

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Měření a analýza fyziologických signálů

Zde bude zadání práce

Poděkování

Děkuji především vedoucímu bakalářské práce Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za jeho podporu, vstřícnost a odborné rady. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Pavlovi Mautnerovi, Ph.D. za další cenné rady během celé mojí práce.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 23. června 2016

Klára Beránková

Abstrakt

Tato bakalářská práce je zaměřena na analýzu pozornosti řidiče při monotónní jízdě na dálnici v automobilovém simulátoru. Je využívána vizuální stimulace. K analýze mozkové aktivity jsou využívány metody EEG (Elektroencefalografie) a ERP (Kognitivní evokované potenciály) aplikované na skupinu subjektů. Experiment je zaměřen především na sledování P3 komponenty. Cílem práce je určit pomocí zmíněných metod změny v pozornosti řidiče během různých fází experimentu. Měřena a analyzována byla také GSR (Galvanic Skin Response) data, která doplňují EEG/ERP data.

Abstract

This bachelor thesis is focused on analyzing driver's attention during monotonous highway driving in a car simulator. Visual stimuli were used. To analyze brain activity the EEG (Electroencefalografy) and ERP (Event-related Potentials) methods were used and applied to the group of participants. The experiment is focused especially on monitoring the P3 component. The aim of this work is to determine changes in driver's attention during different phases of the experiment using the mentioned methods. GSR (Galvanic Skin Response) data was also measured and analyzed and served as a complement to EEG/ERP data.

Obsah

1	Úvod	1
2	Teoretická část	2
2.1	Elektroencefalografie (EEG)	2
2.1.1	Stručná historie	2
2.1.2	Elektroencefalografie	2
2.1.3	Frekvenční pásma	3
2.1.4	Elektrody	4
2.1.5	Artefakty	5
2.2	Evokované potenciály (ERP)	6
2.2.1	Komponenty	6
2.2.2	Komponenta P3	8
2.3	Pozornost	9
2.4	Elektrodermální aktivita	9
2.5	Podobné experimenty	11
2.5.1	Elektrodermální aktivita na dlani a předloktí během přirozeného spánku	11
2.5.2	Emocionální a psychofyziologické reakce na tempo, mo- dalitu a míru perkuse	11
2.5.3	Monotónnost prostředí v okolí vozovky a únava řidiče: Simulovaná jízda	12
2.5.4	Měření kognitivního rozptýlení při řízení automobilu	12
2.5.5	Účinky hudby na vnímání času a výkonnost při řízení závodní hry	13
2.5.6	Vliv hudby na psychické úsilí a schopnost řízení	14
2.5.7	Závěr	15
3	Realizační část	16
3.1	Návrh experimentu	16
3.1.1	Návrh a úprava scénáře	16
3.1.2	Konečný scénář experimentu	16

3.1.3	Potřebné vybavení	18
3.2	Realizace experimentu	23
3.2.1	Příprava subjektu před měřením	24
3.2.2	Průběh měření	25
3.2.3	Poznatky z experimentu	26
3.3	Zpracování a analýza dat	26
3.3.1	Zpracování a analýza EEG/ERP dat	27
3.3.2	Frekvenční analýza EEG signálu	31
3.3.3	Zpracování a analýza GSR dat	34
3.4	Vyhodnocení dat	36
4	Závěr	43
	Literatura	44
A	Makra	50
A.1	erplab_macro.m	50
A.2	erplab_macro_2.m	51
A.3	grand_avrg.m	52
A.4	fft_macro.m	52
B	Dotazník	54
C	Obsah DVD	55

1 Úvod

Při jízdě automobilem je řidičova pozornost ovlivněna mnoha faktory, zejména psychickým a fyzickým stavem. Řidič také musí během jízdy vnímat mnoho informací, snažit se je včas vyhodnocovat a co nejrychleji na ně reagovat. Snížení pozornosti nebo soustředění pozornosti na příliš mnoho věcí zároveň může mít za následek ohrožení jak řidiče, tak ostatních účastníků silničního provozu.

Cílem práce bylo seznámit se s problematikou elektroencefalografie (EEG), evokovaných potenciálů (ERP) a dalších vybraných fyziologických signálů, které mohou ovlivňovat pozornost během řízení, prostudovat dostupné hardwarové a softwarové prostředky pro získání těchto dat, navrhnout vlastní experiment, aplikovat ho na dostatečný počet subjektů, získaná data vhodnými metodami analyzovat a vyhodnotit výsledky měření. Předpokladem bylo, že působením rušení během jízdy se bude měnit aktuální výše pozornosti řidiče. Ta by se měla projevit změnou latence sledovaných komponent, které jsou vyvolány pomocí vizuálních podnětů (stimulů).

První část práce se zabývá základními teoretickými znalostmi z oblastí EEG, ERP, pozornosti a elektrodermální aktivity. Dále jsou zmíněny některé již dříve provedené související experimenty. V druhé části je popsán návrh vlastního experimentu včetně realizace a řešených problémů, využití hardwarové a softwarové vybavení laboratoře, zpracování a analýza dat a konečné vyhodnocení získaných dat.

2 Teoretická část

2.1 Elektroencefalografie (EEG)

2.1.1 Stručná historie

Elektrická aktivita mozku (Elektroencefalogram - EEG) byla objevena v roce 1875 britským fyziologem Richardem Catonem. V následujících letech bylo zkoumáno EEG mnoha vědci. Záznamy se zpočátku pořizovaly pouze u zvířat. První zpráva o EEG záznamu změřeného u člověka byla vydána v roce 1929 Hansem Bergerem. Jeho práce nebyla nejprve široce uznávána, dokud Adrian a Mathews v roce 1934 opakovaným měřením neukázali, že EEG signály nejsou způsobeny mrkáním nebo pohyby svalů. [1, str.1-2] [2, str.19]

2.1.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie je neurofyziologická diagnostická metoda snímající elektrickou aktivitu mozku. Elektrická aktivita v mozku vzniká komunikací neuronů a je snímána pomocí povrchových elektrod. Pořízení a zpracování EEG záznamu tímto způsobem je levné a neinvazivní. V důsledku toho je ale elektrický signál, narozdíl od invazivních metod, při kterých jsou elektrody vloženy do konkrétní části mozku, zeslaben průchodem přes lebku a okolní tkáň. Měřené napětí je tak pouze v řádu mikrovoltů. [3] [4]

Záznam tohoto signálu je nazýván encefalogram. Jedna z možností při využití elektrod k snímání signálu je umístění každé elektrody zvlášť na konkrétní místo skalpu. Jednodušší metoda je využití čepice, na které jsou elektrody našity a která je subjektu nasazena na hlavu. Nutné je použití vodivého gelu v prostoru mezi elektrodou a povrchem hlavy, aby se co nejvíce zvýšila vodivost mezi nimi. [3] [4]

Snímané elektrické potenciály mají velmi nízkou amplitudu, kterou je nejprve potřeba zesílit pomocí zesilovače. Poté se záznam může dále zpracovat. EEG je důležitou vyšetřovací metodou pro nemoci jako je epilepsie, mozkové nádory, poruchy spánku, psychické poruchy a další.

2.1.3 Frekvenční pásma

Mozkové vlny jsou výsledkem rytmických elektrických impulzů, které vznikají komunikací mezi obrovským množstvím neuronů. Jsou rozděleny do pásem podle jejich funkce. Jednotlivá pásma se liší amplitudou, lokalizací na povrchu lebky a spojením s fyziologickým stavem (spánek, relaxace, soustředění a další). Rozlišujeme čtyři základní frekvenční pásma. [5] [3]

Delta

Jsou charakterizovány frekvencí 0.5-3Hz. Vlny delta jsou typické pro hlubokou meditaci a NREM spánek. V této fázi dochází k hluboké regeneraci. Objevují se při bezesném spánku. [5]

Theta

Pro tyto vlny jsou charakteristické frekvence 3-8Hz. Vyskytují se nejčastěji během spánku. Jsou spojovány se vzpomínkami, představivostí, sny a dochází při nich k vyplouvání informací zasunutých v podvědomí. [5]

Alfa

Jsou charakterizovány frekvencí 8-12Hz. Tyto vlny převažují v relaxačním stavu. Objevují se ve chvílích, ve kterých se člověk nachází v klidném stavu těsně před usnutím. Potlačí se otevřením očí nebo zvýšením pozornosti. [5]

Beta

Jsou pro ně charakteristické frekvence 12-38Hz. Je pro ně typický bdělý stav. Tato aktivita je přítomna při rozhodování, řešení problémů, pozornosti, ostřížitosti, soustředění na vnější podněty, analytickém myšlení. Zpracovávání informací na této vysoké frekvenční úrovni je pro mozek energeticky náročné. [5]

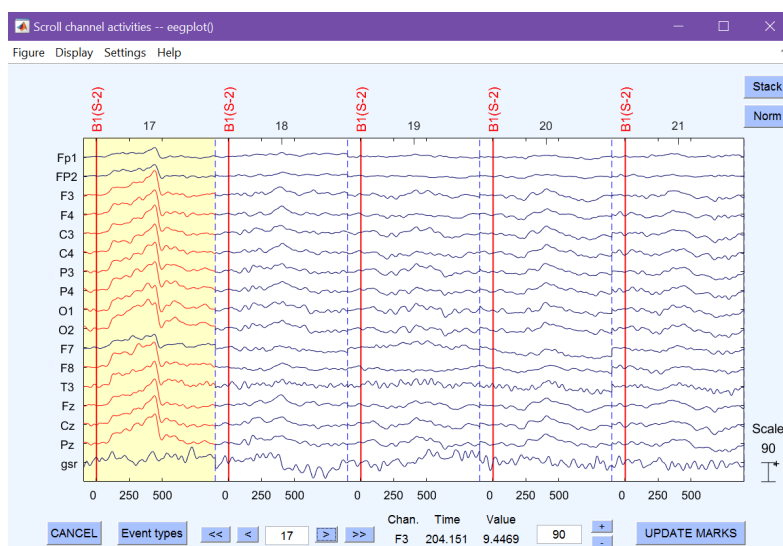
Čísla označují hemisféru [7]:

- Lichá čísla se využívají pro označení levé hemisféry
- Sudá čísla se využívají pro označení pravé hemisféry

2.1.5 Artefakty

Naměřené EEG signály mají velmi nízkou amplitudu a z toho důvodu může velice snadno dojít k rušení. Toto rušení, jež nazýváme artefakty, nemá souvislost s činností mozku. Artefakty nám zkreslují výsledný signál a ztěžují následnou analýzu, proto se snažíme experiment koncipovat tak, abychom co nejlépe předcházeli jejich vzniku. Přesto se však nedá rušení zcela zabránit a artefakty musejí být identifikovány a odstraněny. Na naměřená data jsou použity různé filtry, kterými se snažíme artefakty odstranit. Existují dvě základní skupiny artefaktů. Mohou být buď původu biologického, nebo fyzikálního (technického). [8, kap.4]

Nejčastějšími artefakty biologického původu jsou mrkání subjektu, pohyby svalů, pohyby očí, artefakty způsobené srdeční činností a pocení. Dají se částečně omezit, ale nemůžeme jim zcela předejít. Na obrázku 2.2 můžeme vidět ukázkou artefaktu v EEG záznamu.



Obrázek 2.2: Segment EEG záznamu obsahující artefakt.

Artefakty technického původu vznikají především při experimentu prováděném v špatně odstíněné laboratoři. Toto rušení může vzniknout od okolních přístrojů (síťový kmitočet 50Hz), zvonění mobilního telefonu, vypnutí/zapnutí osvětlení, klimatizace apod. Ve většině případů jsme schopni toto rušení omezit, nebo mu zcela zabránit.

2.2 Evokované potenciály (ERP)

Evokované potenciály (ERP) jsou nervové odezvy vyvolané různými podněty. Tyto podněty se nazývají stimuly a mohou být rozděleny do několika kategorií [9, kap. 6.3]:

- Vizualní
- Sluchové
- Somatosenzorické
- Motorické

Pro experiment popsaný v této práci jsou využity stimuly vizuální. Vizuální stimulace může být vyvolána například pomocí světelných panelů. Do EEG záznamu jsou při měření posílány časové značky, tzv. markery, které označují výskyt stimulu. Evokované potenciály se získávají z EEG záznamu pomocí průměrování. Díky časovým značkám v záznamu víme přesně, kdy se jaký stimul objevil, a můžeme podle nich záznam rozdělit (segmentovat) na části. Zprůměrováním vzniklých segmentů dostaneme dále zpracovatelná data. Ve zprůměrovaném záznamu pak hledáme přítomnost vybraných komponent (odpovědí na stimuly) a sledujeme jejich latenci.

2.2.1 Komponenty

Tato kapitola čerpá z [8, kap. 1]. Výsledné zprůměrované evokované potenciály se skládají z několika pozitivních a negativních napětových odchylek. Tyto odchylky nazýváme vrcholy, vlny nebo komponenty. Je identifikováno několik různých komponent viz obr. 2.3. Písmeno P v názvu komponenty označuje pozitivně-orientovaný vrchol a písmeno N negativně orientovaný

(podle zvyklostí bývají negativní hodnoty zobrazovány nad osou x). Následující číslo udává pozici vrcholu od výskytu stimulu. Komponenty jsou také někdy označovány číslem, které udává jejich očekávaný čas výskytu v milisekundách od vyvolaného stimulu (např. komponenta P300). V této práci pro nás bude nejvýznamnější komponenta P3. Pro přehled je uveden stručný popis ostatních hlavních komponent:

C1

Objevuje se přibližně 40-60ms po stimulu a svého vrcholu nabývá v čase 80-100ms po stimulu. Komponenta C1 není označena typickým způsobem, protože její polarita může kolísat. Řadí se do kategorie vizuálních komponent. Pro stimuly nacházející se v dolní části zorného pole je tato vlna pozitivní a pro stimuly nacházející se v horní části zorného pole je negativní.

P1

Objevuje se přibližně 60-90ms po stimulu a svého vrcholu nabývá v čase 100-130ms po stimulu. Může se překrývat s komponentou C1. Opět se řadí do kategorie vizuálních komponent a je velmi citlivá na vlastnosti stimulu a psychický stav subjektu.

N1

Skládá se z několika podkomponent. První podkomponenta dosahuje svého vrcholu přibližně 100-150ms po stimulu. Další podkomponenty dosahují vrcholu asi 150-200ms po stimulu. Jedna z podkomponent N1 vlny vykazuje při vizuální stimulaci zvýšenou amplitudu, pokud subjekt podstupuje úlohu založenou na rozlišování oproti úloze čistě pozorovací.

P2

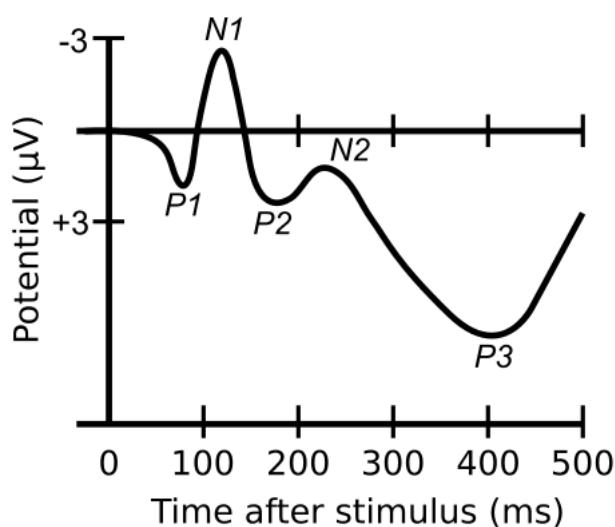
Tato komponenta má vyšší amplitudu, pokud je zapojen *target*¹ stimul s méně častým výskytem. Touto vlastností je podobná vlně P3. Může být překrývána

¹Označení stimulu s méně častým výskytem.

vlnami N1, N2, P3, a tím pádem hůře odlišitelná.

N2

Je vyvolána opakujícím se *non-target*² stimulem při sluchové nebo vizuální stimulaci. Amplituda je vyšší při výskytu *rare*³ stimulu.



Obrázek 2.3: Ukázka ERP komponent (Převzato z [10]).

2.2.2 Komponenta P3

Komponenta P3 bývá rozdělena na podkomponenty P3a a P3b. Její označení udává, že se jedná o třetí pozitivně-orientovanou vlnu. Komponentou P3 je v mnoha případech myšlena podkomponenta P3b. Objevuje se jako reakce na neočekávaný nebo neobvyklý sluchový či vizuální stimul. Typická vlastnost P3 vlny je její citlivost na pravděpodobnost *target* stimulu. Pokud je pravděpodobnost výskytu *target* stimulu snižována, amplituda vlny se zvýší. Nicméně nezáleží jen na celkové pravděpodobnosti výskytu, ale i na pravděpodobnosti lokální. Čím více *non-target* stimulů předchází *target* stimulu, tím je vyvolána vyšší vlna. Amplituda je také ovlivněna mírou úsilí,

²Označení stimulu s častým výskytem.

³Označení stimulu s vzácným výskytem.

kteřé je úloze věnováno. Díky této vlastnosti můžeme ovlivnit amplitudu P3 vlny zvýšením náročnosti úlohy, ovšem subjekt musí být s úlohou dostatečně seznámen a musí být schopen úlohu úspěšně provádět, jinak dojde naopak ke snížení vlny. [8, kap. 1]

2.3 Pozornost

Pozornost je schopnost zaměřit naše vědomí na určitou činnost nebo objekt. Dělí se na pozornost úmyslnou, při které se záměrně snažíme pozornost soustředit určitým směrem. Dále na pozornost bezděčnou, která je vyvolána automatickou reakcí. Bezděčná neboli spontánní pozornost nám umožňuje automatické zaměření se na potenciálně důležité. Posledním druhem pozornosti je tzv. protivolní pozornost, jež je založena na vynucování pozornosti okolními vlivy. Pozornost řidiče během jízdy je ovlivněna mnoha faktory. Jednak jeho psychickým a fyzickým stavem, jednak může být snadno rozptýlena podněty z okolního světa, což může vyústit v ohrožení bezpečnosti jeho a jeho okolí. Pro bezpečnost jízdy musí řidič pozornost koncentrovat správným směrem a včas reagovat na nečekané situace. [11, kap. 2] [12, kap. 8.4]

2.4 Elektrodermální aktivita

Elektrodermální aktivita (EDA), označovaná také jako vodivost kůže (SC), nebo *Galvanic skin response* (GSR), je jedním z nejcitlivějších ukazatelů celkového emocionálního vzrušení u člověka. Měření elektrodermální aktivity, a tedy vodivosti kůže, je v jednoduchosti založeno na primitivní reakci organismu – pokud tělo vnímá hrozbu, připravuje se na zvýšené vypětí potřebné na vyrovnání se s touto hrozbou preventivním ochlazováním. Jinými slovy – zvýšením množství vylučovaného potu. Toto množství, jež se liší v různých částech těla (nejvíce se projevuje na dlaních a chodidlech), reguluje právě elektrodermální aktivita v závislosti na intenzitě stimulu a jeho vlivu na emocionální soustavu subjektu. Nárůst vzrušení a tím následně zvýšení vodivosti kůže mohou způsobit jak pozitivní, tak negativní emoce a tyto změny nemůžeme vědomě ovlivnit. Jsou vyvolány autonomně souhrou procesů řídicími lidské chování, kognitivní a emoční stavy na úrovni podvědomí a tudíž nabízejí přímý vhled do autonomního a samoregulačního fungování

emocionálního ústrojí člověka. [13] [14] [15] [16]

Elektrodermální reakce (EDRs) jsou pak změny elektrických vlastností kůže způsobené interakcí mezi okolními událostmi a psychickým stavem subjektu. Lidská kůže je dobrým vodičem elektřiny a v momentě, kdy se do ní dostane slabý elektrický proud, můžeme změřit změny tohoto signálu. Proměnná, která může být tímto způsobem měřena, je buď odpor, nebo vodivost kůže. Pro získání celkového obrazu o elektrodermální aktivitě je třeba se u měření signálu věnovat dvěma základními komponentám; *tonic* a *phasic*. [13] [14] [15] [16]:

Tonic

Tato složka signálu je ukazatelem základní úrovně vodivosti kůže a není ovlivněna konkrétními okolními událostmi. Je obecně označována jako *Skin conductance level* (SCL). U každého člověka se SCL liší - typická úroveň *tonic* složky se pohybuje v rozmezí od 10 do 50 μS . SCL kolísá v čase v závislosti na psychickém stavu a autonomním nervovém systému jedince. Hodnoty této komponenty vzrůstají v očekávání výkonu nějakého úkolu a při jeho plnění.

Phasic

Tato složka signálu indikuje změny ve vodivosti kůže v závislosti na událostech (stimulech). Sluchové, zrakové a další stimuly vyvolávají změny vodivosti kůže v čase. Jsou obecně nazývány *Skin Conductance Responses* (SCRs). Změny *phasic* aktivity mohou být identifikovány v záznamu pouhým okem. Tyto změny jsou charakteristické rychlým nárůstem a pomalým návratem do původní úrovně. Pokud jsou zkoumány GSR signály jako odpovědi na senzorické (sluchové, vizuální) stimuly, je vyhodnocována latence a amplituda vln, které se objeví jako reakce po stimulu. Toto je označováno jako *Event-Related Skin Conductance Response* (ER-SCR). Změny GSR mohou být také zkoumány v rámci delšího časového intervalu, např. při sledování videa. V takovém případě mluvíme o *Non-stimulus-locked Skin Conductance Responses* (NS-SCR). NS-SCR je analyzováno jako počet vrcholů (příp. latencí mezi vrcholy) v rámci delšího časového úseku. Výsledek analýzy vypovídá o celkovém emocionálním vybuzení subjektu.

2.5 Podobné experimenty

2.5.1 Elektrodermální aktivita na dlani a předloktí během přirozeného spánku

Práce se zabývala rozdíly v měření elektrodermální aktivity na dlani a na předloktí během spánku. Využíváno bylo suchých elektrod uvnitř pružného pásu, který umožňoval pohodlné měření vodivosti kůže, teploty kůže a pohybu. Měření probíhala mimo laboratoř.

Dospělá žena nosila po dobu 120 nocí na předloktí senzor pro měření elektrodermální aktivity. Po 62 z těchto nocí bylo využíváno také senzoru na dlani. Subjekt si každý den před spaním nasadil pás s elektrodami a po probuzení ho opět sundal. V 50 případech z 62 nocí byla vodivost kůže měřená na dlani nižší než na vnitřním zápěstí. Ve zbývajících 12 nocích dosahovala vodivost kůže na povrchu dlaně vyšší amplitudy než vodivost měřena na zápěstí.

Ve většině případů bylo ukázáno, že elektrodermální aktivita na vnitřním předloktí byla pro tento subjekt vyšší než na povrchu dlaně. Elektrodermální aktivita na zápěstí vykazovala charakteristické vysokofrekvenční „bouře“ typicky se opakující po 60 až 90 minutách. Tyto „bouře“ měly tendenci trvat delší dobu a mít výraznější vrchol na zápěstí než na dlani. [17]

2.5.2 Emocionální a psychofyziologické reakce na tempo, modalitu a míru perkuse

Tato práce zkoumá vliv hudebních charakteristik jako je tempo, modalita a míra perkuse na lidské emoce. Vychází z předpokladu, že lidé často poslouchají muziku, aby ovlivnili svůj emocionální stav.

Za účelem získat výsledky, jež budou odrážet situace skutečného světa, bylo třeba zasadit studii do prostředí, v němž se člověk běžně pohybuje. Celkem 32 účastníků poslouchalo 16 popových a 16 rockových skladeb, zatímco se věnovali kancelářským úkolům. Sami účastníci si pro sebe zaznamenávali změny v zažívaném emocionálním vzrušení a napětí a spektrum emocí (od smutku k radosti), jež ve skladbě vnímali. Během toho byla měřena jejich vodivost kůže a kardiovaskulární reakce.

Bylo zjištěno, že zvýšení tempa vedlo ke zvýšení zaznamenaného emocionálního vzrušení a napětí a ke snížení proměnlivosti tepové frekvence (HRV). Více vzrušení bylo zaznamenáno během skladeb v nižších tóninách. Ampli-

tuda a frekvence elektrodermální aktivity se zvýšila se zvýšením míry perkuse. Fyziologické reakce odhalily vzory, které by nemusely být zjištěny pomocí zaznamenávání pocíťovaných změn samotnými účastníky experimentu. Vyvolávané efekty naznačují, že hudební charakteristiky ovlivňují proměňování emocí.

Hudební charakteristiky jako je tempo, modalita a míra perkuse skutečně ovlivňují naše emoce a mohou být následně užity k jejich směřování. [18]

2.5.3 Monotónnost prostředí v okolí vozovky a únava řidiče: Simulovaná jízda

Tato práce je zaměřena na únavu řidiče během monotónní jízdy po dálnici, která může být příčinou mnoha dopravních nehod. Při experimentu byl využíván automobilový simulátor s vizuální stimulací v podobě promítané vozovky. Měření se účastnilo 56 osob. Experiment byl rozdělen do dvou fází. V první fázi subjekt řídil automobilový simulátor po dobu čtyřiceti minut po monotónní vozovce. V druhé fázi, která trvala také čtyřicet minut, byly do okolí vozovky přidány různé vizuální prvky pro narušení monotonie, ovšem bez změny vozovky samotné. Dále byla měření za těchto dvou podmínek porovnána, aby bylo možné rozhodnout, zda narušení monotónnosti může pomoci zmírnit únavu řidiče. Výsledky ukazují, že při jízdě na monotónní vozovce dochází k větším úbytkům bdělosti a následné únavě. [19]

2.5.4 Měření kognitivního rozptýlení při řízení automobilu

Cílem tohoto výzkumu bylo ustavit systematický rámec pro měření a porozumění kognitivním rozptýlením během řízení motorového vozidla. V tomto textu popisujeme tři experimenty navržené tak, aby mohli sloužit systematickému měření kognitivního rozptýlení.

První experiment sloužil jako kontrolní měření, při kterém účastníci vykonávali osm různých úkolů bez současného ovládání motorového vozidla. Ve druhém experimentu účastníci prováděli stejných osm úkolů, zatímco řídili výsoce věrný autosimulátor. Ve třetím experimentu účastníci vykonávali těchto osm úkolů, zatímco řídili upravené vozidlo v obydlené části města.

V každém experimentu tyto úkoly obsahovaly 1) řízení vozidla jako takového (s žádným souběžným úkolem) , 2) souběžné poslouchání rádia, 3) souběžné

poslouchání knihy nahrané na kazetě, 4) souběžnou konverzací s pasažérem usazeným na místě spolujezdce, 5) souběžnou telefonní konverzací s přístrojem v ruce, 6) souběžnou telefonní konverzací s použitím *hands-free*, 7) souběžnou interakcí se *speech-to-text* systémem převádějícím mluvenou řeč do e-mailové zprávy.

Každý úkol dovolil řidiči nebo řidičce udržet oči před sebou na silnici, a s výjimkou souběžného telefonování s držením přístroje, i ruce na volantu, takže jakákoliv zhoršení řízení musela vycházet z kognitivních zdrojů souvisejících s odváděním pozornosti od základního úkolu (řízení motorového vozidla).

Podle zjištěných dat nebyly některé aktivity, jako poslouchání rádia nebo knihy na kazetě, příliš rušivé. Jiné aktivity, jako byla konverzace se spolujezdcem nebo telefonování, ať už s mobilem v ruce nebo přes *hands-free*, byly spojovány s významnějším navýšením kognitivního rozptýlení. A nakonec aktivity, jako je používání *speech-to-text* systému k posílání emailu, produkovaly relativně vysokou úroveň kognitivního rozptýlení. Naměřená data naznačují, že poptávka po systémech založených na hlasových interakcích, může mít nezáměrně následky, které nepříznivě ovlivňují bezpečnost dopravy. [20]

2.5.5 Účinky hudby na vnímání času a výkonnost při řízení závodní hry

Tato práce navazuje na zavedené a vzrůstající výzkumy přinášející důkazy, že hudba je schopna ovlivňovat chování na různých úrovních. Jednou z oblastí zájmu je monitorování „vnitřního časového mechanismu“ pomocí prvků jako je tempo, zalíbení, vnímaný emocionální charakter hudby a každodenní souvislosti, jež si spojujeme s posloucháním hudby a považujeme je za důležité. Tato studie porovnává účinky hudby zvolené samotným účastníkem a hudby zvolené výzkumníkem (rychlá a pomalá) na skutečný a vnímaný výkon při hraní závodní hry.

Sedmdesát účastníků dokončilo tři kola v závodní hře při aplikování sedmi zvukových podmínek: ticho; pouze zvuky auta; zvuky auta společně se zvolenou hudbou a zvuky auta s hudbou zvolenou výzkumníkem. Poslední čtyři podmínky zahrnovaly různou míru intenzity a energie v hudbě (vysoká a nízká), měřenou v úderech srdce za minutu (BPM). Při experimentu byly měřeny hodnoty jednak týkající se výkonu účastníka (čas, přesnost, rychlost a zpětná reflexe těchto hodnot) a jednak hodnoty týkající se zkušenosti podstoupeného testování (vnímané rozptýlení, zalíbení v hudbě, vhodnost skladby a celkové potěšení). Vystavení účastníka hudbě, kterou si sám zvolil, vyústilo v jeho přecenění uběhnutého času, k nepřesnostem, ale naopak se zvýšil zážitek

z jízdy. Naopak, pokud byl subjekt vystaven hudbě zvolené výzkumníkem, byly naměřeny nejhorší výsledky ve výkonu i zážitku. Vysoce intenzivní hudba zvolené výzkumníkem, navíc s rychlejším tempem, vyústila v rychlejší výkon (lepší čas) a zvýšení nepřesnosti, ale neovlivnila zážitek.

Práce závěrem tvrdí, že vlastní významy a subjektivní asociace účastníků spojené s hudbou, jež si zvolili, byly důsledkem zvýšeného zapojení se do aktivity, a převážily neblahé účinky připisované neznámé, méně oblíbené (nebo neoblíbené) a méně vhodné hudbě zvolené výzkumníkem. [21]

2.5.6 Vliv hudby na psychické úsilí a schopnost řízení

Tato studie zkoumá vliv hlasité hudby na schopnost řídit automobil a její případný vliv na vynaložené psychické úsilí⁴ při provádění tohoto úkolu. Experimentu se účastnilo 69 dobrovolníků, jejichž úkolem bylo řízení automobilového simulátoru s poslechem a bez poslechu hudby. Za účelem otestovat, zda by měla hudba stejné účinky na výkon řidiče v různých situacích, manipulovali výzkumníci se simulovaným dopravním prostředím tak, aby subjekt musel řešit jak komplexní, tak monotónní (jednoduché) situace.

Výsledkem experimentu bylo zjištění, že poslouchání hudby během řízení zvýšilo psychické úsilí bez ohledu na to, zda situace, které musel řidič řešit, byly monotónní nebo komplexní, což podpořilo obecný předpoklad studie, že hudba může být rozptylujícím zvukovým stimulem během řízení. Nicméně řidiči, kteří během jízdy poslouchali hudbu, si vedli stejně jako řidiči, kteří ji neposlouchali, což naznačuje, že hudba nenarušila jejich schopnosti řídit automobil.

Fakt, že poslouchání hudby během řízení zvyšovalo psychické úsilí, odhalil, že regulováním psychického úsilí se řidiči snažili vyrovnat s požadavky, které na ně úkol kladl. Zdá se, že změny v psychickém úsilí mohou odrážet účinky poslechu hudby na řízení automobilu v situacích, které vyžadují soustavnou pozornost.

Práce nakonec navrhuje, aby do studie byly zahrnuty další proměnné, jako je celkové emocionální vybuzení organismu nebo nuda, jež by mohly mít vliv na zvolený experiment, což by mělo vést k dalšímu odhalení podstaty vlivu hudby na řízení automobilu. [22]

⁴Psychické úsilí (mental effort) je množství kognitivních zdrojů, které musí být v mozku přiděleny k vyřešení nějakého úkolu.

2.5.7 Závěr

S ohledem na výše zmíněné experimenty předpokládám, že hudba a její konkrétní charakteristiky mohou ovlivňovat celkový emocionální stav člověka, výši psychického úsilí, výkonnost při řízení (čas zjetého kola závodní hry a míru nepřesnosti) a také míru pozornosti při řízení. Tyto experimenty sloužily jako podklad pro návrh experimentu popsaného v této práci.

3 Realizační část

3.1 Návrh experimentu

V této kapitole je popsáno, jak postupně vznikal konečný scénář experimentu, jaké úpravy byly provedeny na základě testovacích měření a veškeré vybavení potřebné k jeho uskutečnění. Základem scénáře byla monotónní jízda po dálnici v automobilovém simulátoru za současného využití vizuální stimulace a rušení v podobě poslechu hudby s rychlým tempem a hudby s pomalým tempem. Hlavním cílem experimentu bylo zjišťování změn v latenci P3 komponenty za těchto dvou podmínek.

3.1.1 Návrh a úprava scénáře

Prvotní návrh scénáře stanovil, že subjekt podstoupí dvě měření v automobilovém simulátoru. V první části, která potrvá 15 minut, absolvuje monotónní jízdu po dálnici při poslechu pomalé, klidné hudby, která bude sloužit jako rušení. Také bude muset sledovat světelné panely a adekvátně reagovat na tři různé barvy, jež se mohou na panelech rozsvítit. Na rozsvícení žluté barvy nebude subjekt nijak reagovat, při zelené barvě sešlápne pedál a u červené barvy si bude pamatovat, kolikrát se za jízdu objevila.

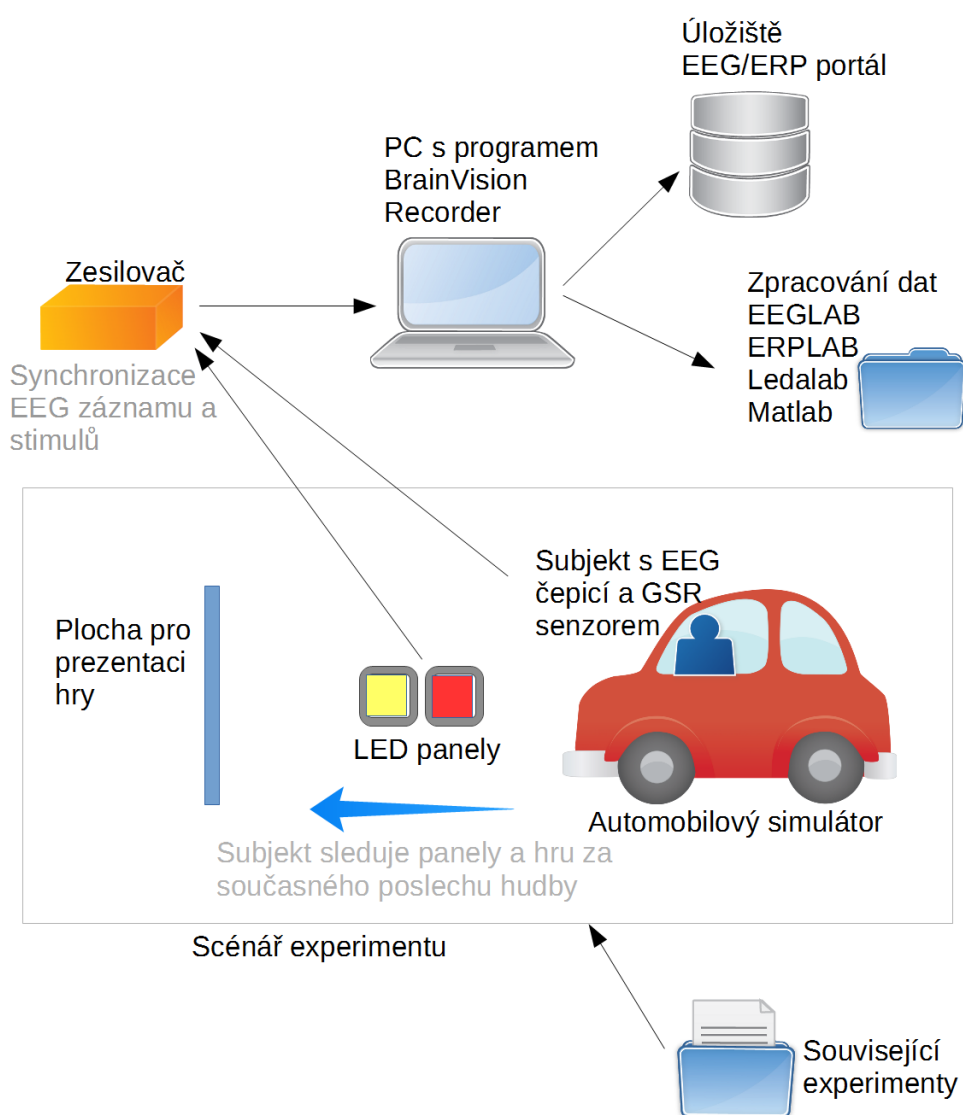
Druhá část měření bude také trvat 15 minut a bude probíhat stejně jako část první až na to, že mu bude puštěna rychlejší hudba. Zároveň bude využíván dýchací pás pro zjištění rozdílů v dechové frekvenci mezi měřeními v různých podmínkách.

Využití pedálu jako reakce na rozsvícení zelené barvy na světelném panelu se v průběhu zpracování scénáře ukázalo technicky nerealizovatelné. Při prvních testovacích měřeních se také ukázalo, že subjekt je značně pohybově omezen při využívání dýchacího pásu, proto byl také ze scénáře vyřazen. Scénář byl následně upraven do jeho konečné podoby.

3.1.2 Konečný scénář experimentu

Subjekt podstoupí měření v automobilovém simulátoru, kde bude udržovat rychlost 100km/h při monotónní jízdě na dálnici. Během jízdy budou zazna-

menávána EEG data subjektu. Jízda začíná v pravém jízdním pruhu. Měření se bude skládat ze šesti částí. Každá část trvá čtyři minuty. Po prvních třech částech bude vždy pěti minutová pauza, aby si subjekt mohl odpočinout. Předpokladem je, že působením rušení během jízdy se bude měnit aktuální výše pozornosti řidiče. Ta se projeví změnou latence sledovaných komponent, které jsou vyvolány pomocí vizuálních podnětů (stimulů). Souběžně s EEG/ERP bude měřeno také GSR (změna vodivosti kůže). Na obrázku 3.1 je znázorněn průběh celého experimentu.



Obrázek 3.1: Průběh experimentu.

Vizuální stimulace

Každá část měření bude koncipována stejným způsobem. Subjekt bude mít na předním skle simulátoru dva světelné panely. Bližší panel vzhledem k řidiči bude blikat červeně (*target* stimul), druhý panel, ten vzdálenější, bude blikat žlutě (*non-target*). Pravděpodobnost výskytu červeného bliknutí je vůči žlutému v poměru 15:85. Oba panely jsou umístěny vedle sebe na vnější straně čelního skla simulátoru v místech, kde jsou pro řidiče dobře viditelné a zároveň ho neomezují ve výhledu. Na žlutou barvu nebude subjekt nijak reagovat. Při bliknutí červené barvy si bude pamatovat počet bliknutí a na každé páté přejede do druhého jízdního pruhu, ve kterém zůstane, dokud se znovu pětikrát nerozsvítí červená (důležité pro soustředění subjektu na vizuální podnět).

Rušení

Do experimentu byly vybrány dva druhy hudby jako akustické rušení. Při první, třetí a páté části měření bude subjekt poslouchat relaxační skladby s pomalým tempem od skladatele Mika Rowlanda (*new age*¹). Při druhé, čtvrté a šesté části hudbu s rychlejším tempem od skupiny Within Temptation (*symphonic metal*²). Skladby se během trvání jednoho měření neopakují, ale v rámci jednoho druhu hudby (žánru) byly od daného interpreta vybrány co nejpodobnější skladby. K jejich přehrávání byly využity dva reproduktory vložené do zadní (vnitřní) části simulátoru.

3.1.3 Potřebné vybavení

Pro realizaci experimentu byla využívána laboratoř na Katedře informatiky a výpočetní techniky Západočeské univerzity v Plzni. V této laboratoři bylo už dříve provedeno několik podobných experimentů, proto je pro ně dobře vybavena. Pro návrh experimentu bylo nutné se nejdříve seznámit s dostupným vybavením a možnostmi laboratoře.

¹Hudební styl, jehož výrazná část je instrumentální či elektronická. Obvyklé je použití syntetizátorů, elektrických kláves, akustické kytary. Více na: <[https://cs.wikipedia.org/wiki/New_Age_\(hudba\)](https://cs.wikipedia.org/wiki/New_Age_(hudba))>

²Hudební styl, který vychází z metalových stylů, obohacený o nástroje a hlasy používané ve vážné hudbě. Více na: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Symphonick%C3%BD_metal>

Automobilový simulátor

Automobilový simulátor je tvořen přední částí vozu Škoda Octavia se zabudovaným herním volantem G27 Racing Wheel od firmy Logitech viz obr. 3.2. Do zadní části simulátoru byly vloženy dva reproduktory.



Obrázek 3.2: Automobilový simulátor Škoda Octavia.

Projektor

Promítá spuštěnou hru *World Racing 2* na zeď před automobilový simulátor.

Reproduktory

V automobilovém simulátoru jsou za sedadly umístěny dva reproduktory značky Logitech, jež v tomto experimentu slouží k přehrávání hudby během řízení.

Zesilovač V-Amp

S tímto zařízením se dá zaznamenat 16 EEG kanálů a je možné připojit další 2 senzory viz obr. 3.3. K počítači je připojen a napájen přes USB kabel. K zesilovači byla také připojena EEG čepice a GSR modul.



Obrázek 3.3: Zesilovač V-Amp.

GSR modul

Modul pro snímání GSR signálu viz obr. 3.4.



Obrázek 3.4: GSR Modul.

Světelné panely

Pro experiment byly použity dva světelné LED panely. Na prvním (*target*) byla nastavena červená barva světla a pravděpodobnost výskytu 15%. Na druhém (*non-target*) byla nastavena žlutá barva světla a pravděpodobnost výskytu 85%.

Počítač s hrou World Racing 2

Za automobilovým simulátorem se nachází počítač, na kterém je během měření spuštěna hra *World Racing 2* viz obr. 3.5. Ve hře je na předpřipravené mapě „dálnice2“ vypnutý veškerý provoz. Se zapnutým provozem se hra hůře ovládá, vzniká velké množství artefaktů a subjekt by se musel současně soustředit na nezvládnutelné množství podnětů.



Obrázek 3.5: Počítačová hra *World Racing 2*.

Počítač se softwarem BrainVision Recorder

BrainVision Recorder je software pro záznam a ukládání signálu snímaného z EEG čepice a dalších senzorů.

Počítač se softwarem BrainVision Analyzer

BrainVision Analyzer 2.0.1 je software pro zpracování a analýzu EEG/ERP a dalších fyziologických dat.

Matlab s rozšířeními EEGLAB, ERPLAB a Ledalab

Pro zpracování a analýzu naměřených dat byl využit program *Matlab R2015b* s volně dostupnými rozšířeními *EEGLAB v13.5.4b* [23], *ERPLAB 5.0* [24] a *Ledalab v3.4.9* [25].

EEG čepice a další elektrody

Čepice slouží pro snímání EEG signálu subjektu viz obr. 3.6. Pro záznam je připojena k zesilovači *V-Amp*. V laboratoři jsou k dispozici tři velikosti čepic od největší: modrá, červená, žlutá. Kromě čepice musí být na hlavu subjektu připevněna také referenční a zemnicí elektroda.



Obrázek 3.6: Čepice pro snímání EEG signálu.

Subjekt	Preferovaný styl ¹	Tempo ²	Experiment ³
1	electro dance	r	r
2	dance, rock	r	r
3	pop	r	r
4	jazz, country	p	p
5	pop	p	p
6	rock	r	r
7	rock	r	r
8	trance	r	r
9	taneční hudba	r	r
10	rock	r	p
11	rock'n'roll	r	r
12	rock	r	r
13	metal	r	p
14	electro dance	r	r
15	rock	r	p
16	rap	p	p
17	electro dance	r	r
18	rock	r	r

¹ Pref. styl - hudební styl preferovaný daným subjektem.

² Tempo - subjektem upřednostňované tempo hudby (r - rychlé, p - pomalé).

³ Experiment - subjektem upřednostňované tempo hudby při experimentu (r - rychlé, p - pomalé).

Tabulka 3.1: Hudební preference subjektů.

3.2.1 Příprava subjektu před měřením

Prvním krokem přípravy subjektu na měření bylo vybrat správnou velikost EEG čepice. Dále bylo potřeba vyčistit části hlavy pro umístění referenční a zemnicí elektrody abrazivním gelem. Referenční elektroda se umísťovala přibližně 1cm nad kořen nosu, zemnicí elektroda na ušní lalůček. Subjektu byla nasazena EEG čepice. Referenční a zemnicí elektroda společně s EEG čepicí byly připojeny k zesilovači. Zesilovač byl připojen k počítači a díky programu *BrainVision Recorder* bylo možno sledovat aktuální odpor elektrod. Injekční stříkačkou s tupou jehlou se nabralo množství gelu, který se vpravoval do každé elektrody na EEG čepici. Posledním krokem bylo připojit

Subjekt	Pohlaví	Věk	Lateralita ¹	Zrak (dpt) ²	ŘP ³
1	M	21	P	0	ANO
2	Ž	19	P	0	ANO
3	Ž	20	P	levé 3,5; pravé 4,5	ANO
4	Ž	20	P	0	ANO
5	Ž	23	P	0,5	ANO
6	Ž	21	P	0	ANO
7	Ž	21	P	levé 4; pravé 3,5	NE
8	M	21	P	0	ANO
9	M	25	P	2, barvoslepost	ANO
10	Ž	18	P	1	NE
11	Ž	25	P	8	NE
12	M	22	P	3	ANO
13	Ž	22	P	levé 1,25; pravé 1	ANO
14	M	23	P	0	ANO
15	Ž	21	P	0	ANO
16	M	21	P	0	ANO
17	M	22	P	0	ANO
18	Ž	22	P	0	ANO

¹ Lateralita - přednostní užívání jednoho z pohybových párových orgánů (P - pravák, L - levák). ² Zrak (dpt) - dioptrie.

³ ŘP - vlastník řidičského průkazu.

Tabulka 3.2: Informace o subjektech.

GSR modul. Pod elektrodu GSR modulu se opět umístil vodivý gel a elektroda se přiložila na předem očištěné místo na předloktí a přelepila látkovou izolepou. GSR modul byl také připojen k zesilovači.

3.2.2 Průběh měření

Před zahájením měření byl subjekt požádán o odložení všech elektronických zařízení, které měl u sebe, aby nemohly způsobit rušení měřených dat. Poté byl subjekt opatrně posazen do simulátoru a znovu seznámen se všemi požadavky, jež na něj byly v rámci experimentu kladeny. V dalším kroku dostal subjekt přibližně pět minut, aby si vyzkoušel řízení v automobilovém simulátoru a zvykl si na něj. Následovala kontrola veškerého potřebného vybavení.

Zapnutý projektor promítá na zed' před automobilový simulátor hru *World Racing 2*, spuštěné panely připevněné na vnější část předního skla simulátoru jsou správně nastaveny a posílají značky (markery) do programu *Brain Vision Recorder*, nedošlo k uvolnění elektrod při přesunu subjektu do simulátoru. Po úspěšné kontrole bylo subjektu řečeno, aby započal jízdu a udržoval konstantní rychlost 100km/h. V laboratoři byla zhasnuta všechna světla a zatáženy rolety. Poté byla do reproduktorů puštěna hudba a zapnuto nahrávání dat. V půlce experimentu bylo přehrávání hudby, nahrávání dat a světelné panely vypnuty a subjektu bylo ponecháno pět minut na odpočinek od jízdy. Po skončení pauzy měření znovu pokračovalo.

3.2.3 Poznatky z experimentu

Přestože měření netrvalo příliš dlouhou dobu (přibližně 30 minut včetně pauzy uprostřed měření a času na dosažení konstantní rychlosti 100km/h na začátku měření a po pauze), asi třetina subjektů si stěžovala na bolest hlavy nebo očí. Bolesti hlavy a očí mohly být způsobeny špatným rozlišením obrazu promítané hry nebo také příliš těsně nasazenou EEG čepicí. Dalším problémem bylo upevnění elektrod GSR modulu. Při jízdě v automobilovém simulátoru nebylo možné, aby byl subjekt po dobu měření bez pohybu. Elektrody přidělané pouze látkovou izolepou se mohly snadno uvolnit během jízdy. Pro další experimenty využívající tento modul se zdá vhodnější využití např. suchého zipu k řádnému upevnění elektrod.

3.3 Zpracování a analýza dat

Pro všechny subjekty proběhlo zpracování a analýza dat naprosto stejným způsobem. U subjektu 8 nastal při měření problém při posílání stimulů přes zesilovač do programu *Brain Vision Recorder*. Z tohoto důvodu nebylo možné naměřená data použít pro zpracování a analýzu EEG/ERP dat. Ovšem data mohla být použita při frekvenční analýze, pro kterou není zapotřebí segmentování podle stimulů. U subjektu 2 se při zpracování dat ukázalo, že soubor s druhým měřením je poškozený. U tohoto subjektu je tedy zpracováno jen pět měření místo původních šesti.

3.3.1 Zpracování a analýza EEG/ERP dat

EEG data byla zpracována a analyzována v programu *Matlab* s rozšířeními *EEGLAB* a *ERPLAB*. Před samotnou analýzou bylo potřeba s čistými daty provést několik operací:

1. Filtrace
2. Segmentace
3. Detekce artefaktů
4. Odstranění artefaktů
5. Průměrování

Postup zpracování dat

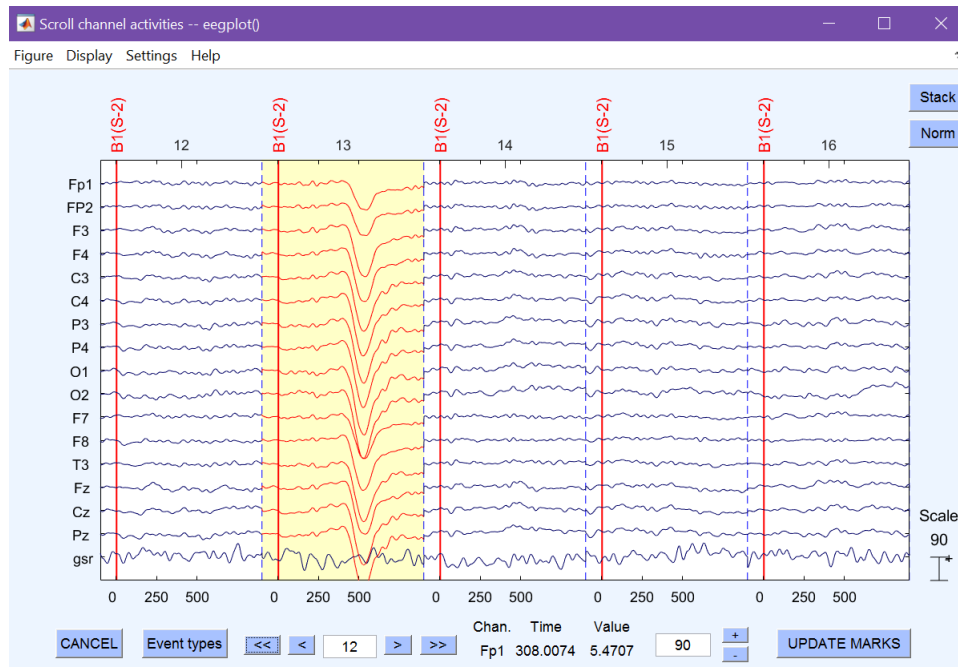
Často se stane, že začátek každého měření je plný artefaktů. Z tohoto důvodu bylo odstraněno prvních 5s záznamu z každého měření. Data jsou filtrována filtrem se spodní hranicí 0.1Hz a horní hranicí 20Hz. Tím je zajištěno odstranění nízkých a vysokých frekvencí (např. síťového kmitočtu 50Hz). Data jsou rozdělena na epochy v časovém intervalu -100ms až 900ms po stimulu a je provedena korekce *baseline*³ na intervalu -100ms až 0ms před stimulem. Důležitým krokem byla detekce a odstranění artefaktů. Artefakty byly detekovány metodou *Threshold* nastavenou na spodní hodnotu -90 a horní hodnotu 90. Při detekci artefaktů nebyl zahrnut kanál 17, který obsahoval GSR data, aby nedošlo k odstranění segmentů, které artefakty na ostatních kanálech neobsahovaly. Artefakty byly také detekovány manuálně (kontrola všech segmentů). Artefakty mohly být způsobeny například mrknutím subjektu při měření viz obr. 3.8. Segmenty neobsahující artefakty byly zprůměrovány.

Analýza dat

V rámci analýzy pro nás nejsou důležitá jednotlivá měření, ale pro každý subjekt je vytvořen *Grand Average*⁴ za všechny jeho měření při poslechu hudby

³Základní hladina.

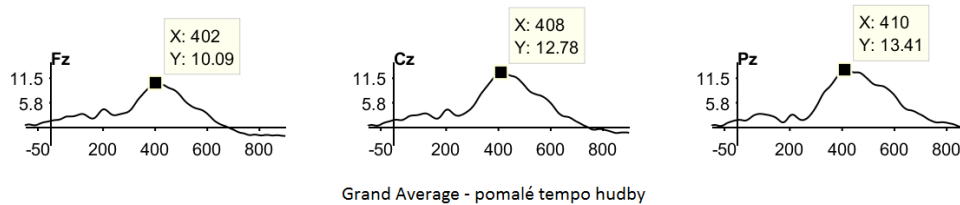
⁴Průměr vytvořený z již dříve zprůměrovaných dat.



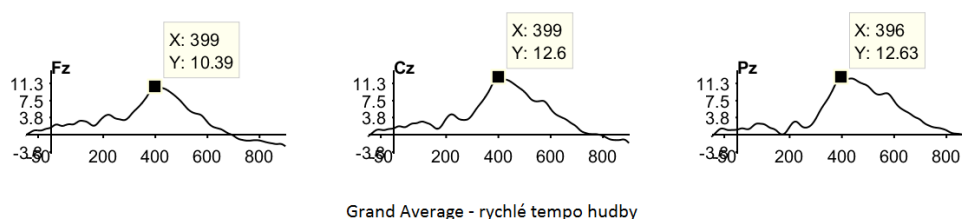
Obrázek 3.8: Artefakt způsobený mrknutím oka subjektu.

s pomalým tempem a za všechny měření při poslechu hudby s rychlejším tempem.

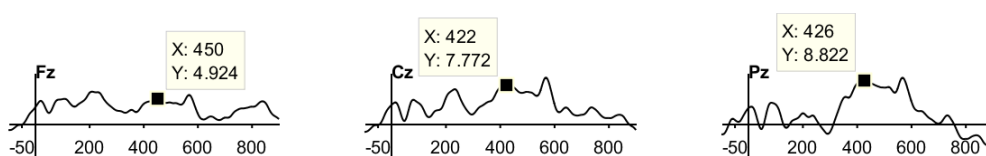
Následně je zjištěna latence komponenty P3 (při reakci na *target* stimuly). Zprůměrovaná data pro *non-target* stimuly byla pro několik prvních měření zobrazena, ovšem zkoumány jsou pouze reakce na *target* stimuly za těchto dvou podmínek pro každý subjekt. U každého subjektu byla komponenta P3 detekovatelná. Latence je analyzována pro elektrody Fz, Cz a Pz. Také je určen celkový *Grand Average* pro všechny subjekty viz obr. 3.9, 3.10. U některých subjektů byla komponenta hůře detekovatelná viz obr. 3.11.



Obrázek 3.9: *Grand Average* za všechny subjekty na elektrodách Fz, Cz, Pz (pomalé tempo hudby).



Obrázek 3.10: *Grand Average* za všechny subjekty na elektrodách Fz, Cz, Pz (rychlé tempo hudby).



Obrázek 3.11: Komponenta P3 u subjektu 6 na elektrodách Fz, Cz, Pz.

Podrobný postup zpracování a analýzy dat v programu Matlab s rozšířeními EEGLAB a ERPLAB

Pomocí makra `erplab_macro.m` se načte soubor `*.vhdr` s naměřenými daty do rozšíření `EEGLAB` a data dále zpracovává využitím *pluginu ERPLAB*. Po každé operaci se vytváří nová struktura zvaná *dataset*. Z načtených dat je vždy odstraněno prvních 5s záznamu. Dále je vytvořena struktura *EventList* -> *Create EEG EventList* -> *list1.txt* uchovávající informace o *target* a *nontarget* stimulech.

Data jsou filtrována základním filtrem *Filter for Frequency Tools* -> *Filter for EEG data* -> *IIR Butterworth* se spodní hranicí 0.1Hz a horní hranicí 20Hz.

Dalším krokem je extrakce epoch *Extract bin-based epochs* v časovém intervalu -100ms až 900ms po stimulu a korekce *baseline* na intervalu -100ms až 0ms před stimulem.

Odstranění artefaktů proběhlo ve dvou krocích. První krok spočíval ve využití funkce *ERPLABU Artifact detection in epoched data* -> *Simple voltage threshold* nastavenou na spodní hodnotu -90 a horní hodnotu 90. Tato funkce označila vybrané segmenty jako artefakty, ale neodstranila je. Druhým krokem bylo zobrazení všech segmentů a manuální odstraňování artefaktů (resp. označení, případně odznačení segmentů s výskytem artefaktu), které proběhlo až po skončení makra `erplab_macro.m`. Posledním příkazem makra bylo uložení posledního *datasetu* s příponou `*.set`. *ERPLAB* neposkytuje

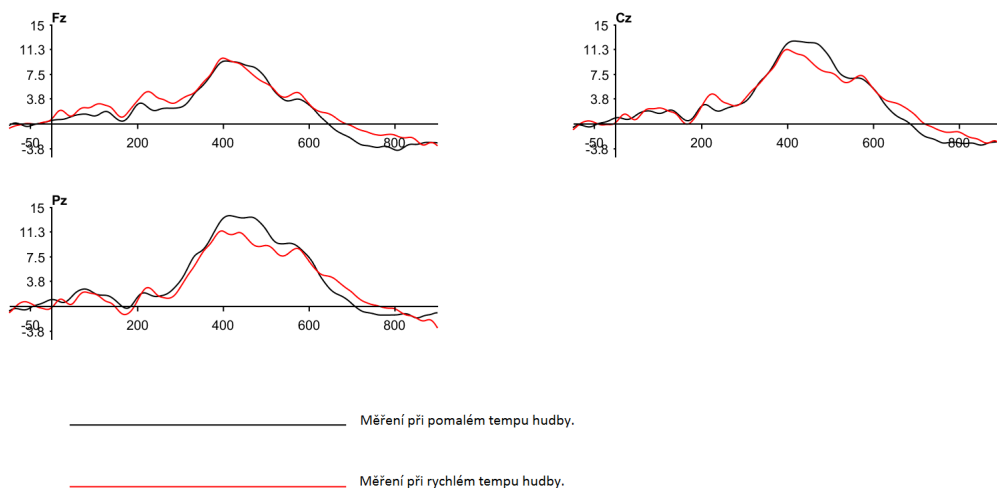
funkci na manuální odstranění artefaktů, proto bylo zapotřebí využít funkci *EEGLABu Tools -> Reject data epochs -> Reject by inspection* a následně se-synchronizovat data o označených segmentech v rozšíření *ERPLAB Artifact detection in epoched data -> Synchronize artifact info in EEG and EVENT-LIST*.

Další makro *erplab_macro_2.m* zprůměrovalo segmenty. Segmenty označené jako artefakty nebyly do průměrování zahrnuty. Zprůměrovaná data byla uložena s příponou **.erp* a graf vykreslen na obrazovku.

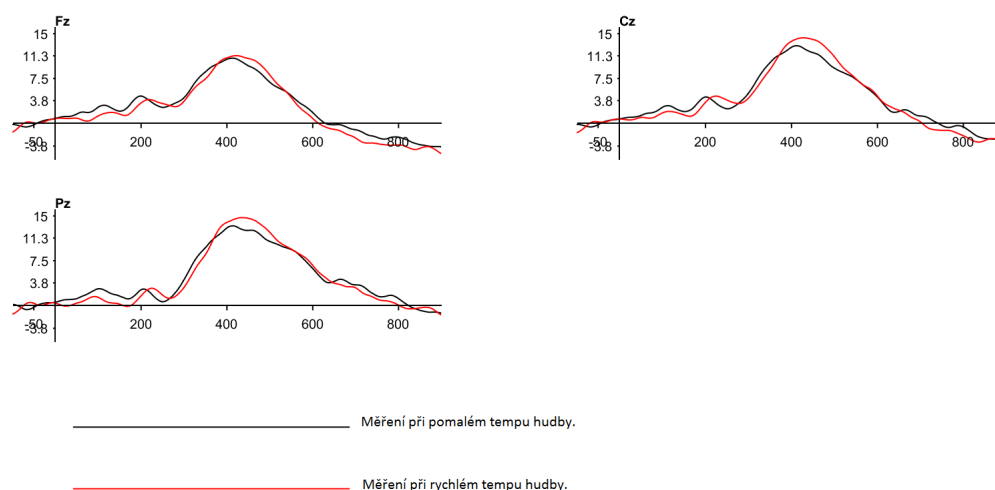
Pomocí makra *grand_avrg.m* je vytvořen pro každý subjekt *Grand Average* za všechny jeho měření při poslechu hudby s pomalým tempem a za všechny měření při poslechu hudby s rychlejším tempem.

Porovnání subjektů rozdělených do dvou skupin

Subjekty byly rozděleny do dvou skupin podle toho, zda měly výrazně dřívější výskyt komponenty P3 při poslechu pomalé hudby nebo při poslechu rychlé hudby. Do skupiny s rychlejší reakcí při pomalém tempu hudby byly zařazeny subjekty 1, 3, 4, 9, 11, 16, 17 (Celkem sedm subjektů). Do skupiny s rychlejší reakcí při rychlém tempu hudby byly zařazeny subjekty 2, 6, 7, 10, 12, 13, 15, 18 (Celkem osm subjektů). Porovnávány byly vždy hodnoty *Grand Average* v rámci jedné skupiny za obou měřených podmínek (pomalé/rychlé tempo hudby). Výsledné grafy jsou zobrazeny na obr. 3.12, 3.13.



Obrázek 3.12: *Grand Average* skupiny s rychlejší reakcí při rychlém tempu hudby na elektrodách Fz, Cz, Pz.



Obrázek 3.13: *Grand Average* skupiny s rychlejší reakcí při pomalém tempu hudby na elektrodách Fz, Cz, Pz.

3.3.2 Frekvenční analýza EEG signálu

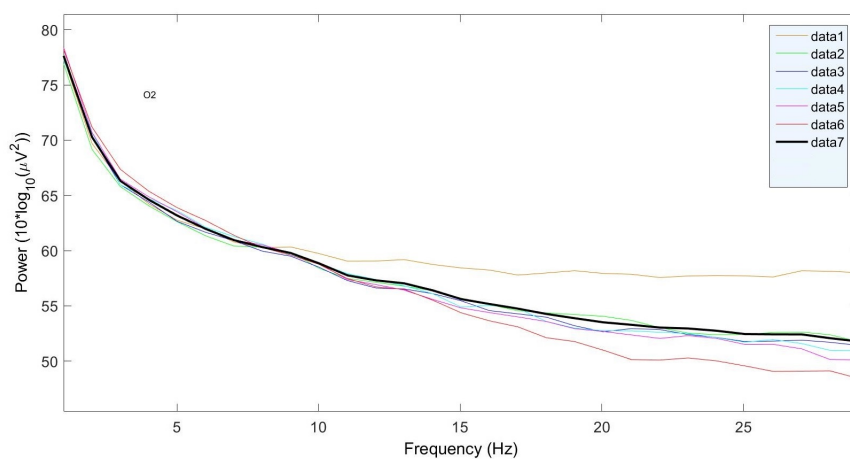
Zpracování a analýza dat byla provedena v programu *Matlab* s rozšířeními *EEGLAB* a *ERPLAB*.

Postup zpracování dat

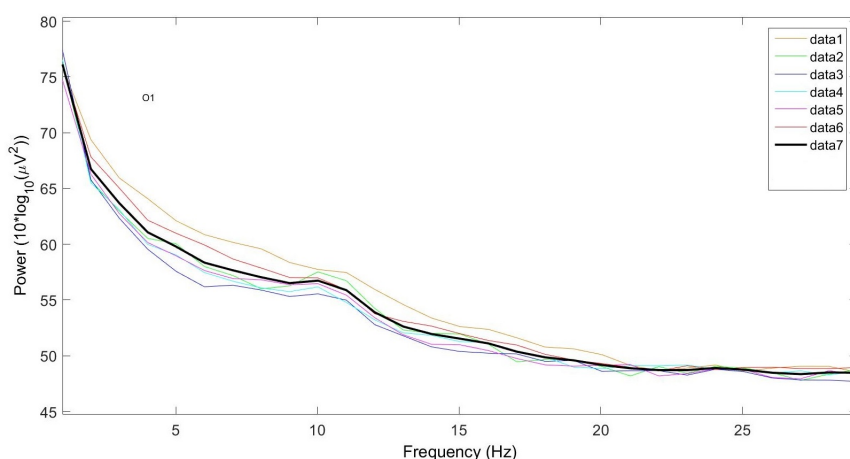
Pro naměřená EEG data byla zpracována analýza zobrazující frekvenční spektrum tohoto signálu. Sledujeme rozdíly energetické hladiny na frekvenčních pásmech alfa a beta pro různé části měření. Druhy frekvenčních pásem byly popsány v kapitole 2.1.3. Na data byl použit filtr nastavený na spodní hodnotu 0.1Hz a horní hodnotu 30Hz. Dále přišla na řadu detekce artefaktů. Artefakty byly odstraněny metodou pohybujícího se okénka. Délka okénka byla nastavena na hodnotu 200ms, posunutí v každém kroku na 180ms a maximální rozdíl v napětí signálu na rozmezí -90 až 90 (180). Při každém posunu okénka se testuje, zda rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší hodnotou signálu uvnitř okénka nepřesáhne zvolený rozdíl. Tato metoda byla použita jen na kanály 1 až 16, kanál 17 byl vynechán ze stejného důvodu jako v kapitole 3.3.1. Na takto zpracovaná data už bylo možné použít metodu, která pomocí Rychlé Fourierovy transformace spočte a vykreslí výsledné frekvenční spektrum EEG signálu.

Analýza dat

Frekvenční spektrum bylo zobrazeno pro všechny elektrody, ovšem v rámci analýzy byly blíže zkoumány jen elektrody O1, O2, C3, C4 a Pz. Na ukázkou jsou zde uvedeny výsledné grafy pro subjekt 1 (elektroda O2) a subjekt 16 (elektroda O1) viz obr. 3.14, 3.15. V tabulce 3.3 jsou uvedeny konkrétní hodnoty udávající plochu pod křivkou u měření u kterých byl znatelný výkyv v energetické hladině pro pásmo alfa a/nebo pásmo beta oproti průměrné energetické hladině subjektu (za všech šest měření). Hodnoty jsou spočteny vždy pro elektrodu, u které byl výkyv hodnot nejvíce znatelný.



Obrázek 3.14: Frekvenční spektrum subjektu 1 na elektrodě O2.



Obrázek 3.15: Frekvenční spektrum subjektu 16 na elektrodě O1.

Subjekt	Měření	Elektroda	Alfa ¹	PA ²	RA ³	Beta ⁴	PB ⁵	RB ⁶
1	1	O2	239,61	236,94	2,67	990,32	921,41	68,91
1	6	O2	/	/	/	884,08	921,41	37,33
2	2	C3	216,55	211,50	5,05	887,44	835,94	51,50
2	3	C3	/	/	/	803,84	835,94	32,10
3	1	C3	/	/	/	878,39	911,90	33,51
3	6	C3	228,86	223,71	5,15	883,19	911,90	28,71
4	1	O2	223,97	234,39	10,42	898,97	926,11	27,14
5	1-6	/	/	/	/	/	/	/
6	6	O1	244,36	232,98	11,38	/	/	/
7	6	C4	/	/	/	887,12	907,54	20,42
8	1	O1	233,47	236,66	3,19	925,91	907,55	18,36
8	2	O1	231,90	236,66	4,76	923,32	907,55	15,77
9	1-6	/	/	/	/	/	/	/
10	1-6	/	/	/	/	/	/	/
11	1	O2	254,58	245,15	9,43	1033,58	994,96	38,62
12	1	O1	/	/	/	963,25	1013,76	50,51
13	4	O1	/	/	/	1002,76	1019,70	16,94
13	5	O2	238,71	242,46	3,75	/	/	/
14	1-6	/	/	/	/	/	/	/
15	3	C4	/	/	/	938,13	913,31	24,82
15	4	C4	/	/	/	886,91	913,31	26,40
16	1	O2	234,82	225,96	8,86	/	/	/
17	1	O2	/	/	/	880,10	923,82	43,72
17	6	O2	223,03	218,16	4,87	979,70	923,82	55,88
18	1-6	/	/	/	/	/	/	/

¹ Alfa - plocha pod křivkou v pásmu alfa. ² PA - průměrná plocha pod křivkou v pásmu alfa. ³ RA - rozdíl hodnot Alfa a PA. ⁴ Beta - plocha pod křivkou v pásmu beta.

⁵ PB - průměrná plocha pod křivkou v pásmu beta. ⁶ RB - rozdíl hodnot Beta a PB.

Tabulka 3.3: Analýza frekvenčního spektra.

Podrobný postup zpracování dat v programu Matlab s rozšířeními EEGLAB a ERPLAB

Data byla pomocí makra `fft_macro.m` načtena do prostředí *EEGLAB*, který vytvořil nový *dataset*. Dále byl použit filtr *Tools -> Filter the data -> Basic FIR filter (new, default)* nastavený na spodní hranici frekvenčního pásma

0.1Hz a horní hranici frekvenčního pásma 30Hz. Po této operaci se opět vytvořil nový *dataset* a makro bylo ukončeno.

Artefakty byly odstraňovány pomocí funkce *Artifact rejection in continuous data*. *Threshold* byl nastaven na hodnoty -90, 90, *moving windows width* (ms) na hodnotu 200 a *window step* (ms) na hodnotu 180. Takto zpracovaná data byla s příponou **.set* uložena.

Nejprve byla vytvořena studie *File -> Create study -> Browse for datasets*. Do té byla nahrána všechna zpracovaná měření pro konkrétní subjekt. Ve funkci *Study -> Precompute channel measures* byla vybrána možnost *Power spectrum*⁵. Propočtená data byla pomocí *Study -> Plot channel measures* vykreslena na obrazovku.

3.3.3 Zpracování a analýza GSR dat

GSR data byla zpracována a analyzována v prostředí *Matlab* s rozšířením *Ledlab v3.4.9* a z části také v programu *BrainVision Analyzer 2.0.1*. Postup zpracování i analýzy dat byl pro všechny subjekty shodný.

Postup zpracování dat

Spodní hranice pro reakce byla nastavena na hodnotu 0.01 μS ⁶. Před analýzou dat musel být brán v potaz přepočet hodnot uvedený v manuálu pro GSR modul. Manuál uvádí, že 25mV se rovná hodnotě 1 μS . Z tohoto důvodu byla pro kontrolu data zobrazena a porovnána s čistými daty nahranými do programu *BrainVision Analyzer*. Vzorkování bylo nastaveno z původních 1000Hz na hodnotu 100Hz kvůli snížení doby potřebné pro výpočet analýzy. Dalším krokem bylo manuální odstranění artefaktů. V této fázi bylo možné provést *Continuous Decomposition* analýzu pro získání *Phasic* složky signálu popsané v kapitole 2.4.

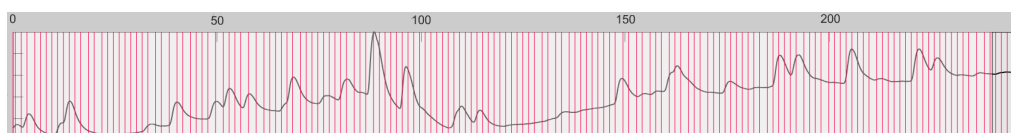
⁵Výkonové spektrum (*Power spectrum*) informuje o energetických poměrech signálu.

⁶Siemens je převrácenou hodnotou ohmu (jednotky odporu), patří mezi odvozené jednotky.

Analýza dat

Data mohla být vyhodnocena dvěma způsoby. Jedním ze způsobů který lze použít, je segmentace dat podle stimulů a následné zprůměrování segmentů. V této metodě se pak vyhodnocuje převážně latence reakce na stimul (případně amplituda). Druhým ze způsobů bylo zkoumat data za jedno měření jako celek. Tato metoda byla uplatněna i v této práci. Analýza se provádí spočtením reakcí (vrcholů) za určitý delší časový úsek (frekvence reakcí) bez ohledu na stimuly. V tabulce 3.4 jsou uvedeny výsledné frekvence. Ukázka nezpracovaných GSR dat pro subjekt 7 (měření 4) viz obr. 3.16.

Při odpočinku je typická frekvence 1-3 reakce za minutu (4 až 12/4 minuty). Při frekvenci přibližně 10 reakcí za minutu se pořád jedná o klidový stav (40/4 minuty). Pokud frekvence dosahuje hodnot nad 20 reakcí za minutu (80/4 minuty), indikuje vysoké emocionální vybuzení subjektu. [16, str. 5-7]



Obrázek 3.16: Data z GSR modulu pro subjekt 7 (měření 4) před zpracováním.

Podrobný postup zpracování dat v programu Matlab s rozšířením Ledalab

Pro načtení dat do programu *Ledalab*, který nepodporuje formát generovaný programem *Brain Vision Recorder*, bylo nejprve nutné převést naměřená data přes *Brain Vision Analyzer* do **.mat* formátu pomocí stáhnutelného rozšíření *Matlab Export*. Po načtení dat do programu *Ledalab* bylo nastaveno vzorkování na 100Hz z původních 1000Hz. Případně ještě došlo k manuálnímu odstranění artefaktů *Preprocessing -> Artifact correction*. Posledním krokem bylo provedení analýzy *Analysis -> Continuous Decomposition Analysis (Extraction of Continuous Phasic/Tonic Activity)*.

Subjekt	Jednotlivá měření					
	1	2	3	4	5	6
1	47	40	55	65	60	70
2	35	/	45	33	35	27
3	36	38	37	40	39	45
4	38	29	28	38	33	31
5	71	75	65	65	60	50
6	27	13	14	24	20	14
7	42	35	32	31	26	28
8	5	10	10	11	11	20
9	20	25	15	13	16	11
10	15	7	22	12	6	4
11	33	29	32	45	65	46
12	35	28	35	20	25	19
13	26	20	24	12	13	22
14	10	9	14	10	20	9
15	22	34	33	27	8	9
16	35	31	17	30	25	45
17	11	10	9	6	4	16
18	41	32	45	31	33	30

Tabulka 3.4: Počet výskytu reakcí (GSR) za jednotlivá měření trvající čtyři minuty.

3.4 Vyhodnocení dat

Při vyhodnocování latence P3 komponenty nebylo možné do výsledků zahrnout subjekt 8 a druhou část měření subjektu 2. U subjektu 8 vznikl problém při posílání značek stimulů ze světelných panelů přes zesilovač do programu *BrainVision Recorder*. U subjektu 2 bylo při zpracování dat zjištěno, že soubor s druhým měřením je poškozený. Pro všechny ostatní subjekty byly naměřeny dvě hodnoty latence P3 komponenty. První hodnota vychází z *Grand Average* za měření 1, 3, 5, což jsou měření při poslechu hudby s pomalým tempem. Druhá hodnota vychází z *Grand Average* za měření 2, 4, 6, což jsou měření při poslechu hudby s rychlejším tempem. K těmto hodnotám je dále uveden *Grand Average* za všechny subjekty viz tab. 3.5.

Subjekt	Latence P ¹ (ms)			Latence R ² (ms)			Výsledný rozdíl ³		
	Fz	Cz	Pz	Fz	Cz	Pz	Fz	Cz	Pz
1	350	343	343	400	398	395	50	55	52
2	484	487	482	399	404	414	85	83	68
3	453	435	459	472	447	444	19	12	15
4	441	443	444	519	471	483	78	28	39
5	400	403	402	410	400	395	10	3	7
6	468	424	472	450	422	426	18	2	46
7	400	401	398	388	386	389	12	15	9
9	368	383	397	392	409	411	24	26	14
10	486	486	492	421	415	419	65	71	73
11	414	414	413	453	453	447	39	39	34
12	438	437	435	395	395	394	43	42	41
13	445	446	447	384	382	373	61	64	74
14	387	393	395	381	386	390	6	7	5
15	437	448	461	431	433	436	6	15	25
16	422	414	413	479	482	477	57	68	64
17	403	423	428	423	430	446	20	7	18
18	388	393	399	387	377	377	1	16	22
GA	402	408	410	399	399	396	3	9	14

¹ Latence P - latence komponenty P3 na elektrodách Fz, Cz, Pz při poslechu hudby s pomalým tempem. ² Latence R - latence komponenty P3 na elektrodách Fz, Cz, Pz při poslechu hudby s rychlejším tempem.

³ Výsledný rozdíl hodnot Latence P a Latence R v milisekundách.

Tabulka 3.5: Latence P a R komponenty P3 na elektrodách Fz, Cz, Pz a rozdíl mezi nimi.

Pro vyhodnocení těchto dat byly využity dvě statistické metody:

Test nezávislosti

V tabulce 3.6 je vypsán seznam informací, které sloužily jako podklad pro výpočet testů nezávislosti. Pro každý test je v prvním kroku definována nulová hypotéza H_0 a alternativní hypotéza H_A . Dále jsou vytvořeny dvě kontingenční tabulky. Jedna obsahuje pozorované četnosti a druhá očekávané četnosti za předpokladu platnosti nulové hypotézy.

Subjekt	Pohlaví	Věk	Tempo ¹	Experiment ²	Výsledek ³
1	M	21	r	r	p
2	Ž	19	r	r	r
3	Ž	20	r	r	r
4	Ž	20	p	p	p
5	Ž	23	p	p	r
6	Ž	21	r	r	r
7	Ž	21	r	r	r
8	M	21	r	r	/
9	M	25	r	r	p
10	Ž	18	r	p	r
11	Ž	25	r	r	p
12	M	22	r	r	r
13	Ž	22	r	p	r
14	M	23	r	r	r
15	Ž	21	r	p	r
16	M	21	p	p	p
17	M	22	r	r	p
18	Ž	22	r	r	r

¹ Tempo - subjektem upřednostňované tempo hudby (r - rychlé, p - pomalé). ² Experiment - subjektem upřednostňované tempo hudby při experimentu (r - rychlé, p - pomalé).

³ Výsledek - nižší latence P3 komponenty, dřívější reakce (p - při pomalém tempu hudby, r - při rychlém tempu hudby).

Tabulka 3.6: Informace pro výpočty testů nezávislosti.

Tabulka očekávaných četností je spočtena pomocí tabulky pozorovaných četností podle vztahu

$$expected_{i,j} = \frac{\sum_k observed_{k,j} \cdot \sum_l observed_{i,l}}{\sum_k \sum_l observed_{k,l}} \quad (3.1)$$

kde *expected* označuje prvek v tabulce očekávaných četností a *observed* prvek v tabulce pozorovaných četností. V čitateli je souhrn za příslušný sloupec a souhrn za příslušný řádek z tabulky pozorovaných četností. Ve jmenovateli celkový souhrn z tabulky pozorovaných četností. Podle vztahu

$$\chi^2 = \sum_i \sum_j \frac{(\text{observed}_{i,j} - \text{expected}_{i,j})^2}{\text{expected}_{i,j}} \quad (3.2)$$

je spočtena hodnota testové statistiky χ^2 , která je v dalším kroku porovnána s příslušným kvantilem rozdělení χ^2 . Pro výpočet kvantilu je nutné nejprve určit hladinu významnosti α a počet stupňů volnosti

$$df = (n - 1) \cdot (m - 1) \quad (3.3)$$

kde n a m značí rozměry kontingenční tabulky. Hodnota kvantilu může být zjištěna pro běžné hodnoty hladiny významnosti v tabulkách. Hladina významnosti byla nastavena na 5% ($\alpha = 0,05$). Pokud je testová statistika χ^2 menší než získaný kvantil, hypotéza H_0 není zamítnuta. Posledním krokem je spočtení p -hodnoty pomocí excelovské funkce CHITEST() s tabulkami očekávaných a pozorovaných četností jako argumenty. P -hodnota sama o sobě představuje kritickou hladinu významnosti. Porovnáním spočtené p -hodnoty se zvolenou hladinou významnosti můžeme opět zjistit, zda hypotéza H_0 není zamítnuta, v opačném případě k zamítnutí hypotézy H_0 dochází a je potvrzena hypotéza H_A . [26]

Souhrn všech testovaných hypotéz s výsledky (Latenci je tu myšleno, zda měl subjekt rychlejší reakci při poslechu hudby s pomalým tempem (P) nebo při poslechu hudby s rychlejším tempem (R)):

- H_0 : Latence není závislá na preferovaném tempu hudby.
 H_A : Latence je závislá na preferovaném tempu hudby.
 p -hodnota: 0,21021
Výsledek: Pravděpodobnost nezávislosti je větší než 21 %.
Závěr: Latence není závislá na preferovaném tempu hudby.
- H_0 : Latence není závislá na preferovaném tempu hudby při experimentu.
 H_A : Latence je závislá na preferovaném tempu hudby při experimentu.
 p -hodnota: 0,90057
Výsledek: Pravděpodobnost nezávislosti je větší než 90 %.
Závěr: Latence není závislá na preferovaném tempu hudby při experimentu.

- H_0 : Latence není závislá na pohlaví.
 H_A : Latence je závislá na pohlaví.
 p -hodnota: 0,04560
Výsledek: Pravděpodobnost nezávislosti je 4,56 %.
Závěr: Blízká p -hodnota (0,0456) závislost latence na pohlaví příliš nepotvrzuje. Bereme v úvahu vliv náhody.
- H_0 : Latence není závislá na věku.
 H_A : Latence je závislá na věku.
 p -hodnota: 0,85760
Výsledek: Pravděpodobnost nezávislosti je větší než 85 %.
Závěr: Latence není závislá na věku.

Repeated Measures ANOVA

Touto statistikou zjišťujeme, zda existují nějaké významné statistické rozdíly středních hodnot náhodné veličiny měřené na stejných subjektech za různých podmínek. Opět máme stanovenou hypotézu H_0 a k ní alternativní hypotézu H_1 [27].

Nejprve bylo nutné určit, jakou veličinu budeme sledovat. Pro výpočet této statistické metody byla vybrána jako sledovaná veličina latence (ms) na elektrodě Pz, kde byla komponenta P3 nejznatelnější, za dvou různých podmínek. Dvěma rozdílnými podmínkami jsou v tomto případě měření při poslechu hudby s pomalým a rychlým tempem.

Pro výpočet F -statistiky bylo nejprve nutné určit několik hodnot. SS_{time} (součet čtverců pro rozdíly mezi podmínkami) je spočten dle vzorce

$$SS_{time} = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (3.4)$$

kde k značí počet podmínek, n_i počet subjektů za i -té podmínky, \bar{x}_i průměrnou hodnotu za i -té podmínky a \bar{x} celkový průměr z obou podmínek. SS_w (variabilita v rámci podmínek) je spočtena dle vzorce

$$SS_w = \sum_1 (x_{i,1} - \bar{x}_1)^2 + \sum_2 (x_{i,2} - \bar{x}_2)^2 \quad (3.5)$$

kde $x_{i,1}$ představuje hodnotu pro i -tý subjekt za první podmínky, \bar{x}_1 celkovou průměrnou hodnotu za první podmínky, $x_{i,2}$ hodnotu pro i -tý subjekt

za druhé podmínky a \bar{x}_2 celkový průměr za druhé podmínky. $SS_{subject}$ (variabilita v rámci subjektů) je spočtena dle vzorce

$$k \cdot \sum (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (3.6)$$

kde k značí počet podmínek, \bar{x}_i průměrnou hodnotu za i -tý subjekt, \bar{x} celkový průměr za všechny hodnoty. SS_{error} je dán jako rozdíl hodnot SS_w a $SS_{subject}$. Průměrný součet čtverců v rámci podmínek (MS_{time}) je získán jako podíl hodnoty SS_{time} a příslušného stupně volnosti $df_{time} = (k - 1)$, kde k značí počet podmínek. MS_{error} získáme jako podíl hodnoty SS_{error} a příslušného stupně volnosti $df_{error} = (n - 1) \cdot (k - 1)$, kde n značí počet subjektů a k značí počet podmínek. Konečná F -statistika je spočtena podle vzorce

$$F = \frac{MS_{time}}{MS_{error}} \quad (3.7)$$

Dále můžeme určit (např. pomocí programu pro výpočet p -hodnoty) kritickou hodnotu pro F -statistiku s použitím stupňů volnosti df_{time} a df_{error} a určit, zda dojde k zamítnutí hypotézy H_0 či nikoliv (dle zvolené hladiny významnosti). Výsledky testu:

- H_0 : Střední hodnoty sledované náhodné veličiny jsou ve všech skupinách stejné (tj. bez statisticky významných rozdílů).
 H_1 : Střední hodnoty sledované náhodné veličiny jsou v některých skupinách rozdílné.
 p -hodnota: 0,36
Výsledek: Nedochází k zamítnutí H_0 .
Závěr: Není statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami v obou skupinách.

Hodnoty *Grand Average* na elektrodě Pz za všechny subjekty se v rámci dvou různých podmínek lišily o 14ms. Ovšem při pohledu na jednotlivé subjekty byl ve většině případů rozdíl v latencích znatelný. U jednotlivců se rozdíl v rychlosti reakce při různých podmínkách částečně prokázal. Na každého člověka působilo rušení v podobě hudby s pomalým tempem a rušení

v podobě hudby s rychlým tempem jiným způsobem, ale pouze u třech subjektů (ze sedmnácti, pokud bereme v úvahu, že pro subjekt 8 nemohla být analýza provedena) nebyl zaznamenán znatelný rozdíl v latencích v rámci obou podmínek (do 10ms). Průměrný rozdíl latence na elektrodě Pz za jednotlivé subjekty v těchto dvou podmínkách měření je přibližně 34ms.

Grand Average byl zpracován také pro subjekty rozdělené do dvou skupin (popsáno v kap. 3.3.1). Na těchto datech bylo zajímavé, že pro obě skupiny byla zjištěna stejná hodnota latence na elektrodě Pz pro měření při poslechu pomalé hudby (413ms). Při poslechu rychlé hudby byl rozdíl v hodnotách latence na stejné elektrodě 37ms (konkrétně 432ms a 395ms).

Dále byla provedena frekvenční analýza EEG signálu. U většiny subjektů byly pozorovány největší výkyvy energetické hladiny v prvním a/nebo posledním měření. U měření 6 subjektu 3 byla zaznamenána zvýšená energetická hladina v pásmu alfa (+5,15 oproti průměru) a zároveň nízká hodnota v pásmu beta (-28,71 oproti průměru). Tyto výkyvy mohou znamenat, že subjekt byl ve fázi relaxace. Naopak u měření 1 a 2 subjektu 8 se projevila zvýšená energetická hladina v pásmu beta (+18,36 a +15,77 oproti průměru) a snížená v pásmu alfa (-3,19 a -4,76 oproti průměru). Tento stav by mohl poukazovat na zvýšenou pozornost subjektu v těchto částech měření. U subjektů 2, 4, 8, 9 a 15 byl zaznamenán nárůst energetické hladiny v 11Hz pro všechna měření na většině sledovaných elektrod s nejvyšším nárůstem vždy na elektrodě C4. U subjektů 5, 9, 10, 14 a 18 nebyly pozorovány žádné zajímavé výkyvy hodnot v různých fázích měření.

Poslední částí této práce bylo vyhodnocení naměřených GSR dat. Většina subjektů vykazuje frekvenci reakcí charakteristickou pro klidový stav. U subjektů 1, 5, 11 je pozorován zvýšený počet reakcí. Tyto hodnoty by mohly znamenat vyšší emocionální vybuzení subjektu při experimentu. U subjektů 5, 7, 15 má frekvence během měření klesající tendenci, která by mohla být vysvětlena tím, že subjekt si na experiment postupně zvykal a dostával se blíže klidovému stavu. U subjektů 1, 8, 11 má frekvence naopak rostoucí tendenci. Více reakcí u poslechu hudby s pomalým tempem bylo pozorováno u subjektů 2, 12, 14, 18. Naopak více reakcí u poslechu hudby s rychlejším tempem bylo zaznamenáno u subjektů 3, 8, 16. Tyto výsledky byly porovnány s preferencemi subjektů. Nebyla nalezena žádná přímá souvislost mezi změnami frekvence reakcí v různých fázích měření a preferencemi subjektů. Při řízení automobilového simulátoru nebylo možné zabránit subjektu v pohybu, tím pádem mohlo dojít k uvolnění elektrod a následnému zkreslení výsledného záznamu.

4 Závěr

Cílem práce bylo seznámit se se základními pravidly měření EEG, ERP a vybraných fyziologických signálů, prostudovat a analyzovat dostupné hardwarové a softwarové prostředky vhodné pro sběr (elektro)fyziologických dat, dále pak navrhnout a implementovat scénář měření fyziologických signálů člověka řídicího automobilový simulátor a aplikovat ho na dostatečný počet subjektů. Posledním bodem zadání bylo naměřená data zanalyzovat a interpretovat vhodnými metodami a zhodnotit dosažené výsledky.

V experimentu byla využita vizuální stimulace při řízení automobilového simulátoru za současného rušení hudbou. Experimentu se účastnilo celkem 18 dobrovolníků ve věku 18 až 25let.

Ze závěrečného vyhodnocení dat se částečně potvrdila hypotéza, že při působení různého druhu rušení během jízdy se bude měnit aktuální výše pozornosti řidiče, která se projeví změnou latence komponenty P3. Průměrný rozdíl latence mezi měřeními u jednotlivců za použití dvou různých rušení během jízdy byl 34ms. Pouze u třech subjektů nebyl rozdíl znatelný (pod 10ms). Na celkovém *Grand Average* za všechny subjekty, ani na *Grand Average* za subjekty rozdělené do skupin podle dřívějších reakcí za různých podmínek nebyl rozdíl znatelný.

Z provedených statistických metod se potvrdila hypotéza, která tvrdí, že latence (v tomto případě proměnná nabývající buď hodnoty P - rychlejší reakce na hudbu s pomalým tempem nebo hodnoty R - rychlejší reakce na hudbu s rychlým tempem) je závislá na pohlaví. Ovšem vzhledem k poměrně vysoké *p*-hodnotě (0,0456) není výsledek příliš přesvědčivý a může být náhodný.

Při zpracování frekvenční analýzy EEG signálu byly u většiny subjektů pozorovány největší výkyvy v prvním a/nebo posledním měření. U subjektů 2, 4, 8, 9 a 15 byl zaznamenán nárůst energetické hladiny v 11Hz pro všechna měření na většině sledovaných elektrod s nejvyšším nárůstem vždy na elektrodě C4. U subjektů 5, 9, 10, 14 a 18 nebyly pozorovány žádné zajímavé výkyvy hodnot v různých fázích měření.

Při vyhodnocení GSR dat vykazovala většina subjektů frekvenci reakcí charakteristickou pro klidový stav. Více reakcí u poslechu hudby s pomalým tempem bylo pozorováno u subjektů 2, 12, 14, 18. Naopak více reakcí u poslechu hudby s rychlejším tempem bylo zaznamenáno u subjektů 3, 8, 16. Při experimentu nebylo možné zabránit subjektu v pohybu, tím pádem mohlo dojít k uvolnění elektrod a následnému zkreslení výsledného záznamu.

Literatura

- [1] COOPER , R. – OSSELTON , J. W. – SHAW , J. C. *EEG technology*. 2. vydání. London : Butterworth , 1974. ISBN 0407160019.
- [2] MULERT, CH. *EEG-fMRI*. Heidelberg : Springer, 2010. ISBN 9783540879183.
- [3] POLANSKÝ, Š. *Zpracování elektroencefalografických signálů : diplomová práce*. Bno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011.
- [4] ROSOL , L. *Míry složitosti při analýze signálu EEG : bakalářská práce*. Brno : Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2013.
- [5] *What are Brainwaves?* [online] [cit. 7.6.2016]. Dostupné na: <<http://www.brainworksneurotherapy.com/what-are-brainwaves>>.
- [6] MALMIVUO , J. – PLONSEY , R. *Bioelectromagnetism*. New York : Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [7] KRIJTOVÁ, H. *Standardní EEG – základy , indikace a základní nálezy : prezentace* [online]. 2016 [cit. 2. 6. 2016]. Dostupné na: <http://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2016/zaklady_eeg.pdf>.
- [8] LUCK , S. J. *An introduction to the event-related potential technique*. Cambridge, Mass : MIT Press, 2005. ISBN 0262621967.
- [9] SLEZÁKOVÁ , Z. *Ošetřovatelství v neurologii*. 1. vydání. Praha : Grada, 2014. ISBN 9788024748689.
- [10] *Event-related potential* [online] [cit. 12. 6. 2016]. Dostupné na: <https://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential>.
- [11] REGAN , M. A. – LEE , J. D. – YOUNG , K. L. *Driver distraction*. Boca Raton : CRC Press/Taylor & Francis Group, 2009. ISBN 084937426X.

- [12] OREL , M. *Psychopatologie*. Praha : Grada, 2012. ISBN 9788024737379.
- [13] *What is GSR (galvanic skin response) and how does it work?* [online]. 2015 [cit. 1. 6. 2016]. Dostupné na: <<https://imotions.com/blog/gsr/>>.
- [14] *Galvanic Skin Response (GSR) and Investigation into 'Cheating'*. [online]. 2016 [cit. 23. 5. 2016]. Dostupné na: <<http://www.iworx.com/documents/LabExercises/GSR-Investigation.pdf>>.
- [15] *Skin conductance explained*. [online] [cit. 10. 6. 2016]. Dostupné na:<http://www.psychlab.com/SC_explained.html>.
- [16] *A Guide for Analysing Electrodermal Activity (EDA) & Skin Conductance Responses (SCRs) for Psychological Experiments* [online]. 2015 [cit. 20. 5. 2016]. Dostupné na: <<http://www.biopac.com/wp-content/uploads/EDA-SCR-Analysis.pdf>>.
- [17] PICARD R. W. – SCHEIRER J. C. Palmar vs. Forearm EDA during Natural Sleep at Home. *Psychophysiology*, 1. 1. 2010, vol. 47, s. 103. Dostupné online na: <<http://affect.media.mit.edu/pdfs/10.Picard-et-al-SPR.pdf>>.
- [18] ZWAAG , M. D. – WESTERINK , J. H. D. M. – BROEK , E. L. Emotional and psychophysiological responses to tempo, mode, and percussiveness. *Musicae Scientiae*, 13. 7. 2011, vol. 15, no. 2, s. 250–269. ISSN 10298649. Dostupné online na: <<http://msx.sagepub.com/lookup/doi/10.1177/1029864911403364>>.
- [19] THIFFAULT , P. – BERGERON , J. Monotony of road environment and driver fatigue: a simulator study. *Accident Analysis & Prevention*, 2003, vol. 35, no. 3, s. 381 – 391. ISSN 0001-4575. Dostupné online na: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457502000143>>.
- [20] *Measuring Cognitive Distraction in the Automobile* [online]. 2013 [cit. 5. 6. 2016]. Dostupné na: <<https://www.aaafoundation.org/sites/default/files/MeasuringCognitiveDistractions.pdf>>.
- [21] CASSIDY , G. – MACDONALD , R. The effects of music on time perception and performance of a driving game. *Scandinavian Journal of Psychology*, 2010, vol. 51, no. 6, s. 455–464. ISSN 00365564. Dostupné na: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1467-9450.2010.00830.x>>.

- [22] ŮNAL , A. B. – STEG , L. – EPSTUDE , K. The influence of music on mental effort and driving performance. *Accident Analysis & Prevention*, 2012, vol. 48, s. 271 – 278. ISSN 0001-4575. Dostupné na: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000145751200036X>>.
- [23] *What is EEGLAB?* [online] [cit. 5. 6. 2016]. Dostupné na: <<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>>.
- [24] *ERPLAB Toolbox* [online]. 2000-2016 [cit. 5. 6. 2016]. Dostupné na: <<http://erpinfo.org/erplab>>.
- [25] *Ledalab* [online] [cit. 9. 6. 2016]. Dostupné na: <<http://www.ledalab.de/>>.
- [26] KRAUZ , J. *Statistické zpracování metadat z EEG experimentu "Guess the number"* : interní dokument Katedry informatiky a výpočetní techniky Západočeské univerzity v Plzni. 2016.
- [27] *Repeated Measures ANOVA* [online]. 2013 [cit. 10. 5. 2016]. Dostupné na: <<https://statistics.laerd.com/statistical-guides/repeated-measures-anova-statistical-guide.php>>.

Seznam obrázků

2.1	Mezinárodní norma 10/20 umístění elektrod (Převzato z [6]). . .	4
2.2	Segment EEG záznamu obsahující artefakt.	5
2.3	Ukázka ERP komponent (Převzato z [10]).	8
3.1	Průběh experimentu.	17
3.2	Automobilový simulátor Škoda Octavia.	19
3.3	Zesilovač V-Amp.	20
3.4	GSR Modul.	20
3.5	Počítačová hra <i>World Racing 2</i>	21
3.6	Čepice pro snímání EEG signálu.	22
3.7	Zdravotnické pomůcky, referenční a zemní elektroda.	23
3.8	Artefakt způsobený mrknutím oka subjektu.	28
3.9	<i>Grand Average</i> za všechny subjekty na elektrodách Fz, Cz, Pz (pomalé tempo hudby).	28
3.10	<i>Grand Average</i> za všechny subjekty na elektrodách Fz, Cz, Pz (rychlé tempo hudby).	29
3.11	Komponenta P3 u subjektu 6 na elektrodách Fz, Cz, Pz.	29

3.12 <i>Grand Average</i> skupiny s rychlejší reakcí při rychlém tempu hudby na elektrodách Fz, Cz, Pz.	30
3.13 <i>Grand Average</i> skupiny s rychlejší reakcí při pomalém tempu hudby na elektrodách Fz, Cz, Pz.	31
3.14 Frekvenční spektrum subjektu 1 na elektrodě O2.	32
3.15 Frekvenční spektrum subjektu 16 na elektrodě O1.	32
3.16 Data z GSR modulu pro subjekt 7 (měření 4) před zpracováním.	35

Seznam tabulek

3.1	Hudební preference subjektů.	24
3.2	Informace o subjektech.	25
3.3	Analýza frekvenčního spektra.	33
3.4	Počet výskytu reakcí (GSR) za jednotlivá měření trvající čtyři minuty.	36
3.5	Latence P a R komponenty P3 na elektrodách Fz, Cz, Pz a roz- díl mezi nimi.	37
3.6	Informace pro výpočty testů nezávislosti.	38

A Makra

A.1 erplab_macro.m

Spuštění programu *EEGLAB*.

```
{[ALLEEG EEG CURRENTSET ALLCOM]} = eeglab;
```

Načtení souboru s naměřenými daty.

```
EEG = pop_fileio ('*.vhdr');
```

Vytvoření nového *datasetu* a kontrola jeho konzistence.

```
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 0, 'setname', ' ', 'gui', 'off');  
EEG = eeg_checkset (EEG);
```

Odebrání prvních 5 sekund záznamu a vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop_select (EEG, 'notime', [0 5]);  
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 1, 'gui', 'off');
```

Přiřazení listu událostí k datům a vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop_editeventlist (EEG, 'AlphanumericCleaning', 'on', 'BoundaryNumeric', {-99}, 'BoundaryString', {'boundary'}, 'List', 'list1.txt', 'SendEL2', 'EEG', 'UpdateEEG', 'on', 'Warning', 'on');  
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 2, 'gui', 'off');
```

Filtrování dat se spodní hranicí 0.1Hz, horní hranicí 20Hz a vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop_basicfilter (EEG, 1:17, 'Boundary', 'boundary', 'Cutoff', [0.1 20], 'Design', 'butter', 'Filter', 'bandpass', 'Order', 6);  
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 3, 'gui', 'off');
```

Rozdělení záznamu na epochy s časovým intervalem -100ms až 900ms po stimulu a korekce *baseline*. Vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop_epochbin(EEG , [-100.0 900.0], 'pre ');
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset(ALLEEG, EEG, 4, '
gui ', 'off ');
```

Označení epoch s výskytem artefaktu pomocí nastavení *Threshold* na spodní hodnotu -90 a horní hodnotu 90. Vytvoření nového *datasetu* a kontrola jeho konzistence.

```
EEG = pop_artextval(EEG , 'Channel', 1:16, 'Flag',
1, 'Threshold', [-90 90], 'Twindow', [-100 899]);
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset(ALLEEG, EEG, 5, '
gui ', 'off ');
EEG = eeg_checkset(EEG);
```

Uložení posledního *datasetu*. Synchronizace s grafickým uživatelským rozhraním.

```
EEG = pop_saveset(EEG, 'filename', '*.set', 'filepath', '
');
{[ALLEEG EEG]} = eeg_store(ALLEEG, EEG, CURRENTSET);
eeglab redraw;
```

A.2 erplab_macro_2.m

Zprůměrování segmentů, které nejsou označené.

```
ERP = pop_averager(ALLEEG , 'Criterion', 'good', '
DSindex', 6, 'ExcludeBoundary', 'on', 'SEM', 'on');
```

Uložení *ERPsetu*.

```
ERP = pop_savemyerp(ERP, 'erpname', ' ', 'filename', '
', 'filepath', ' ', 'Warning', 'on');
```

Vykreslení zprůměrovaných dat (podle *target* stimulů) na obrazovku.

```
ERP = pop_ploterps(ERP, 1, 14:16 , 'AutoYlim', 'on', '
Axsizes', [0.05 0.08], 'BinNum', 'on', 'Blc', 'pre',
```

```
'Box', [5 4], 'ChLabel', 'on', 'FontSizeChan', 10, '
FontSizeLeg', 12, 'FontSizeTicks', 10, 'LegPos', '
bottom', 'Linespec', {'k-'}, 'LineWidth', 1, '
Maximize', 'on', 'Position', [101.111 11.4783
106.889 31.913], 'Style', 'Classic', 'Tag', '
ERP_figure', 'Transparency', 0, 'xscale', [-100.0
899.0 -50 0:200:800], 'YDir', 'normal');
```

A.3 grand_avrg.m

Ze souboru *average.txt* jsou načteny *ERPsety* a vytvořen *Grand Average*.

```
ERP = pop_gaverager('average.txt', 'ExcludeNullBin', '
on', 'SEM', 'on');
```

Uložení *Grand Average* jako nového *ERPsetu*.

```
ERP = pop_savemyerp(ERP, 'erpname', '', 'filename', '
', 'filepath', '', 'Warning', 'on');
```

Vykreslení grafu na obrazovku.

```
ERP = pop_ploterps(ERP, 1, 14:16, 'AutoYlim', 'on', '
Axxsize', [0.05 0.08], 'BinNum', 'on', 'Blc', 'pre',
'Box', [5 4], 'ChLabel', 'on', 'FontSizeChan', 10, '
FontSizeLeg', 12, 'FontSizeTicks', 10, 'LegPos', '
bottom', 'Linespec', {'k-'}, 'LineWidth', 1, '
Maximize', 'on', 'Position', [101.111 11.4783
106.889 31.913], 'Style', 'Classic', 'Tag', '
ERP_figure', 'Transparency', 0, 'xscale', [-100.0
899.0 -50 0:200:800 ], 'YDir', 'normal');
```

A.4 fft_macro.m

Spuštění programu *EEGLAB*.

```
{[ALLEEG EEG CURRENTSET ALLCOM]} = eeglab;
```

Načtení souboru s naměřenými daty a vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop\_fileio ('*.vhdr');  
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 0, '  
    setname ', ' ', 'gui ', 'off ');
```

Filtrování dat se spodní hranicí 0.1Hz, horní hranicí 30Hz a vytvoření nového *datasetu*.

```
EEG = pop_eegfiltnew (EEG, 0.1, 30, 33000, 0, [], 0);  
{[ALLEEG EEG CURRENTSET]} = pop_newset (ALLEEG, EEG, 1, '  
    gui ', 'off ');  
eeglab redraw;
```


B Dotazník

- Subjekt číslo
- Pohlaví
- Datum narození
- Zdravotní stav
- E-mail
- Dosažené vzdělání
- Lateralita (pravák/levák)
- Vlastník řidičského průkazu (ANO/NE)
- Vady zraku
- Preferovaný hudební styl
- Preferované tempo hudby (pomalé/rychlé)
- Preferované tempo hudby při experimentu (pomalé/rychlé)

C Obsah DVD

- Složka Data
Hrubá naměřená data všech subjektů.
- Složka Dokumentace
Obsahuje vygenerované pdf s textem této bakalářské práce a složku TeX se zdrojovými soubory (a obrázky) bakalářské práce pro program L^AT_EX.
- Složka ERPLAB
Zpracované *datasets*, *ERPsety* a grafy ve formátech *.fig a *.jpg.
- Složka Export
GSR data převedena v programu *BrainVision Analyzer* do formátu *.mat.
- Složka FA
Zpracované *datasets* a studie pro frekvenční analýzu.
- Složka Hudba
Skladby přehrávané při experimentu.
- Složka Ostatní
Tabulky a dokumenty s výsledky a grafy.
- Složka Statistika
Soubor s vypracovanými statistikami.