback of the prepared musical samples in the widely-used DAW Ableton Live⁹ (v.10.1.43).

Within the final report submitted in connection with our collaborative project, the research team at Sun Yat-Sen University described the resulting prototype BCMI system to have achieved an overall average accuracy of 69.69%. This figure was derived from 80 trials for each of the 4 SSVEP stimulus frequencies for each of the 4 subjects, resulting in a total of 1,280 trials.

However, due to inherent latency and the involvement of motionless users this particular system fell short of supporting explicit real-time control over music within a realistic embodied music interaction context and no further exploration of the SSVEP paradigm was planned. Nevertheless, valuable knowledge was gained in programming a new transformation algorithm and musical engine within QC to visualise selections and to control playback of predefined musical phrases arranged as samples in a DAW's loop station.

8 <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (Retrieved Dec 2022)

9 <https://www.ableton.com/en/>

Chosen BCI method

Spectral band power was chosen as the main BCI technique for the BCMI system design in this study. This decision was made for several reasons. First, to connect it to the literature in the EEG field, which typically reports localised spectral power correlates to describe brain activity. Second, because the mathematical Fast Fourier Transformation (FFT) of the raw EEG signal into frequency bands can be performed and streamed in real-time, making it ideal as a BCI method for music interaction. Third, the chosen hardware was capable of streaming spectral band power data to external devices via a Transmission Control Protocol (TCP) network, making it accessible for mapping to control audio-visual feedback.

In the observation phase, several attempts were made to use spectral band power and SSVEPs for BCMI control. While some useful clues were uncovered, each prototype fell short of providing all the desired solutions for the proposed BCMI design, which include providing explicit real-time control over ongoing music parameters, allowing for natural bodily involvement, and extending the range and opportunity for producing expressive cues for the communication of musical intentions.

2.2 Analytical Phase: EEG data collection and analysis

The next step in the design process was to narrow down precisely which EEG characteristics to target for BCMI control mapping. Since our hardware and software components, as well as target application areas are different from those used in reported studies, it was necessary to collect our own EEG dataset for analysis. The data collection procedure was designed and conducted within the frames of a Taiwan-Latvia-Lithuania Joint Cooperation project aimed at BCMI development which took place during 2019-2021.

The design hypothesis the data analysis should address is that localised EEG spectral power related to expressive intentions can be used as a reliable and accurate BCMI method. In order to put this theory to the test, our research team aimed to measure and characterise the EEG spectral activity of musicians tasked with performing a piano score while modulating their manner of play to express contrasting affective states. Considering that individual variabilities are reported in the literature, this experiment explores the possibility of deriving stable activation patterns from different subjects across different days. We predicted that if subjects could accurately control a form of audio-visual feedback while performing simple piano music, that this BCI method may be extended to other forms of embodied music interaction contexts such as performance, training, education or forms of therapy.

Materials and methods

Working in collaboration with an international team, the experimental design took several methodological aspects into consideration in order to present findings that could be interpreted by the EEG research field, and practically applied to BCMI design under the umbrella of the Systematic Musicology research field.

Participants

Ten healthy pianists, 2 males, 8 females, aged 19-40 years, all right handed and each

with a minimum of 5 years of formal academic piano studies were recruited for this study through coordination with JVLMA's teaching staff. Each participant was scheduled for 4 recording sessions taking place on different days. The study was approved by Riga Stradiņš University Research Ethics Committee (Nr.6-1/01/59), and all participants provided their written consent.

Model of Affect

The EEG method has been used in many studies (AlZoubi et. al. 2009, Chanel et. al. 2006, Khalili and Moradi 2008, Horlings et. al. 2008) to measure neurophysiological responses during exposure to audio or visual stimuli chosen to elicit basic emotional responses, assumed to temporarily modulate a subject's affective state. This study adopted a two dimensional circumplex model of affect (Russell 1980 p.1164) to design experimental tasks, choosing to use 4 descriptors, one for each quadrant of the two dimensional affective space, namely Excited, Relaxed, Depressed and Distressed, appearing in clockwise order (Fig. 2). It is acknowledged that evoked and felt emotion in the act of music performance can be different (Gabrielsson and Juslin 1996, Juslin 1997, Van Zijl and Sloboda 2010), and that these may not be accurately describable using basic emotion labels. This in view, we carefully briefed participants on this issue, asking them to attend to the main affect they intend to evoke in a hypothetical listener in each performance rather than how they actually felt in the moment.

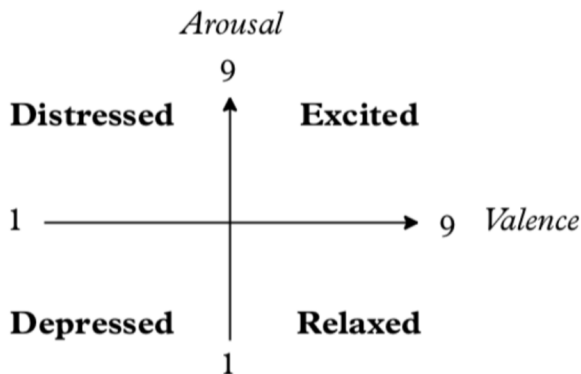


Figure 2: Two dimensional model of affect adopted by this study.

Environment

EEG recordings typically take place in environments such as clinics or hospitals, but music recordings take place in studios or concert halls. In order to create a recording environment which is closer to a musician's natural habitat, a common practice room at JVLMA was specially prepared for EEG recording. The room was acoustically treated to minimise internal reverberation and external sounds. Equipment was arranged such that a subject could sit comfortably at an upright piano while wearing an electrode cap, facing a laptop screen showing instructions and the music score.

Musical Material

The music score provided to the subjects to perform was self-composed specially for this experiment (Fig. 3). An original score was used rather than a familiar one to avoid external associations. In order to maximise the number of trials, the score was limited to a 1 minute duration, and laid out over 2 pages lasting 30 seconds each. The first page featured two repeated phrases over the first 8 bars, followed by four repeated phrases over the next 8 bars at a tempo of 120 beats per minute. The second page was a repeat of the material on the first page, but free of time signature, tempo, rhythm, dynamics and articulation. The performer is tasked on the second page to vary upon the established theme in a manner that best communicates one of the four basic emotion labels instructed, and to repeat if time allows, until 30 seconds have elapsed. The music itself was written so as to be simple enough for an experienced piano player to easily learn and create variations upon. In common time, it featured a single bass note per bar in the left hand, and a moderately paced rising and falling melody in the right hand. Since the same theme was to be used to express intentionally contrasting emotions, the musical phrases themselves were written using an extended pentatonic scale in order to control for the tendency in Western Classical music to create affective associations via dissonance and resolution using functional harmony (Bigand et. al. 2014), and to find more common ground with the sound of musical systems used across different cultures historically and today (Khe 1977, Stockmann 1983).

Neutral $\text{♩} = 120$

Piano

mf

5

Piano

9

Piano

13

Piano

Expressive $\text{♩} = \text{free}$

Piano

Free dynamics, articulation, embellishment.

17

Piano

21

Piano

25

Piano

29

Piano

Repeat if time allows, until timer ends.

Figure 3: Music score designed for this study.

Experimental design and procedure

Participants were briefed on the sequence of the recording protocol in a meeting before their first session, and provided with the musical score to familiarise themselves with

it. At their first session, each participant was given time to test run the recording protocol to ensure the sequence of tasks was fully understood. Then the 32 channel electrode cap was applied with conductive gel and adjustments were made in order to acquire a quality signal. A laptop running a stimulus presentation software called Psychopy controlled the recording procedure, displaying instructions and the music score to participants while sending markers to the EEG data at the onset of each event of each trial.

During each trial, participants were tasked with performing the music score once through (Fig. 4). First, the presentation software displayed the target emotion descriptor for 20 seconds. Then, a fixation cross was displayed for 15 seconds to record a resting state. This was followed by the first page of the music score, with a countdown timer of 3 seconds to begin playing. Participants performed the first page neutrally for 30 seconds without expression followed by the second page for 30 seconds, with intent to express the target emotion. Next, an evaluation step was displayed where subjects were asked to self-rate their own performances for valence from negative to positive and arousal from low to high on scales from 1-9, with 5 representing neutral on both scales. This self-evaluation step was taken to control for the possibility that some variations or techniques introduced during the performance of the expressive second page were more clearly or fluently expressed than others. Trials were recorded in sets of 5, hereafter called runs, in which one of each of the four basic emotions and neutral was instructed to be played, in random order. When neutral playing was instructed, instead of being shown the 2nd page of the score, the participants were required to simply repeat the first page of the music score exactly. Each of the 10 participants recorded 10 runs at each of the 4 sessions, resulting in an overall total of 2000 trials collected consisting of 400 trials per emotion descriptor.

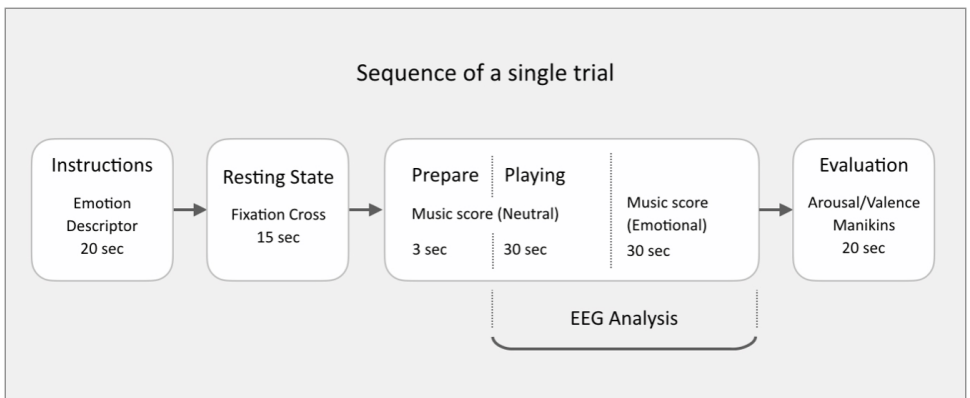


Figure 4: Sequence of a single trial with instructions delivered by stimulation

EEG acquisition, pre-processing and analysis

The aim of the experiment described in this chapter was to address RQ2. The following steps were taken to identify and describe these patterns in terms of relative spectral power. EEG signals were recorded at 500Hz with a 50 Hz notch filter applied to remove power line noise using the 32-channel Enobio system, with electrodes placed according to the International 10-20 system.

Collected data was organised and delivered to collaborating research team members at Vilnius University's department of Biophysics for analysis. The data pre-processing was executed with custom written scripts implementing cleaning functions available in MNE-Python, an open-source software package for analysing neurophysiological data. A band-pass filter (FIR, 1-45 Hz) was applied to the raw EEG data and it was re-referenced to the average reference. Eye movement artefacts were corrected using Independent Component Analysis (ICA). Then the data was segmented into 2 second epochs with a 50% overlap beginning at 5 seconds after the start of each expressive playing task on the second page, and ending 5 seconds before its conclusion. Next, a fully automated approach was implemented for further data cleaning using default settings of an algorithm for unified rejection and repair of poorly recorded trials in EEG signals called Autoreject (version 0.1). Segments containing artefacts and sensors identified to have poor signal quality were rejected, resulting in 10% of the total data discarded. The EEG channels which were removed were reconstructed using a technique called spherical spline interpolation, which is a mapping method for interpolating scalp potentials and approximating scalp current densities.

Further analysis was performed using functions available in an open source software for electrophysiological data called FieldTrip. A Hanning taper was applied to segmented data to control frequency smoothing, then the average power spectra for each individual and condition was computed based on the Fast Fourier Transformation (FFT). Spectral power was calculated in frequency bands, delta (1-4 Hz), theta (4-8 Hz), alpha (8-12 Hz), beta (12-30 Hz) and gamma (30-45 Hz). Then the average power during the expressive performance segments was divided by the average power of the preceding neutral performance segments to derive the relative power. Measures were combined for each individual across all four recording sessions. Then, non-parametric permutation tests with cluster-based correction for multiple comparisons were employed (5000 permutations, $p < 0.05$, two sided) on all channels, in order to test for statistical differences between the segments related to contrasting emotion targets.

Results

The results of the EEG data analysis are presented as follows. First, the T values of electrode clusters where significant differences were obtained were plotted topographically, (as reported in Pousson et. al. 2021) and the mean values and standard deviation measures of each cluster are reported. The clusters consist of electrodes which are grouped by the left and right hemispheres as well as the front (frontal) and back (parieto-occipital) regions of the brain for the sake of descriptive clarity. A number of significant differences in spectral power were found when segments of EEG data related to contrasting emotion targets were compared at these four locations.

Delta and theta activity were reduced in the neutral playing condition compared with the distressed playing condition in both left and right parieto-occipital regions (delta: neutral 1.07 (0.25) vs. distressed 3.55 (2.52), theta: neutral 1.08 (0.15) vs. distressed 2.54 (1.79)). Similarly, delta and theta activity in the left parieto-occipital region was reduced in neutral playing compared with excited playing conditions (delta: neutral 1.06 (0.30) vs. excited 3.61 (1.99), theta: neutral 1.08 (0.15) vs. excited 2.89 (1.49)).

Beta and gamma activity in all frontal and parieto-occipital regions were also reduced in neutral playing compared with excited playing (beta: neutral 1.14 (0.11) vs.

excited 2.54 (1.79), gamma: neutral 1.15 (0.11) vs. excited 2.95 (1.96)). Similarly, gamma activity in both parieto-occipital regions was reduced in neutral playing compared with distressed playing (gamma: neutral 1.16 (0.15) vs. excited 2.78 (2.53)).

Delta activity in the left frontal and right parieto-occipital regions was increased during distressed playing when compared to depressed playing (delta: distressed 2.84 (1.67) vs depressed 1.30 (0.46)). Comparing the same two playing conditions, alpha activity was also observed to be increased in the left frontal region (alpha: distressed 1.49 (0.57) vs. depressed 0.92 (0.35)).

Increased delta and alpha activity in the right frontal and left parieto-occipital regions was also observed in excited playing when compared to relaxed playing (delta: excited 3.56 (2.19) vs. relaxed 1.37 (0.63), alpha: excited 1.83 (0.99) vs. relaxed 1.03 (0.29)). Additionally, increased beta activity was observed in both frontal regions when the same two playing conditions were compared (beta: excited 2.24 (1.47) vs. relaxed 1.18 (0.33)).

Increased theta activity was observed in both parieto-occipital regions when distressed playing was compared to relaxed playing (theta: distressed 2.54 (1.79) vs. relaxed 1.19 (0.45), while delta activity was observed to increase just in the right parieto-occipital region (delta: distressed 3.31 (2.37) vs relaxed 1.32 (0.54)). Alpha activity was also observed to be increased in both frontal regions when comparing the same two playing conditions (alpha: distressed 1.44 (0.50) vs. relaxed 0.94 (0.17)).

Increased theta and alpha activity was observed in the left parieto-occipital region in excited playing compared with relaxed playing (theta: excited 2.89 (1.49) vs relaxed 1.23 (0.58), alpha: excited 2.31 (1.68) vs. relaxed 1.12 (0.44)), as well as in depressed playing (theta: excited 2.89 (1.49) vs. relaxed 1.29 (0.56), alpha: excited 0.92 (0.35) vs. relaxed 1.49 (0.57)).

Finally, increased gamma activity was observed in both frontal regions in excited playing compared to depressed playing (gamma: excited 2.95 (1.96) vs. depressed 1.22 (0.32)), as well as in both parieto-occipital regions when compared to relaxed playing (gamma: excited 3.09 (2.20) vs. relaxed 1.51 (0.84)).

Next, to aid visualisation, the relative spectral power derived from comparing expressive and neutral playing segments were divided into four clusters made up of three electrodes each. These clusters are located at the left frontal (AF3, F3, Fp1), right frontal (AF4, F4, Fp2), left parieto-occipital (O1, P3, PO3), and right parieto-occipital (O2, P4, PO4) regions of the brain (Fig. 5). The mean values and standard deviation measures of relative spectral power for each frequency band across all four emotion targets and neutral playing (Fig. 6) are adopted from Pousson et. al. 2021.

The numerical values used to plot Figure 6 represent localised EEG patterns characterising relative spectral power related to contrasting affective intentions during simple piano performance tasks. These numerical values are presented in Table 1. This result provided the key to answering RQ2 (are there any patterns?), and laid the groundwork for addressing RQ3 (can a BCMI accurately detect and map these patterns?).

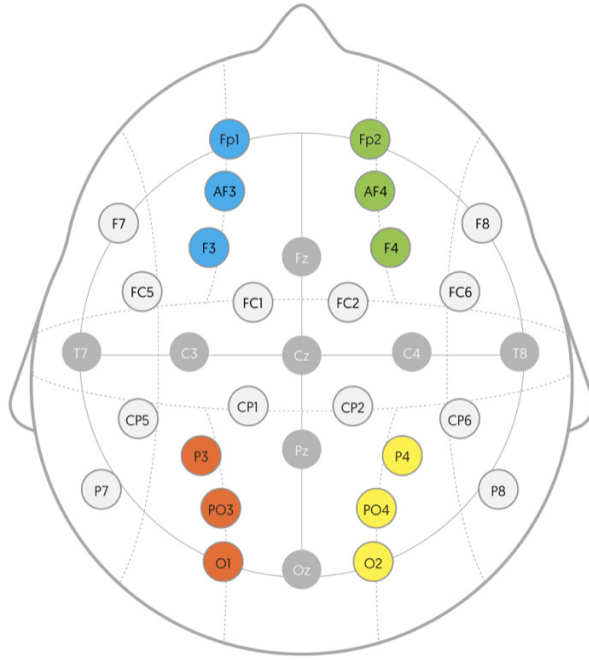


Figure 5: Locations of electrode clusters in four groups- left frontal (blue), right frontal (green), left parieto-occipital (orange), right parieto-occipital (yellow) on a standard 32 channel montage.

Region	Condition	Delta 0-4 Hz			Theta 5-8 Hz			Alpha 8-12 Hz			Beta 12-30 Hz			Gamma 30-45 Hz		
		Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Power relative to Neutral	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation	Mean Relative Power	Standard Deviation	Relative Standard Deviation
Left frontal Fp1, AF3, F3	Neutral	1.15	0.51	44	1.13	0.31	27	1.20	0.32	26	1.16	0.19	16	1.13	0.17	15
	Depressed	1.34	0.59	44	1.14	0.41	35	0.95	0.38	40	1.02	0.28	27	1.15	0.36	31
	Relaxed	1.20	0.47	39	1.06	0.25	23	0.94	0.14	14	1.13	0.26	23	1.44	0.82	58
	Distressed	2.61	1.35	51	2.21	1.13	51	1.59	0.63	39	1.91	1.21	63	2.39	1.68	70
	Excited	3.76	3.32	88	2.71	1.71	63	1.76	1.10	62	2.10	1.35	64	2.72	1.65	60
Right frontal Fp2, AF4, F4	Neutral	1.09	0.47	43	1.06	0.26	24	1.13	0.29	25	1.13	0.14	12	1.15	0.14	12
	Depressed	1.39	0.65	46	1.20	0.53	44	0.97	0.37	38	1.06	0.35	33	1.31	0.68	51
	Relaxed	1.23	0.39	31	1.06	0.27	25	0.96	0.23	23	1.15	0.31	26	1.51	0.76	50
	Distressed	3.07	1.94	63	2.10	1.13	53	1.43	0.54	37	1.71	1.16	67	2.54	2.38	93
	Excited	3.00	2.23	74	2.22	1.23	55	1.52	0.67	44	1.94	1.20	61	3.02	2.48	82
Left parieto-occipital O1, PO3, P3	Neutral	1.02	0.18	17	1.08	0.12	11	1.15	0.15	13	1.15	0.11	9	1.16	0.12	10
	Depressed	1.61	0.94	58	1.28	0.55	42	1.11	0.42	37	1.15	0.33	28	1.26	0.39	30
	Relaxed	1.54	1.08	70	1.23	0.58	47	1.09	0.38	34	1.24	0.50	40	1.49	0.84	56
	Distressed	3.87	2.94	75	2.54	1.60	62	1.86	1.34	72	2.18	2.06	94	2.72	2.59	95
	Excited	4.14	2.20	53	2.87	1.51	52	2.06	1.44	69	2.57	2.23	86	3.22	2.63	81
Right parieto-occipital O2, PO4, P4	Neutral	1.08	0.29	26	1.07	0.15	14	1.14	0.18	15	1.12	0.16	14	1.14	0.16	14
	Depressed	1.32	0.44	33	1.16	0.32	27	0.97	0.26	26	1.10	0.25	22	1.27	0.34	26
	Relaxed	1.29	0.51	39	1.12	0.30	26	0.97	0.20	20	1.15	0.34	29	1.39	0.62	44
	Distressed	3.19	2.25	70	2.38	1.80	75	1.63	1.20	73	2.06	1.94	94	2.61	2.36	90
	Excited	4.50	4.57	101	3.06	2.55	83	1.93	1.45	75	2.16	1.69	78	2.68	1.92	71

Table 1: Mean relative power, standard deviation and relative standard deviation values per electrode cluster, EEG frequency band and expressive condition.

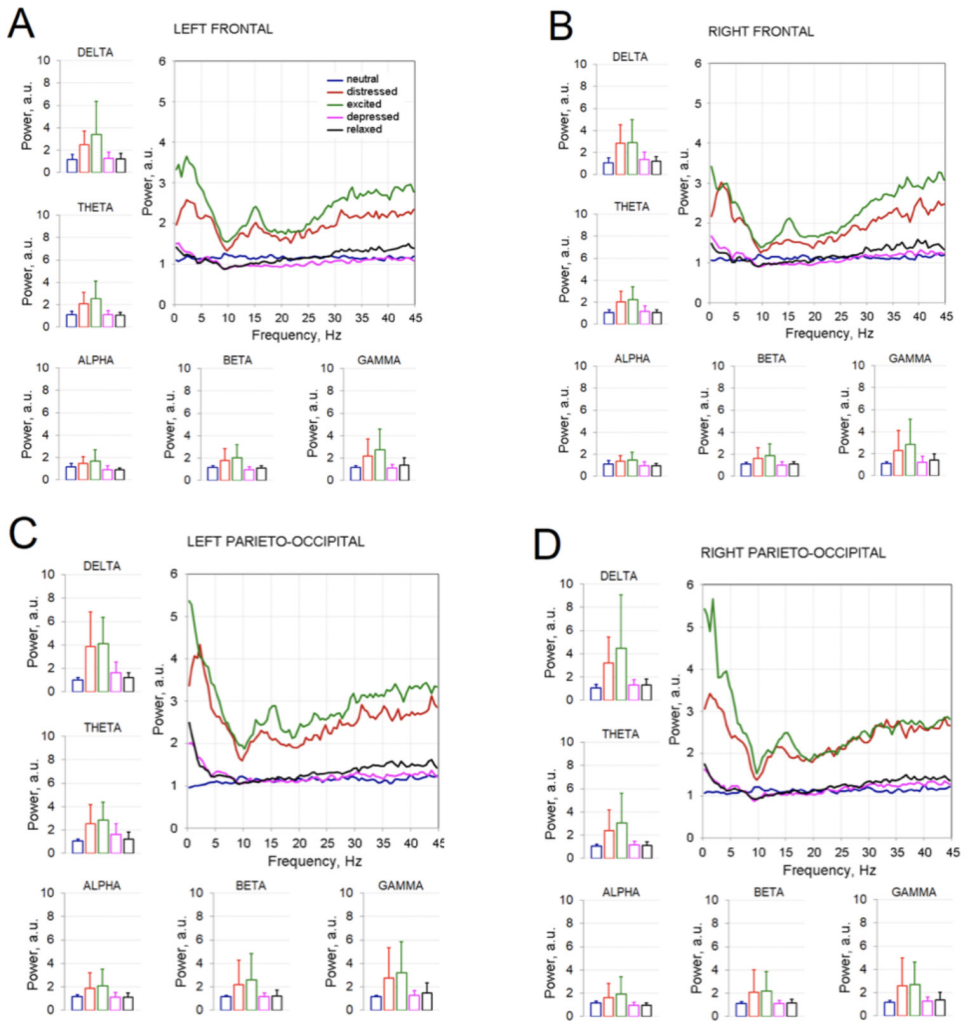


Figure 6: Plots of relative power spectrums obtained for left frontal (A), right frontal (B), left parieto-occipital (C), right parieto-occipital (D) regions, and means and standard deviations for each frequency band: delta (1-4 Hz), theta (4-8 Hz), alpha (4-8 Hz), beta (12-30 Hz) and gamma (30-45 Hz). Coloured lines correspond to expressive conditions: neutral (blue), distressed (red), excited (green), depressed (pink), and relaxed (black).

EEG findings from other studies

As previously mentioned, there is a limited amount of research assessing EEG activity during expressive music performance. A more detailed comparison to related findings in the wider EEG research sphere on music evoked emotion are discussed in an article published as a result of this experiment (Pousson et. al. 2021), but these details are beyond the scope of this thesis. The following paragraphs summarise the most relevant EEG findings in studies on creative processes during music performance.

A study by Sasaki et. al. (2019) indicates that improvisation involves coordinated movement in response to what is happening in the ongoing external environment, in relation to internal goals. They measured the EEG activity of guitarists performing two contrasting conditions, namely improvisation and scale playing, and found increased theta, alpha and beta activity in the frontal, temporal, motor and parietal regions. These authors propose that improvisation may be mediated by processes involved in planned sequences of movement through feedback of sensory states, in context of musical material unfolding over time.

A study by Rosen et. al. (2020) investigated jazz guitarists, and looked for differences in EEG activation patterns recorded during high versus low quality improvisations. Initially they found increased activity in beta and gamma frequency bands during high quality versus low quality improvisations. However, after controlling for performer experience, they found clusters of increased theta, alpha and high-beta activity in the frontal right region of the brain in performers with a high level of experience. The study discusses the theory that the EEG activation pattern may depend on whether a study defines creativity by the kind of cognitive processes involved, or by the quality of the resulting product.

An earlier EEG study by Dikaya and Skirtach (2015) investigated differences between professional and amateur musicians during three types of internal music activity, namely perception, mental reproduction and mental improvisation. During the improvisation task, professional musicians had increased delta activity in both frontal and occipital regions, but theta activity only in the left hemisphere. Additionally, a functional connection between the front right and the back left regions (Fp2-O1) in the high-beta band was found in professional musicians during the improvisation task.

These different findings suggest that experience, task focus and situational context are all likely to introduce variability in the EEG signal during forms of embodied music interaction. Considering these variables, at this stage of the work it was unclear if the relative spectral power differences we found in our study would be extendable to other types of music improvisation, variation or interpretation tasks, and if it would extend to other types of music instruments, music pieces and situational contexts (as put forth by RQ4 and RQ5). Although our study had a limited sample size, we recorded a large number of trials over multiple sessions in a well-controlled experimental environment, followed by a clear process of data analysis.

Therefore the next logical step was to design BCMI components capable of assessing the ongoing EEG for patterns that match the spectral properties found in our original data collection. This process is reported in the next chapter, and is aimed at preparation for addressing RQ3: Can a BCMI design accurately detect and map affective intentions during simple piano performance tasks?

Chapter 3: BCMI Design Process - Creative and Testing phases

3.1 Creative Phase: Development of a BCMI system

Objectives and design approach

The main objective of the envisioned BCMI system design is to give users control over light and sound parameters in real-time while playing a musical instrument. As previously stated, there are many forms of embodied music interaction but from a systematic musicology perspective, it involves the transfer of musical signals through corporeal action in a goal-oriented situational context (Leman et. al. 2017 p.1-10). This study considered the act of playing a piano with intent to communicate affect in a simulated recording environment to qualify as a suitable example of embodied music interaction. The objective of this part of the work was thus to program a software patch to detect a pianist's expressive intentions and represent the result as audio-visual feedback in real-time. In order to do this, EEG data recorded during the analytical phase was played back within NIC and streamed into QC for signal processing, transformation and mapping to media outputs. Markers in the EEG data indicating the onsets, endings and the specific emotion descriptor of each trial were used for testing if the functions developed in QC accurately decoded the subject's expressive intentions.

BCMI software components and functions

The software chosen for signal processing, transformation and mapping, Quartz Composer (QC), is a node-based visual programming environment for rendering graphical data, and included as part of the macOS Xcode development environment. Programming takes place in an editor window with access to a library of patches with various mathematical functions. These patches have inputs and outputs which can be connected to each other in sequence via virtual cables in order to output a desired result. Outputs can be printed or visualised graphically within a viewer window, as well as forwarded to external software in various formats in real-time. Thus the function of the first input patch deployed in QC was to receive streaming EEG frequency band data from NIC.

The format of this data stream is a string of values separated by spaces representing the spectral power measured per frequency band per electrode, in the unit of microvolts squared μV^2 . This structure thus is made up of 160 indexed members (32 channels x 5 frequency bands), each streaming power values. The next patch in sequence receives this data structure and divides it into 4 clusters corresponding to the 4 regions reported in the results of the analytical phase (Fig. 6). These were calculated based on 3 electrodes at each location, left frontal (AF3, F3, Fp1), right frontal (AF4, F4, Fp2), left parieto-occipital (O1, P3, PO3), and right parieto-occipital (O2, P4, PO4) (Fig. 3). In order to eliminate interference from noisy electrodes in real time, the next patch in QC calculates the average power of each electrode over a 1 second window, and deactivates it from transmitting forward if it exceeds $100\mu V$. This amplitude threshold and time window was made to be adjustable, as it was an estimate derived from the power of eye blinks directly observable in

the raw EEG. Next, the average power of each frequency band from active electrodes within each cluster are calculated and streamed forward to patches which apply detection rules.

Applying rules for detecting and visualising expressive conditions

The next QC patch in sequence applies rules to the incoming data. It is important to clarify that the numerical values calculated during the original data analysis represent relative spectral power- that is, spectral power of expressive conditions divided by preceding neutral conditions. However, the data stream received within QC represents the ongoing spectral power per frequency band over a 1 second window. A solution was needed to apply relative spectral power values to ongoing spectral power values. Here, a patch was deployed which defined each mean value (average relative spectral power related to each expressive playing condition per brain region) as a detection target and each standard deviation measure as a threshold (Table 1). The mean values defining detection targets were made to be adjustable for each of the 4 expressive playing conditions, but applied globally to all frequency bands and all four brain regions. This provided a key function for this design - the ability to adjust the detection targets into different ranges for different individuals, musical tasks and environments. The patch then calculates how closely the ongoing spectral power resembles the targets, and outputs a percentage for each condition. These percentages were then printed on the screen as numbers and visually represented as coloured bars in the monitor (QC viewer window) in real-time (Fig. 7).

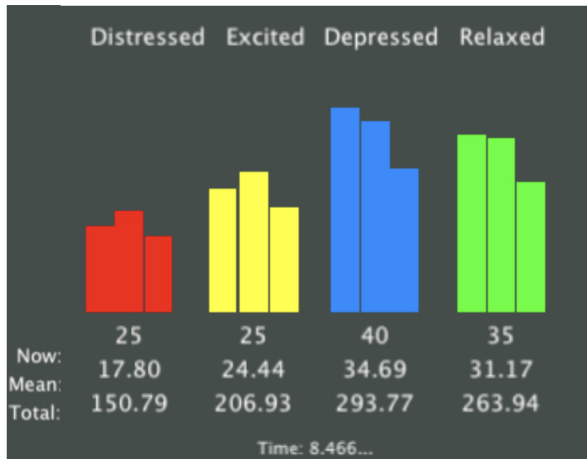


Figure 7: Video still of affective condition detection on a monitor, returning numeric values representing how closely the ongoing EEG resembles target expressive conditions as a percentage at the current moment (now), as an average (mean) or a total over a given time window. Coloured bars represent Distressed (red), excited (yellow), depressed (blue) and relaxed (green) (own screenshot).

It was observed that depressed and relaxed playing conditions were difficult to distinguish from neutral or from each other. While excited and distressed playing conditions were easy to distinguish from neutral, the detection rules similarly had difficulty telling the two apart. While this was in line with the relative spectral power results from the original data analysis

(Fig. 6), it meant that these rules would not reliably serve to distinguish between negative and positively valenced expressive playing conditions. Thus focus was turned to detecting and mapping the arousal dimension, and a new type of feedback was required to visualise this.

A new visualisation was created within QC, using a blue ball and a horizontal white line representing neutral. The vertical (y axis) position of the blue ball in relation to the horizontal white line was used to reflect whether a high (above the line) or low (below the line) arousal condition was detected in real-time (Fig. 8). The y-position of the blue ball is calculated by comparing the percentages detected for distressed and excited (high arousal) conditions averaged together and percentages detected for the depressed and relaxed (low arousal) conditions averaged together. When the percentages are nearly equal, the blue ball hovers around the horizontal line, but when the high arousal detection exceeds the low arousal detection the ball ascends above the horizontal line. When the opposite occurs, (low arousal detection exceeds high arousal), the ball descends below the line. This representation serves as visual feedback on a monitor facing a subject, where the distance above or below the line indicates levels of high or low arousal detected respectively.

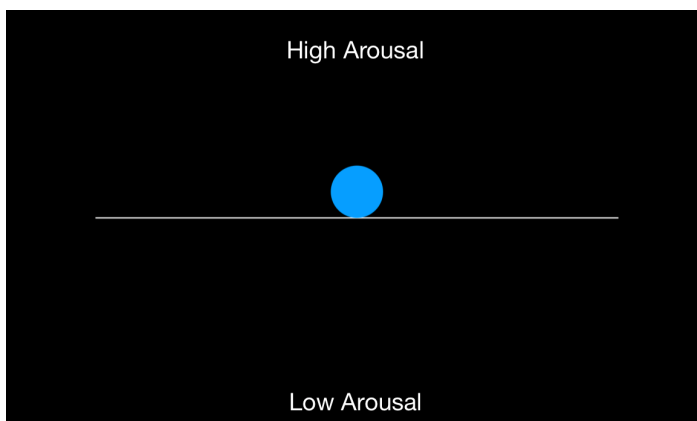


Figure 8: Visual control feedback in the form of a blue ball and a horizontal midline. The ball's vertical position rising above the line represents levels of detected high arousal expressive conditions, while descending below it indicates low arousal expressive conditions (own screenshot).

The numerical values represented by the y-position of the blue ball (ranged from -1 to +1) could then be mapped to control audio and visual parameters in other softwares, or used as a fader controller between two states. When expressive playing segments of EEG data were streamed through this visualisation it was observed that increasing the detection target values for high arousal conditions (distressed and excited) by 5-15 μ V normally placed them in the right ranges for accurate detection. Low arousal conditions were more difficult to maintain over time as musical variation demands physical changes. Sometimes, high arousal patterns fluctuated within low arousal segments, and were expected to be related to these demands. In order to address this, another function was added to simply attenuate the ongoing average high arousal detection percentage by a given amount, thus bringing said fluctuations under control.

Audio parameter mapping

BCMI systems designed in the past typically involve a library of preset sounds, or musical notes or phrases, which are triggered to playback during mapped EEG states. The main idea behind such systems is usually to generate music corresponding to some aspect of the ongoing EEG while physically doing nothing. This usually results in a novel experience for the user, but it is unclear to an observer what the relationship between the music and the user is. On the other hand, in an embodied context there is a direct relationship between the physical act of playing a musical instrument and the resulting sound. Thus the main idea behind this BCMI system was not to generate sound while a user remains motionless, but to give a user the ability to control parameters of the sound of their ongoing performance.

A QC patch was implemented to map the y-position of the blue ball (arousal dimension) to MIDI values (ranged from 1-127). This was then output as MIDI signals through Inter-Application Driver (IAC Driver), the default macOS virtual MIDI device, which can be received as an input in the chosen DAW software (Logic Pro X). Sound parameters such as reverb and hi-cut/low-cut filters (frequency roll-off) were initially tested, as these were expected to be easy to hear and map to high and low arousal expressive conditions. For maximum clarity of BCMI control, a semi-weighted MIDI keyboard was used to provide the piano sound, output through the DAW. The distance the blue ball moves below the horizontal line (low arousal) was mapped to the amount of reverb added to the sound of this MIDI piano. Further, it was mapped to the frequency of the low and high cut filters such that when in high arousal the high frequencies are audible, but when in low arousal, the low frequencies are audible (Fig. 9).

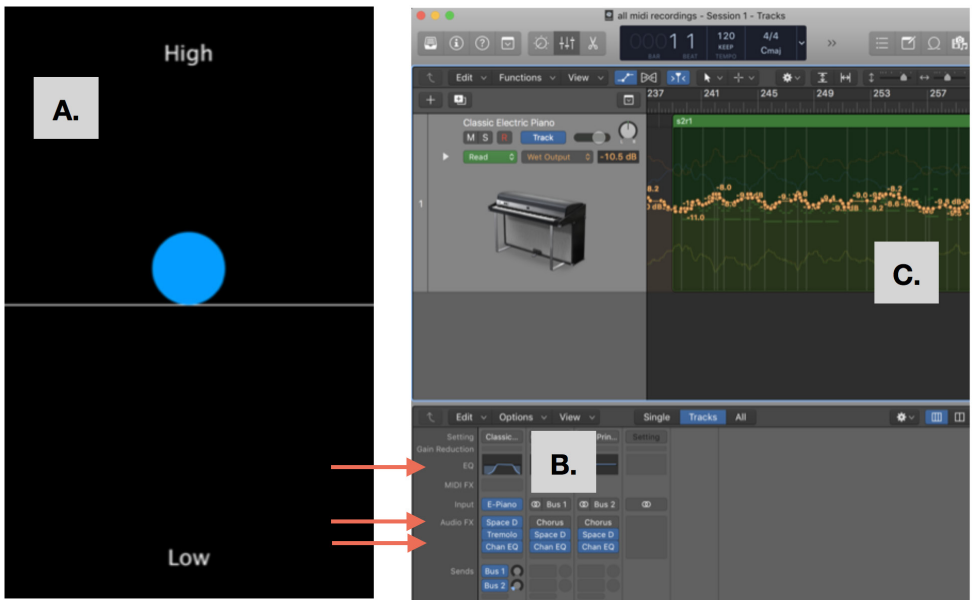


Figure 9: Visual control feedback (A) mapped to EQ filter, reverb and tremolo parameters of a MIDI keyboard instrument (B) and recorded automation levels for each (C) (own screenshot).

At this stage it was possible to stream pre-recorded segments of EEG data from the original data collection through the BCMI system to evaluate its output. After raising the detection thresholds for high arousal states into the power ranges being detected in high arousal EEG segments, the data was streamed through the QC patches into the DAW where the mapped audio parameters were latched (record enabled). It was then confirmed that the y-position of the blue ball, the levels of reverb, and the shifting of high and low cut filters corresponded as expected to high versus low arousal playing segments marked in the ongoing EEG stream. It was also possible to play the MIDI keyboard and record automation curves for those parameters within the DAW while streaming either pre-recorded or live EEG data from NIC. In the process of testing, some latency was observed at transitions between playing conditions which were often noisier. While the blue ball only had a maximum latency of 1 second, the EEG patterns often take a few seconds to stabilise after a transition between playing conditions. However, in the process of testing, this delay was not perceived to be in conflict with the user's actions. For example, it may even be perceived to be more natural if audio parameters such as reverb smoothly fade to the intended amount over a few seconds during a transition rather than instantly like flipping a switch.

To summarise this step, modulation between high and low arousal playing conditions were mapped to control representative audio parameters of a MIDI piano instrument. After making detection threshold adjustments for individuals, the system was able to perform detection mapped to audio parameter control on pre-recorded EEG data sets accurately and within expectations of speed.

Visual parameter mapping

Some BCI systems visualise rather than sonify or musify the EEG. At this stage of the work, several visual representations of the high to low arousal dimension were explored. Using QC patches, it is possible to define the RGB colour values of any visual output, whether it be a vector graphic, a particle system or a DMX lighting system. In this way, the arousal dimension (y-position of the blue ball) could be mapped to control colour hue, where the intensity of warm hues (red and yellow) represent high arousal and cold hues (green and blue) represent low arousal.

Since QC receives the EEG via a TCP network, it is possible to receive it on another computer on the same network. With the QC viewer in full screen mode on this machine, it was therefore possible to project this image onto the surface of a wall or onto physical objects in the room. After some experimentation, a particle system was created in which sparks of warm or cool colours were emitted from a moving point replacing the blue ball. The intensity of the particle system was mapped to audio input, but the colour of the particles was mapped to high (warm) or low (cool) arousal playing conditions. The appearance of sound-activated coloured sparks that move above or below the same horizontal midline served as a visual output at this stage of the work, and could be displayed on a separate monitor or projected onto a wall (Fig. 10).

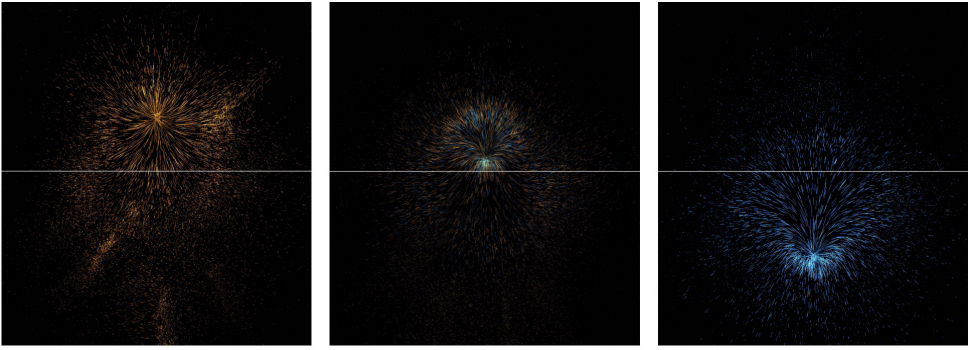


Figure 10: Visualisation in the form of a particle system emitting coloured sparks in warm hues during high arousal (left) a mixture of hues in transition (centre) and cool hues during low arousal (right). The vertical position of the visual in relation to the horizontal line mirrors the visual control feedback (blue ball) (own screenshot).

Discussion and observations

In the process of designing the BCMI system's components, several approaches were undertaken in attempt to map EEG band power to audio-visual parameters during expressive music performance. The method finally chosen relied on a function to adjust the detection thresholds initially defined by relative spectral power (expressive playing relative to neutral playing) mean values taken from the results of the original data analysis. This adjustment was done by incrementally raising the threshold of high arousal detection targets globally across all brain regions and frequency bands, until they occur in the range where high arousal EEG segments are accurately detected. The threshold adjustment procedure was derived by streaming pre-recorded EEG data from the original data collection through patches in the QC environment, where detection target values can be edited.

At this stage of the work, several setups were tested to verify the system's performance using the online EEG, in preparation to evaluate its accuracy with a new group of subjects. While wearing the electrode cap with dry electrodes, I first attempted to tune the detection thresholds for myself, and then control the vertical position of the blue ball while playing the MIDI piano keyboard. Control over audio and visual parameters were enabled to get an impression of the interaction between expressive playing and its real-time representation as feedback outputs.

When testing the system, I attempted to control and record the feedback output while improvising on the MIDI keyboard. It was observed that body and head movement resulted in more electrodes being filtered out. When this occurs, the detection is based only on the remaining electrodes. Since a cluster of 3 electrodes are used for each of the 4 brain regions, when all 12 are deactivated due to body movement exceeding the set $100\mu\text{V}$ limit the detection freezes, as there is no incoming data to calculate.

At first, it seemed like the blue ball moves into the high arousal range as a response to the detection of additional body movement related to instrumental play, but with more body movement, less signal is actually being passed forward to apply detection rules. This sometimes resulted in the feedback freezing, or falling into the low arousal range when only a few electrodes remained active.

An electrode montage visualisation was created within QC, which indicated electrodes sending signals exceeding the $100\mu\text{V}$ limit in red. When positioned on a monitor (QC viewer) together with the blue ball, it was possible to see when electrodes were deactivated in real-time (Fig. 11). By this means it was possible to correct one's posture for more efficient playing with less body movement while performing high arousal conditions, thereby maintaining sufficient signals from the 12 electrodes receiving data. In order to move the blue ball into the low arousal range and maintain it there, I tried closing my eyes momentarily, slowing my breathing, then proceeding with care not to portray any signs of high arousal while playing.

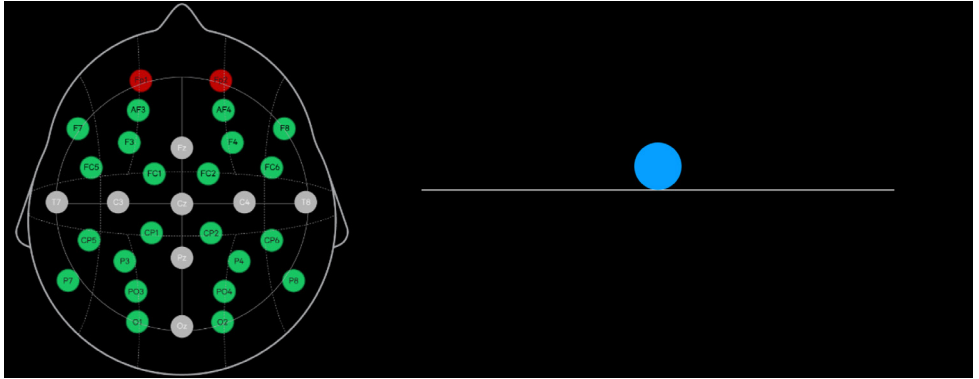


Figure 11: Monitoring the electrode montage together with the visual control feedback at the same time allows the user to adjust in real time if the signals become too noisy.

In general, it seemed that despite filtering out electrodes with signals exceeding the $100\mu\text{V}$ threshold, the feedback output was still at least partially related to body movement but the exact relationship was unknown. It is possible that EEG signals related to the motor activity itself are partially responsible since high arousal instrumental playing typically requires faster or more energetic physical actions. However, with some practice, I also found it possible to play fast passages on the piano while maintaining a low arousal state, and slow passages while maintaining a high arousal state myself. In such cases, articulation and note velocity were used instead of speed as cues to convey expressive intent.

In process of playing various types of music and improvising while using the system, detection thresholds were occasionally readjusted as needed. It was thus expected that when applied to a real-world situation, detection threshold settings could be configured beforehand for a specific individual, playing a specific program in a specific environment, and fine tuned just before use.

3.2 Testing Phase: Evaluating BCMI system accuracy

At this stage of the work, the BCMI system was prepared to be evaluated for accuracy by new subjects. Three tests (A, B, C) were devised in which the BCMI system was evaluated. Test A recruited a new group of 4 academic musicians to perform 12 trials (3 recording runs consisting of 4 trials each) of the same piano playing task as in the analytical

phase (Fig. 3), with the additional task of intentionally controlling the BCMI system feedback (Fig. 9-11). An additional 4 subjects, also musicians, were recruited as listeners - one for each performer. Both performers and listeners were tasked with recording their observations using a questionnaire (Fig. 12) in test A.

Test B recruited 7 expert instrumentalists to perform improvisation tasks, alternating between high arousal and low arousal expressive playing conditions with variable durations - approximately 30-60 seconds per trial - on their main instruments (Piano, Saxophone, Drums, Guitar, Electronics, and Cello (x2)) while using the BCMI system. Each subject recorded 2-4 runs consisting of 12-26 trials each. They were also tasked with recording their observations on the 2nd page of the survey (Fig. 12).

In test C, I assumed the role of the subject myself, and documented a demonstration of the BCMI system which was extended to control DMX stage lighting and head-tracked visual projections in a realistic concert hall environment, while playing 3 runs of self-prepared music, alternating between 20-30 second trials of high and low arousal expressive playing conditions (low to high, then back to low), using commonly accessible instruments (Drums, Guitar, Synthesiser).

The objective of this testing phase was to determine how accurately the BCMI system detects and outputs audio/visual feedback according to the user's intent in different conditions ranging from controlled to realistic. Test A aimed to address RQ3: Can a BCMI design accurately detect and map expressive intentions during simple piano performance tasks? Test B aimed to address RQ4: Can BCMI control be achieved by different individuals playing different music on different instruments? Test C aimed to address RQ5: Can BCMI control be achieved in a realistic environment using common instruments?

The accuracy of the BCMI system for tests A and B were determined in two ways. Firstly, through the subject's questionnaire responses from the 2nd page, which evaluated the perceived accuracy of the BCMI system on 9-point Likert scales (Fig. 12). The first page of the questionnaire was used only in test A, where listeners were tasked with estimating which emotion descriptor the performer was instructed for each trial, in order to compare the human perception against the BCMI system's detection rules. Secondly, the amount of time during which the control feedback matched each user's intentions was calculated as a percentage of the total duration of their recorded performances. This was done by playing back recorded EEG data from each trial and timing how long the control feedback (y-position of the blue ball) matched the user's intentions, as indicated by markers at the onsets and endings of each trial (Fig. 13). Since the author assumed the role of the subject in test C, the questionnaire was not used, to avoid personal bias. A total of 11 questionnaires were gathered.

The same 32 channel EEG hardware and signal acquisition software was used as in the analytical phase, with the exception that dry electrodes were used instead of wet electrodes, in order to cut down setup time. The EEG signals were analysed for the same measures of relative spectral power between neutral and expressive playing conditions, in order to relate results back to the results from the analytical phase (Fig. 6), and in order to observe any differences that may have arisen as a result of the different variables introduced in tests A, B and C, which may in turn provide clues for refining the process of tuning the BCMI system for different individuals, musical tasks and environmental contexts.

Protocol:

The performer will first play through the music with neutral emotion for 30 seconds, and subsequently attempt to play through the same music while expressing one of 4 emotions: **Distressed, Excited, Depressed** or **Relaxed** for 30 seconds. The listener will guess which emotion is expressed, and rate the arousal and valence of the performance.

Evaluation of the emotional expression of the music performance.

Guess the emotion, and rate the Arousal and Valence of each expressive performance from low (1) to high (9). Rate a neutral performance as (5).

Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating	Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating	Trial	Emotion	Arousal rating	Valence rating
1				1				1			
2				2				2			
3				3				3			
4				4				4			

Evaluation of the impact of the EEG on the music performance.

a) How much control do you observe the performer achieved over the BCMI output?

1 2 3 4 5 6 7 8 9

No control at all Unclear if there was any control Only passive control Clearly active but limited control Total intentional control

b) Did the tool support the performer's expressive intentions or distract you from performance?

1 2 3 4 5 6 7 8 9

It was very distracting and confusing It confused the performer's intention It made no difference It clearly reflected the performer's intention It enhanced the performance greatly

c) Did you perceive a relationship between the performer's mental state and the EEG-related audio/visual output?

1 2 3 4 5 6 7 8 9

No relationship at all Unclear if there was any relationship Only sometimes A clear relationship could be observed There was a direct relationship

d) Which EEG-related audio/visual output do you feel supported the performer's expressive intentions best? Explain how and why.

e) Do you think it realistic to use such a tool outside the laboratory? Such as a method of recording, performing, training, therapy or jamming? Explain why yes or no.

Figure 12: Questionnaire prepared for collecting performer/listener feedback during BCMI system testing procedures.

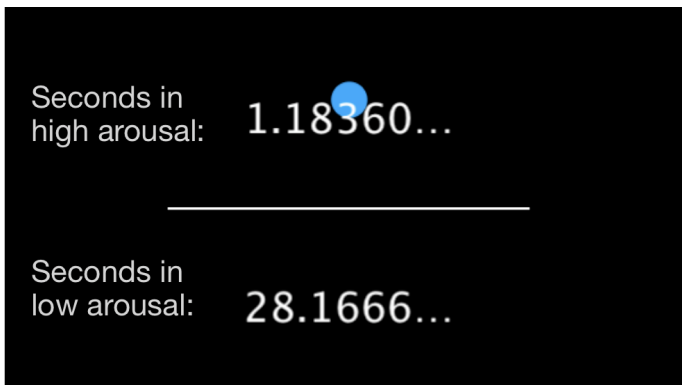


Figure 13: Timer function added to visual control feedback monitor to measure seconds in each expressive condition over a given duration (own screenshot).

Survey Results

Listeners in test A were tasked with guessing which of the 4 emotional descriptors were intended by the performer in each trial, and recording their responses on the 1st page of the questionnaire. Overall, listeners guessed 66.67 trials correctly. Where misimpressions were recorded, it was observed that it was usually the same pair of emotional descriptors which were mistaken for each other, illustrating how the encoding-decoding of expressive cues may vary between performers and listeners in this setting.

Responses regarding the perceived BCMI accuracy were recorded by both performers and listeners in test A, and only by the 7 performers in test B, on the 2nd page of the questionnaire. Overall, performers in test A rated their ability to control the BCMI output higher than when compared to listener's perceptions. However both groups rated control levels positively on the given 9-point scale. Combined, all participants rated control over feedback at an average of 7.045 on a 9 point scale, which if expressed as a percentage comes to 78.2%. Support of the performer's intentions and perceived relationship to the performer's mental state were both rated at an average of 6.454 on the 9-point scale, amounting to 71.7%.

Out of 11 total responses, 8 indicated the visual output to be the most supportive of the performer's intentions, while 3 preferred the audio output. In response to the question of what might be a feasible application of the system outside the laboratory, 7 indicated training, 6 indicated performance, and 4 indicated education.

Control feedback accuracy results

The accuracy of the BCMI control in each test was determined as the percentage of time it successfully reflected each user's intentions over the total duration of their recorded trials. In line with the design of the visual control feedback (blue ball and midline), high arousal (distressed and excited) and low arousal (depressed and relaxed) were grouped together. Then, the average accuracy per run (group of trials) was calculated per subject and expressive playing condition in order to observe any learning effects over the course of sequential runs. Finally, the average accuracy achieved by all subjects in each test was calculated as a percentage of the total duration of their performances combined.

In test A, three out of four subjects all demonstrated improved control during their second run of trials, whereas the opposite was true for one of them. When their respective runs were averaged together, the first subject achieved 66.50% accuracy, the second achieved 89.41%, the third achieved 39.91% and the fourth achieved 87.41%. Averaged together, the subjects in test A achieved 70.80% accuracy using the system for the first time, over a total of 20 minutes of recorded data, across 48 trials.

In test B, six subjects demonstrated control over the system relatively well. The pianist achieved 84.99% over 55 mins, the saxophonist achieved 84.13% over 51 minutes, the guitarist achieved 80.04% over 48 minutes, the 2nd cellist achieved 76.29% over 29 minutes, and the electronic musician achieved 78.70% over 54 minutes. However the 2nd cellist was an exception, achieving intentional control only 48.63% of the total duration of the performances (18 minutes). Observing the electrode montage for signal quality showed that this could be partially due to excessive muscle tension resulting in the data from most electrodes to be filtered out, leaving behind only what resembled low arousal. Each instrument created a unique challenge for tuning the system, as different corporeal articulations are needed for different instrument construction types. Averaged together, the subjects in test B achieved 74.46% accuracy, over a total of 5 hours, 23 minutes and 34 seconds.

In test C, the author tested the BCMI system, assuming the role of the subject myself. This decision was partly practical, due to the time commitment required by the subject to prepare original material, and partly motivated by the good opportunity to observe and report about the system with first-hand experience. Drums, electric guitar and

an analogue synthesiser were setup on an academic concert hall stage at JVLMA. BCMI control feedback was mapped to control the colour hue of DMX lights (red for high arousal, blue for low arousal), as well as a head-tracked visual projection of a dynamic pool of liquid light (warm for high arousal, cool for low arousal). It was also mapped to control MIDI control parameters for the guitar (distortion for high arousal, reverb for low arousal), and the synthesiser (arpeggiator octave and latch activation for high arousal, reverb for low arousal). Three runs were recorded per instrument, consisting of 3 trials each. The author achieved 90.00% accuracy on drums over 68 seconds, 82.66% accuracy on electric guitar over 63 seconds, and 80.00% accuracy on synthesiser over 70 seconds. Averaged together, the author achieved 84.22% accuracy over 3 minutes 21 seconds.

EEG spectral analysis results

EEG data was compiled and delivered to colleagues at Vilnius University's department of Biophysics for analysis. EEG analysis was performed with the aim to compare the results of dataset s from tests A, B and C to the results reported in the analytical phase (Fig. 6). It was expected that the introduction of the BCMI feedback may result in some differences between these datasets which potentially could be used to improve the default detection thresholds deployed within the BCMI system. As such, the same electrode clusters were chosen for analysis as in the original dataset: left frontal (AF3, F3, Fp1), right frontal (AF4, F4, Fp2), left parieto-occipital (O1, P3, PO3), and right parieto-occipital (O2, P4, PO4) regions of the brain.

For test A, an automated Preprocessing Pipeline script in the MATLAB software was used, implementing several functions available in the EEGLAB toolbox (Delorme 2004). First, Automated Artefact Rejection was applied to the raw EEG, discarding channels with over 20% data loss. Next, a zero-phase bandpass FIR filter was applied between 0.5-45 Hz and referenced to the average of channels T7 and T8. Next, Independent Component Analysis (ICA) and the ICLabel plugin available in EEGLAB were implemented to remove artefacts such as muscle activity, eye blinks, eye movement and electrical activity from the heart embedded in the signals.

The 30 second segments of neutral playing and expressive playing conditions (neutral, distressed, excited, depressed, relaxed) were extracted resulting in a total of 96 EEG time series (data from 4 participants performing 12 trials each), made up of 3 segments per expressive playing condition as well as 12 segments of preceding neutral playing conditions per participant.

Similar to the previous results, higher amplitudes were recorded in the beta and gamma ranges during high arousal conditions in all four brain regions. Also similar to the previous results, alpha power during both conditions was decreased across all regions. However, the higher relative amplitudes of high arousal conditions observed in the delta-theta range in the previous results were not mirrored in the new results except in the left parieto-occipital region. Additionally, while the relative power of low arousal conditions never exceeded that of the high arousal conditions in the previous results, they were observed to do so in the beta range in all four brain regions in the new results.

These differences may have been partially responsible for the BCMI system detecting high arousal during low arousal conditions. In other words, higher relative power observed in the beta range during low arousal conditions may be responsible for some of the

fluctuations into the high arousal range when in fact low arousal was intended. While this was resolved in practice by simply attenuating the high arousal detection result by a given percentage, the increased relative beta power may be partially due to the additional attention dedicated to controlling the BCMI feedback. It could also be partially due to the relative inexperience of the new group of subjects on piano—possibly in line with previous studies, the cognitive load involved in problem solving during the process of creating expressive variations was higher (McPherson et. al. 2016).

For test B the same methods were used as for test A to calculate the relative power spectrums between expressive playing (grouped into low and high arousal expressive playing conditions) and neutral playing segments. However, when the data was examined, it was found that the strict preprocessing pipeline used for test A resulted in the electronic musician's data being rejected due to too many noise artefacts. Then, a lighter method of preprocessing was implemented that only filtered out signals above a $100\mu\text{V}$ limit, matching the filtering function implemented within our transformation algorithm in QC (Fig.11). However, this lighter preprocessing procedure resulted in the saxophonist's data being rejected, similarly due to noise artefacts. Nevertheless, by implementing two different preprocessing pipelines, our colleagues were able to plot results which could be compared and described in the following paragraph.

Test B did not include a neutral playing condition preceding every expressive playing condition as in previous steps, but only one neutral playing condition at the beginning of each recording run. As such, the relative power of each expressive playing condition could only be calculated relative to this single neutral trial. Possibly as a result, the range of relative power per subject was found to be up to 8 times higher in test B than test A. It was speculated that as a result of no breaks being taken between expressive playing conditions in test B as well as inherent variables such as differences in physical demands for playing different types of musical instruments, relative power to this initial condition may have greatly increased constantly or during some particular run during the recordings. Nevertheless these observations yielded valuable clues as to what to expect when tuning the BCMI system to individuals playing improvised music for longer durations in semi-controlled conditions.

Comparing EEG data results from two different preprocessing pipelines also provided potentially useful information. Firstly, the data from the 1st cellist, who struggled to control the visual feedback (blue ball) during expressive playing conditions can be seen evidenced by the fact that through light preprocessing their relative spectral power during low arousal playing conditions was higher than that of high arousal conditions. Notably, this was not visible when their data was preprocessed using stricter methods. This may explain why the BCMI system (which employed the same light filtering method) consistently detected the opposite of their expressive intentions during test B. In every other case, both strictly and lightly preprocessed results showed the relative power of high arousal playing conditions exceeding low arousal playing conditions. This is in line with the observation that in all other subjects, detection thresholds could be adjusted such that they could control the system as intended.

Secondly, the upper limit of relative power ranges from 20 to 40 in the results from test B as compared to the upper limit of 5 in the analytical phase (Fig.6), and an upper limit of 6 in test A. This may be a result of greatly differing physical demands from

different muscle groups involved in articulated body movement while playing different musical instruments, or partially due to the fact that only one neutral playing condition was available for calculating relative power across all trials.

Thirdly, differences in relative power between high and low arousal playing conditions were overall observed to be greater using the strict preprocessing pipeline. In some subjects such as the pianist and the 2nd cellist the threshold between low and high arousal playing conditions based on the light preprocessing pipeline was seen to be relatively small. However, in both subjects a greater difference could be seen between high and low arousal playing conditions in the left parieto-occipital region in the delta- alpha range (4-12Hz) using the light preprocessing method. This implies that the process of determining the detection thresholds for these subjects may benefit from finer tuning functions for each electrode cluster as opposed to the current function which applies adjustments to all 4 electrode clusters equally.

For test C, each of the 3 recording runs consisted of 2 low arousal trials with 1 high arousal trial between them, resulting in 6 low arousal trials and 3 high arousal trials. For consistency, preprocessing and analysis was only performed on the 1st and 2nd trial of each run, ignoring the 3rd trial. EEG signals were preprocessed using the same lighter pipeline as in test B, filtering out only signals exceeding a $100\mu\text{V}$ limit. It was expected that there would be differences between musical instruments used, but since the detection threshold settings remained the same for all three instruments, similarities could also be expected. In tests A and B, relative power was calculated by dividing high and low playing segments with preceding neutral playing segments, however in test C no neutral playing segments were recorded so the average power of the first pair of low and high arousal playing conditions in each run was used as a value representing neutral to calculate the relative power spectrums.

The magnitude of the relative power resembled test B, approximately 4-6 times higher than was found in test A. This was expected, as in both cases the musical material was improvised and similar instruments were used (drums, guitar and electronic instruments). Relative power in test B was calculated based on only a single neutral condition for all subsequent trials, and relative power in test C was calculated based on the average of the first pair of high and low arousal trials. While this methodical difference certainly may influence the resulting plots for test C, some general observations can be made in comparison to tests A and B.

First, in test A a characteristic dip in relative power could be observed in the alpha frequency band (8-12 Hz) similar to the results of the original dataset (Fig. 6), but this was not always the case in tests B and C. In contrast, data from several subjects showed increased relative alpha power, such as in the frontal regions of both cellists in test B using the strict pre-processing pipeline. Using the light preprocessing pipeline, increased alpha could be observed in nearly every brain region of every subject in test B, in contrast with results using the strict preprocessing method, including those from test A and the original data collection.

Only the light preprocessing pipeline was used for the EEG data from test C. Increased relative alpha power could be seen in most frontal and right hemispheric regions, but a dip in alpha could be seen in the left parieto-occipital regions. These differences could be due to the fact that from test B onwards, the written score was no longer presented as the task, but subjects were tasked with improvising or playing from memory instead. Thus the

focus previously devoted to reading and interpreting the score was no longer needed, and more focus could be devoted to imagination and memory.

Second, in test A, a characteristic presence of higher relative beta power (12-30 Hz) in the low arousal condition could not be found in tests B and C. Previously it was speculated that this beta presence may have been related to additional attention required to focus on both the written score and the visual control feedback (blue ball) at the same time in test A. This characteristic is not observable in the results of tests B and C, which seems to be in line with the fact that the written score was not used in these tests, and subjects could focus on the visual control feedback alone.

Third, all the relative power plots calculated for test C show a wide separation between high and low arousal trials in all four electrode cluster locations with the exception of low frequency (delta and theta 0-8 Hz) in the right frontal region while playing the guitar. The difference in relative power between high and low arousal conditions was observed to be much larger than in test B (using the light preprocessing pipeline), which was generally in line with the higher accuracy achieved in test C. This clear separation between high and low arousal conditions was also in line with the finding that no adjustments to detection threshold settings for different instruments were necessary during test C. No immediate similarities could be observed when comparing the plots from the drum kit, the electric guitar and the synthesiser playing in test C with the plots from the drummer, guitarist and electronic musician in test B (light preprocessing pipeline). This may serve to illustrate the range of individual differences in EEG signals which the BCMI system's transformation algorithm was capable of tuning in order to make it work for subjects of various backgrounds playing different music on different instruments.

Discussion

As previously discussed, the subject's experience, the task focus and the instrument type are variables factoring into EEG activations in different individuals. However the task focus remained the same in all three tests- to modulate between expressive intentions while performing in order to control the BCMI output.

Since all EEG signals above the 100 μ V limit are not passed forward, the amount of body movement required to play different musical instrument types is an important factor in determining the detection threshold settings in the BCMI system- the more body movement required, the more the detection thresholds for high arousal playing conditions must be raised to be accurately detected. However, the influence of body movement on the EEG input below 100 μ V is not clear. Typically high arousal playing conditions do require stronger and denser movements, but some subjects demonstrated they were able to play fast passages while maintaining a low arousal expressive intent or slow passages while maintaining a high arousal expressive intent. Those who were able to do so were the 4 subjects who achieved the highest control accuracy when using the BCMI system, all above 80%. This suggests on one hand that some individuals may be more keenly aware of internal processes and are able to make subtle adjustments such as modulating mental arousal or physical tension while playing. Another possibility is that the BCMI system's original detection thresholds calculated from the results of the analytical phase of this work (Table 1) are simply more in tune with some individuals than others.

In my own experience learning to use the BCMI system, there certainly seemed to

be a relationship between body movement and the BCMI's control feedback, but it was not direct or constant. Rather, different instrument types presented different ranges of physical movement within which the BCMI system's output could be controlled with intent. Further, when not playing a musical instrument at all, the feedback output tends to wander. This suggests that body movement or at least motor activity within the brain may play a role in how the EEG signal is interpreted by the BCMI system.

While in the act of performing the runs for test C, I personally observed that the visual output in the form of the DMX light bars were very helpful for learning to control the BCMI system with intent. Since they were placed on the floor in front of me, I could see the hue of the lights clearly even with eyes closed. By simply maintaining awareness of the colour of the light, I no longer needed to keep an eye on the BCMI control monitor with the blue ball and midline. This freed my eyes to attend to other aspects of playing the musical instruments such as the knobs and buttons on the synthesiser and drum machine, or the guitar fretboard. The hue of the lights effectively became my main reference for the BCMI system's interpretation of my expressive intentions, and thus the most useful BCMI output for monitoring and maintaining control. It would seem plausible that in realistic conditions, the BCMI control monitor may not be necessary except at the calibration stage to help determine the initial detection threshold settings. However it is not certain if other individuals would similarly attend to the light hue as effectively - other mapped parameters may be more obvious indications of the BCMI system's interpretation of their expressive intentions to them.

In summary, the process of learning to use the BCMI system while playing different instruments on a concert stage provided first-hand experience useful for better understanding the factors involved in achieving and maintaining active control. While expressive intent and the body movement required to communicate it through performance seems to be closely linked, it was not consistent across different musical instruments with different physical demands. Nevertheless, with limited time and number of trials, it was possible to demonstrate control over the BCMI system's audio/visual feedback with a relatively high degree of accuracy compared to subjects in tests A and B.

3.3 Conclusion

The conclusion of this work includes research outcomes which address the original research questions and current BCMI challenges set forth in the introduction. It also includes a description of the contributions of the proposed design methodology applied to BCMI, the collection of an original EEG dataset, and a projection of future work.

Research outcomes

The research questions set forth in the introduction are repeated here with a description of findings addressing each one.

RQ1: How can EEG signals be used for real-time control over audio/visual parameters during music interaction?

There are various methods by which EEG signals can be used for real-time control over audio/visual parameters during music interaction, and several were explored and described in this work. RQ1 is addressed in the theoretical foundation in chapter 1, with concepts described resourced from the BCMI research literature. Next, several exploratory steps are taken in search of a working BCI method (spectral power and SSVEP classification) for the target application area in chapter 2.1. RQ1 is further addressed through the development of a BCMI system described in subchapter 3.1, in which characteristics of spectral power are mapped to control MIDI, DMX and other multi-modal outputs.

RQ2: Are there local EEG patterns which characterise specific affective intentions during simple piano performance tasks?

Characteristics of local EEG spectral power were found in a dataset of 10 academic pianists collected during performance in frames of a collaborative research project. A data collection protocol in line with the objective to characterise EEG features related to expressive intentions during music performance, as well as a data analysis process was prepared and led by the Department of Biophysics at Vilnius University, Lithuania, and is described in subchapter 2.2.

RQ3: Can a BCMI design accurately detect and map expressive intentions during simple piano performance tasks?

A BCMI system was designed to detect and map expressive intentions during piano performance to audio/visual parameters, and it performed with an average accuracy of 70.80% over 4 subjects. The EEG data results of the original 10 academic pianists were used to program a BCMI system targeting two opposite states: high versus low arousal expressive intentions during performance. Test A described in subchapter 3.2. evaluated the accuracy of the BCMI system when used by a new group of 4 academic pianists repeating the original task of the first 10 pianists while attempting to control visual feedback related to their expressive intentions.

RQ4: Can BCMI control be achieved by different individuals playing different music on different instruments?

Test B described in subchapter 3.2 evaluated the accuracy of the BCMI system when used by a group of 7 expert instrumentalists representing different instrument types. They were tasked with improvising while controlling the BCMI system via visual feedback, and achieved an average accuracy of 74.46% over a total duration of 5 hours 23 minutes and 34 seconds of performance.

RQ5: Can BCMI control be achieved in a realistic environment using common instruments?

Test C described in subchapter 3.2 evaluated the accuracy of the BCMI system when used by a single subject (myself) while performing on drum kit, electric guitar, and synthesiser on the stage of an academic concert hall. The task was to perform original

prepared material while controlling the BCMI system via audio/visual feedback and an average accuracy of 84.22% was achieved over a total duration of 201 seconds.

RQ6: Can a BCMI design provide any novel utilities to an individual engaged in music performance?

From my personal experience testing the BCMI system in several environments, I understood that it provides a novel channel for making expressive cues in relation to musical intentions. Aspects of musical sound like timbre and reverb, as well as aspects of the ambient environment such as the hue of stage lights are normally controlled by more direct means, such as faders and pedal switches. Harnessing the EEG to control these aspects creates a novel situation where they can be seen and heard as directly related to inner processes of the musical performer. These were explored in various combinations before arriving at a setup for test C.

Further, in the course of testing the BCMI system on the concert stage, I observed that mapping the outputs to control the hue of LED light bars and projected visuals were highly effective, where even with eyes closed, one could be receiving real-time feedback. Through the process of learning use the system while actively playing music, one also learns how to manipulate one's own EEG to an extent, which is a novel way of becoming aware of one's own mental states during performance.

Outcomes addressing BCMI challenges

The main objective of this work was to design and evaluate a BCMI system which enables control over audio/visual outputs based on expressive intent during music performance. Through a systematic design process, several solutions were developed for addressing persistent challenges in the BCMI field.

1. Achieving explicit real-time control using a BCMI system has been notoriously difficult across different individuals, timeframes, environments and task types.
2. A lengthy training period is often needed for individuals to learn to use BCMI systems effectively.
3. A BCMI system is intrusive and unreliable in ecologically valid contexts, involving lengthy and delicate setups prone to interference and noise.

The solution to the 1st challenge was found in several parts. First, in the observation phase, the most plausible BCI method was chosen: EEG spectral band power. Next, in the analytical phase, characteristics of local spectral band power from 4 brain regions related to 4 contrasting expressive intentions during a piano-playing task were identified. Following this, in the creative phase, numerical data of these spectral characteristics were programmed to be real-time detection targets in a BCMI system design. Finally, in the testing phase, the BCMI system was evaluated for accuracy of real-time control across different individuals, task types and environments in 3 tests. Subjects from tests A, B and C using the BCMI system achieved an average accuracy of 70.80%, 74.46% and 84.22% respectively.

The solution to the 2nd challenge was also found by putting together several parts. First, in the creative phase, functions were programmed into the BCMI system's

signal transformation component to enable adjustment of the detection thresholds for the 4 contrasting expressive intentions (Fig. 2). Next, in the testing phase these functions were improved to quickly and efficiently tune the detection thresholds for different individuals, task types and environments by monitoring relative spectral power in the ongoing EEG. The subjects involved in the testing phase all spent only 15-30 minutes learning to use the BCMI system before recording commenced.

The solution to the 3rd challenge was similarly found in several parts. First, in the observation phase, a miniature EEG amplifier and electrode cap with dry electrodes (Enobio 32) designed especially for mobility was identified, reducing the time necessary for applying on a user's head to approximately 10-20 minutes. Then, in the testing phase, the BCMI system's accuracy was evaluated in various contexts ranging from most controlled (test A) to most ecologically valid (test C). Due to the amplifier's internally shielded design and the BCMI system's function to filter out signals above 100 μ V, the environmental noise in a music practice room and on a real concert stage was found to be practically negligible.

The final product of this work is a BCMI design that integrates these solutions to achieve a level of accuracy sufficient for active real-time control, that takes under 20 minutes to set up and under 30 minutes to learn to use, and that has been demonstrated to work in ecologically valid contexts. In view of the current state-of-the-art, it is hoped that these outcomes may contribute theoretical and practical knowledge useful to the BCMI research field.

Contributions

One contribution of this work is the proposed systematic design methodology based on the double diamond design process implemented in the course of developing a working BCMI (Fig. 1). The series of logical steps from exploration, to analysis, to development and finally to testing is an approach to BCMI design which can be reproduced and taken further by others regardless of hardware and software types, or the research field leading the work.

The BCMI tools resulting from this work are a product of a design process that borrowed methods from several scientific disciplines for application in the arts. In the hands of a musical artist, these tools may be seen as an extension to ordinary instruments in the context of musical performance. In the hands of a neuroscientist, they may be used to observe neurophysiological processes underpinning different musical tasks. In the hands of an educator, they may be used to teach others how to interact with and intentionally regulate mental states with audio/visual feedback. As found in the results of survey questionnaires, the resulting BCMI tool as it exists in its current form may be plausibly used by performers, researchers or educators for interacting with the EEG during music performance or within specific musical frameworks or task foci.

As computer technology advances and solutions to current technical challenges become more easily accessible, it is likely that certain components of the BCMI system resulting from this work will become obsolete and will need to be replaced. However the functions of its core components are solutions resulting from original work using widely available softwares which are likely to perpetuate or be easily replaceable.

Admittedly the number of subjects for each data collection step in this work was limited, and more testing would be necessary for making quantitative statistical analysis of accuracy measures or learning effects. However, within the resources available for this work,

the core BCMI system was demonstrated to work reliably across individuals, instruments, tasks types, task sequences and environments, and may be potentially expanded upon for investigating, training, or aesthetically utilising the EEG during embodied music interaction contexts.

In the analytical phase, numerical data gained from EEG spectral band power analysis provided the basis for programming the BCMI system's detection targets (Table 1). This original dataset is unique, representing one of only a handful of studies with focus on intentional affective expression during active music performance. In this view, it may continue to be a valuable resource for further investigation into EEG activity related to music performance in systematic musicology or neurology research. Further, this dataset may be analysed using different methods to reveal other potential online classifiers for the 4 contrasting affective targets which may be used for BCMI control mapping in the future.

As previously discussed at the end of the analytical phase, other EEG studies with similar experimental designs have shown that task focus (Dikaya and Skirtach 2015, Sasaki et. al. 2019), individual experience level (Rosen et. al 2020), and situational context (Sasaki et. al. 2019) are variables likely to produce different EEG activations during the act of embodied music interaction. These variables are found at the root of the persistent challenges in the BCMI field, and often result in one of two compromises. One attempts to design a BCMI that works for everyone, and as such often results in a system that enables only a passive, ambiguous level of control. The other attempts to design a BCMI for a specific individual to enable a specific ability, and as such cannot be used by anyone else. Since findings reported in the literature concerning EEG activity related to embodied music interaction were limited for the purposes of this work, it was necessary to collect an original EEG dataset of the relevant activity to use as a basis for BCMI design using widely available hardware and software such that it could be reproduced by others.

Recommendations for future work

This work focused on the solitary performer, and an obvious next step will be to study musical interaction between two performers, or a performer-listener pair. Making two or more synchronous EEG data recordings is known as hyperscanning. Hyperscanning neurofeedback has been used in the past to study and measure interpersonal synchrony between pairs of humans in various contexts from therapy to interactive art. A situation where two people may control BCMI outputs simultaneously is predicted to provide an opportunity to study inter-brain synchronisation during music interaction. In such a scenario, different characteristics in the EEG signal between individuals or musical task types may be more systematically compared and observed than in isolation.

A number of recommendations can be made for those with similar research goals. First, gaining first-hand experience with EEG signal measurement and collection methods is vital for designing experimental protocols that respect methodology from the neuroscience field, and that can begin to be useful for BCMI development. Second, it is crucial to find creative ways to record musical tasks with respect to principles of embodied music interaction, such that they may be relatable and extended to real-world everyday situations. In my personal opinion, validating a BCMI system requires taking it outside the laboratory. Third, BCMI research is inherently interdisciplinary, and is thus inherently limited unless representatives from the fields of neuroscience, computer science, and musicology form a

committed and communicative team. Finally, to those with an aim to use BCMI for artistic purposes, a project will only go as far as any of the involved disciplines are willing to lead it. It cannot be done meaningfully without precision, patience, collaboration and a lot of curiosity. There's much more to the EEG than meets the eye, and it is important to be careful not to be hasty in claiming to have found a stable pattern for BCMI control mapping before making sure it is reliable in different circumstances, individuals and timeframes.

As a concluding thought, the mind is ceaselessly awash with bioelectrical rhythms, and some of these are responsible for the human ability to imagine, create and enjoy music, and to resonate with each other in the shared experience of musical time. BCMI provides a way to dig into some of the mysteries of the human experience of music using methods adopted from neuroscience and design with an ultimate aim to create art. BCI tools for multi-user virtual and augmented reality is already on the horizon, and BCMI may provide a unique platform for developing interactive situations within musical frameworks. BCMI has already served to unlock the ability to create and interact musically for those with disabilities, and this is an area in great need of expansion. While any given BCMI may not enable a healthy person to do something that they could not do manually before, it would certainly enable a person who suffers from reduced motor control. As neuroimaging techniques become leaner and more mobile and as music computing continues to bridge gaps for signal processing and transformation, systematic musicologists may play a part in ensuring that technology serves to better the human experience of music, and that music serves to better human lives.

Atsauces / References

- Agostino, P. V., Peryer, G., & Meck, W. H. (2008). "How music fills our emotions and helps us keep time." *Behavioral and Brain Sciences*, 31, pp. 575-576.
- AlZoubi, O., Calvo, R.A., Stevens, R.H. (2009). "Classification of EEG for Emotion Recognition: An Adaptive Approach" In: *Proc. 22nd Australasian Joint Conf. Artificial Intelligence*, pp. 52-61.
- Bigand, E., Delbé, C., Poulin-Charronnat, B., Leman, M., Tillmann, B. (2014). "Empirical evidence for musical syntax processing? Computer simulations reveal the contribution of auditory short-term memory." *Frontiers in systems neuroscience*, 8, pp. 94.
- Burgess, P. W., Alderman, N., Forbes, C., Costello, A., Coates, L. M.-A., Dawson, D. R., Channon, S. (2006). "The case for the development and use of ecologically valid measures of executive function in experimental and clinical neuropsychology." *Journal of the International Neuropsychological Society*, 12, pp. 194-209.
- Chanel, G., Kronegg, J., Grandjean, D., Pun, T. (2006). "Emotion assessment: Arousal evaluation using EEG's and peripheral physiological signals." In: Günsel, B., Jain, A.K., Tekalp, A.M., Sankur, B. (eds.), *MRCS 2006*. Springer, Heidelberg. LNCS, Vol. 4105, pp. 530-537.
- Chen, J. L., Penhune, V. B., Zatorre, R. J. (2008). "Moving on time brain network for auditory-motor synchronization is modulated by rhythm complexity and musical training." *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20, pp. 226-239.
- Christopher, K.R., Kapur, A., Carnegie, D.A., Grimshaw, G.M. (2014). "A history of emerging paradigms in EEG for music." In: *Proceedings - 40th International Computer Music Conference, Icmc 2014, and 11th Sound and Music Computing Conference, Smc 2014 - Music Technology Meets Philosophy: From Digital Echos to Virtual Ethos*. pp.1142-1148.
- Dikaya, L. A., Skirtach, I. A. (2015). "Neurophysiological correlates of musical creativity: The example of improvisation." *Psychology in Russia: State of the Art*. doi:10.11621/pir.2015.0307. pp. 84-97.
- Gabrielsson, A., Juslin, P. N. (1996). "Emotional Expression in Music Performance Between the Performer's Intention and the Listener's Experience." *Psychology of Music*, 24(1), pp. 68-91.
- Gill, S.P. (2012). "Rhythmic Synchrony and Mediated Interaction: towards a framework of rhythm in embodied interaction". In: *AI&Society* 27.1 Feb 2012. pp.111-128.
- Hamano, T., Rutkowski, T. M., Terasawa, H., Okanoya, K., Furukawa, K. (2013). "Generating an integrated musical expression with a brain-computer interface". In *NIME 2013*, 5 2013. pp. 49-54.
- Horlings, R., Datcu, D., Rothkrantz, L. (2008). "Emotion recognition using brain activity" In: *Proceedings of the 9th International Conference on Computer Systems and Technologies and Workshop for PhD Students in Computing*. ACM, New York.
- Hunt, A., Kirk, R., Wanderley, M. (2000). "Towards a Model for Instrumental Mapping in Expert Musical Interaction". In: *Proceedings- ICMC: International Computer Music Conference, Sep 2000, Berlin, Allemagne*. pp.1-4.
- Jourdain, R. (1997). "Music, the brain, and ecstasy: How music captures our imagination". New York: Harper Collins. pp.377.
- Juslin, P. N. (1997). "Emotional Communication in Music Performance A Functionalist Perspective and Some Data." *Music Perception*, 14, pp. 383-418.

- Keller, P.E., Novembre, G., Hove, M.J. (2014). "Rhythm in joint action: psychological and neurophysiological mechanisms for real-time interpersonal coordination". In: *Phil. Trans. R. Soc. B* 369: 20130394. <http://dx.doi.org/10.1098/rstb.2013.0394>. pp.1-12.
- Khalili, Z., Moradi, M.H. (2008). "Emotion detection using brain and peripheral signals" In: *Cairo International on Biomedical Engineering Conference, CIBEC 2008*, pp. 1–4.
- Khe, T. V. (1977). "Is the pentatonic universal? A few reflections on pentatonism." *The World of Music*, 19, pp. 76-84.
- Krumhansl, C. L. (1997). "An exploratory study of musical emotions and psychophysiology." *Canadian Journal of Experimental Psychology*, 51, pp. 336-353.
- Leman, M. (2008). "Systematic musicology at the crossroads of modern music research". In: Schneider, A. (Ed.), *Systematic and Comparative Musicology: Concepts, Methods, Findings* (pp. 89-115). *Hamburger Jahrbuch für Musikwissenschaft*, Vol.24. Frankfurt am Main: Peter Lang. pp.444.
- Leman, M., Maes, P-J. (2014). "The Role of Embodiment in the Perception of Music". In: *Empirical Musicology Review* Vol.9, No.3-4, 2014. pp.236-246.
- Leman, M., Maes, P-J., Lasaffre, M. (2017). "What is embodied music interaction?" In: M. Lesaffre, P.J. Maes, M. Leman (Eds.), *The Routledge companion to embodied music interaction*. Routledge: Cornwall. pp. 1-10.
- Leman, M., Maes, P. J., Nijs, L., Van Dyck, E. (2018). "What Is Embodied Music Cognition?" In: Bader, R. (eds) *Springer Handbook of Systematic Musicology*. Springer Handbooks. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-55004-5_34. pp. 747-760.
- Leslie, G., Mullen, T.R. (2011). "MoodMixer: EEG-based Collaborative Sonification". In: *Proceedings of the International Conference on New Interfaces for Musical Expression, NIME '11, Oslo, Norway*.
- Maskeliunas, R., Damasevicius, R., Martisius, I., Vasiljevas, M. (2016). "Consumer grade EEG devices: are they usable for control tasks?". In: *PeerJ* 4:e1746. <https://doi.org/10.7717/peerj.1746>. pp.1-27.
- McPherson, M. J., Barrett, F. S., Lopez-Gonzalez, M., Jiradejvong, P., Limb, C. J. (2016). "Emotional Intent Modulates The Neural Substrates Of Creativity: An fMRI Study of Emotionally Targeted Improvisation in Jazz Musicians." *Sci Rep*, 6, 18460. doi:10.1038/srep18460
- McGuiness, A., Overy, K. (2011). "Music, consciousness, and the brain: music as shared experience of an embodied present". In: Clark, D., Clark, E. (Eds.) *Music and Consciousness: philosophical psychological and cultural perspectives* (pp.245-262). Oxford University Press. pp.384.
- Meyer, L. B. (1956). "Emotion and Meaning in Music." Chicago: University of Chicago Press. pp.307.
- Miell, D., MacDonald, R.A.R., Hargreaves, D.J. (Eds.) *Musical communication*. Oxford: Oxford University Press, 2005. pp.433.
- Miranda, E. R. (2006). "Brain-Computer interface for composition and performance". In: *Int J Dis Human Dev* 2006;5(2):00-00. pp. 61-67.
- Miranda, E. R., Brouse, A. (2005). "Toward direct brain-computer musical interfaces". In: *NIME '05 Proceedings of the 2005 conference on New Interfaces for musical expression*. pp. 216-219.
- Miranda, E. R., Castet, J. (Eds.) (2014). *Guide to Brain-Computer Music Interfacing*. Springer-Verlag London. pp.313.

- Molnar-Szakacs, I., Overy, K. (2006). "Music and mirror neurons: from motion to 'e'motion." *Soc Cogn Affect Neurosci*, 1(3). doi:10.1093/scan/nsl029. pp. 235-241.
- Pinho, A. L., de Manzano, O., Fransson, P., Eriksson, H., Ullen, F. (2014). "Connecting to create: expertise in musical improvisation is associated with increased functional connectivity between premotor and prefrontal areas." *J Neurosci*, 34(18). doi:10.1523/JNEUROSCI.4769-13.2014. pp. 6156-6163.
- Pinho, A. L., Ullen, F., Castelo-Branco, M., Fransson, P., de Manzano, O. (2016). "Addressing a Paradox: Dual Strategies for Creative Performance in Introspective and Extrospective Networks." *Cereb Cortex*, 26(7). doi:10.1093/cercor/bhv130. pp. 3052-3063.
- Palaniappan, R. (2014) "Electroencephalogram-based Brain-Computer Interface: An Introduction." In: Miranda, E.R., Castet, J. (Eds.) *Guide to Brain-Computer Music Interfacing* pp.29-41. Springer-Verlag London. pp. 313.
- Pousson, J. E., Voicikas, A., Bernhofs, V., Pipinis, E., Burmistrova, L., Lin, Y. P.; Griškova-Bulanova, I. (2021). "Spectral Characteristics of EEG during Active Emotional Musical Performance." *Sensors* 2021, 21, 7466. <https://doi.org/10.3390/s21227466>
- Rosen, D. S., Oh, Y., Erickson, B., Zhang, F. Q., Kim, Y. E., & Kounios, J. (2020). "Dual-process contributions to creativity in jazz improvisations: An SPM-EEG study". In: *Neuroimage*, 213. doi:ARTN 116632
- Rosenboom, D. (1997). *Extended Musical Interface with the Human Nervous System: Assessment and Prospectus*. Leonardo Monograph Series. International Society for the Arts, Sciences and Technology (ISAST), (1), 1997 Version. pp. 138.
- Rosenboom, D. (2014). "Active imaginative listening - a neuromusical critique". In: *Frontiers in Neuroscience* 8:251. doi: 10.3389/fnins.2014.00251. pp.1-8.
- Russell, J. A. (1980). "A circumplex model of affect" In: *Journal of Personality and Social Psychology*, Vol 39, No. 6. pp. 1161–1178.
- Sasaki, M., Iversen, J., & Callan, D. E. (2019). "Music Improvisation Is Characterized by Increase EEG Spectral Power in Prefrontal and Perceptual Motor Cortical Sources and Can be Reliably Classified From Non-improvisatory Performance." *Front Hum Neurosci*, 13. doi:10.3389/fnhum.2019.00435. pp. 435.
- Sloboda, J. A., Juslin, P. N. (Ed.) (2010). *Handbook of music and emotion: Theory, research, applications*. Oxford: Oxford University Press 2010. pp.975.
- Steinberg, R., Giinther, W., Stiltz, I. (1992). "EEG Mapping during music stimulation." *Psychomusicology*, 11. pp. 159-170.
- Stockmann, D. (1983). "Universals in Aesthetic Valuation of Music?" *The World of Music*, 25, pp. 26-45.
- Tan, D.S., Nijholt, A. (eds.) (2010). "Brain-Computer Interfaces: Applying our Minds to Human-Computer Interaction." *Springer Science & Business Media*, 2010. pp. 277.
- Väljamäe, A., Mealla, S., Bosi, M., Jordà, S. (2011). "Listening to Your Brain: Implicit Interaction in Collaborative Music Performances." *Proceedings of NIME '11*. pp. 149-154.
- Van Zijl, A. G. W., & Sloboda, J. (2010). "Performers' experienced emotions in the construction of expressive musical performance: An exploratory investigation." *Psychology of Music*, 39(2). doi:10.1177/0305735610373563. pp. 196-219.

ISBN 978-9934-547-07-2

© Jachin Edward Pousson, 2023

© Jāzepa Vītola Latvijas Mūzikas akadēmija, 2023