

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

## Diplomová práce

# Využití elektrofyzilogických dat pro analýzu vlivu hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže

Místo této strany bude  
zadání práce.

# Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za jeho podporu, vstřícnost a odborné rady.

# Prohlášení

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

V Plzni dne 26. června 2019

Klára Beránková

## **Abstract**

This thesis deals with the influence of several types of music (relaxation, fast and preferred) on the activity of a human brain during mental load. In order to obtain and analyze brain activity, the EEG (Electroencephalography) method is applied to a group of subjects and is complemented with data acquired by measuring and analyzing heart pulse. The thesis briefly describes the theoretical basis of EEG, ERP (Event-Related Potentials), pulse and related experiments, which served as a groundwork when proposing the scenario of experiment presented in this thesis. The aim of this work is to determine whether changes in brain activity, cognitive performance and heart pulse occur while listening to music in the individual phases of the experiment.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá vlivem několika druhů hudby (relaxační, rychlá a preferovaná) na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže. Pro získání a analýzu mozkové aktivity je využíváno metody EEG (Elektroencefalografie) aplikované na skupinu subjektů a doplňujících dat získaných měřeními a analýzou srdečního pulsu. V práci je stručně popsán teoretický základ metody EEG, metody ERP (Evokované potenciály) a pulsu. Teoretická část je doplněna o související experimenty, dle kterých je následně navržen scénář vlastního experimentu. Cílem práce je pomocí získaných dat určit, zda při poslechu hudby dochází v jednotlivých fázích experimentu ke změnám v mozkové aktivitě, kognitivní výkonnosti a pulsu.

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Elektroencefalografie (EEG)</b>	<b>2</b>
2.1	Stručná historie objevu metody EEG . . . . .	2
2.2	Elektroencefalografie . . . . .	3
2.3	Základní EEG rytmy . . . . .	5
2.3.1	Rytmus Alfa . . . . .	5
2.3.2	Rytmus Beta . . . . .	5
2.3.3	Rytmus Delta . . . . .	6
2.3.4	Rytmus Théta . . . . .	6
2.3.5	Rytmus Gama . . . . .	7
2.4	Elektrody a systém 10/20 . . . . .	7
2.5	Artefakty . . . . .	9
2.5.1	Biologické artefakty . . . . .	11
2.5.2	Technické artefakty . . . . .	12
<b>3</b>	<b>Evokované potenciály (ERP)</b>	<b>13</b>
3.1	Historie ERP . . . . .	13
3.2	Komponenty . . . . .	14
3.2.1	Reakce na vizuální stimuly . . . . .	14
3.2.2	Reakce na sluchové stimuly . . . . .	16
3.2.3	Skupina N2 komponent . . . . .	16
3.2.4	Skupina P3 komponent . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Srdeční puls</b>	<b>18</b>
4.1	Srdce . . . . .	18
4.1.1	Srdeční frekvence . . . . .	18
4.1.2	Srdeční puls . . . . .	19
4.1.3	Srdeční rytmus . . . . .	19
<b>5</b>	<b>Související experimenty</b>	<b>20</b>
5.1	Vliv hudby na člověka . . . . .	20
5.2	Závěr . . . . .	24
<b>6</b>	<b>Experiment</b>	<b>26</b>
6.1	Použité vybavení . . . . .	26

6.2	Subjekty . . . . .	29
6.3	Příprava subjektu před měřením . . . . .	29
6.4	Scénář experimentu . . . . .	29
6.4.1	Hudba . . . . .	32
6.4.2	Dotazník . . . . .	32
<b>7</b>	<b>Zpracování dat</b>	<b>34</b>
7.1	Zpracování EEG dat . . . . .	34
7.1.1	Frekvenční analýza biologického signálu . . . . .	34
7.1.2	Postup zpracování dat . . . . .	35
7.1.3	Podrobné zpracování dat v programu Matlab . . . . .	38
7.2	Zpracování srdečního pulsu . . . . .	39
7.3	Údaje o hře pexeso . . . . .	40
<b>8</b>	<b>Analýza získaných dat</b>	<b>43</b>
8.1	Kontrolní měření . . . . .	43
8.2	Repeated Measures ANOVA . . . . .	44
8.2.1	Postup pro ověření hypotézy pomocí RMA . . . . .	44
8.2.2	Výsledky . . . . .	46
8.3	Studentův t-test . . . . .	46
8.3.1	Postup pro ověření hypotézy nepárovým t-testem . . . . .	47
8.3.2	Postup pro ověření hypotézy párovým t-testem . . . . .	48
8.3.3	Výsledky . . . . .	49
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>63</b>
	<b>Literatura</b>	<b>65</b>
<b>A</b>	<b>Makra</b>	<b>71</b>
A.1	priprava_dat.m . . . . .	71
A.2	vypocet_pasma.m . . . . .	71
<b>B</b>	<b>Informovaný souhlas</b>	<b>73</b>
<b>C</b>	<b>Odpovědi subjektů na dotazník</b>	<b>78</b>
C.1	Informace získané z vyplněné části - Osobní údaje . . . . .	78
C.2	Odpovědi z dotazníku . . . . .	79
<b>D</b>	<b>Obsah DVD</b>	<b>80</b>

# 1 Úvod

Hudba je nedílnou součástí života prakticky každého člověka. Setkáváme se s ní neustále a má schopnost v nás podvědomě vyvolávat nepřeborné množství emocí jak pozitivních, tak negativních. Lepší pochopení toho, jaký druh hudby a jakým konkrétním způsobem ovlivňuje člověka, může být velmi přínosné, například pro léčení některých chorob či pro zvýšení soustředění a kognitivního výkonu. Její účinky jsou dnes často využívány v lékařství, reklamě, zábavním průmyslu a dalších oblastech. Jak nás konkrétní druh hudby ovlivňuje je velmi individuální a úzce souvisí s našimi zkušenostmi a preferencemi.

Tato práce zkoumá vliv různých druhů hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže. Zkoumání se zaměřuje na analýzu elektrické mozkové aktivity metodami elektroencefalografie a evokovaných potenciálů a dalších vybraných fyziologických dat, která mohou být ovlivněna poslechem hudby.

Nedílnou součástí práce je ověření dostupnosti vhodných hardwarových a softwarových prostředků v neuroinformatické laboratoři KIV pro sběr těchto dat, prostudování literatury a provedených studií na toto téma. Hlavním cílem je návrh a provedení experimentu na dostatečném počtu subjektů, zpracování získaných dat vhodnými metodami a interpretace výsledků experimentu.

Předpokladem práce bylo, že poslech různých druhů hudby při hraní hry pexeso ovlivní fyzický i mentální stav subjektu. Tento vliv by se měl projevit změnou energetické hladiny mozkové aktivity, změnou srdeční činnosti a výkonu ve hře.

V práci je nejprve popsán teoretický základ metod elektroencefalografie a evokovaných potenciálů pro analýzu mozkové aktivity a pojem srdeční puls a jeho fyziologický původ. Následně jsou zmíněny již existující studie, které se zabývají vlivem hudby na člověka. Na tyto studie navazuje návrh vlastního experimentu, v rámci kterého je popsáno použité vybavení, měřené subjekty, postup provedení experimentu a získávaná data. Kapitola Zpracování dat popisuje způsob, jakým byly měřené hodnoty zpracovávány, podrobný postup v použitém softwaru a získané výsledné hodnoty. Poslední kapitola se zabývá analýzou získaných dat a jejich vyhodnocením.



# 2 Elektroencefalografie (EEG)

## 2.1 Stručná historie objevu metody EEG

Britský lékař Richard Caton byl prvním, kdo pomocí experimentů na opicích a dalších zvířatech dokázal zaznamenat mozkovou aktivitu ve formě elektrických signálů. Caton využíval pro pozorování elektrické aktivity mozku galvanometr s připojenými elektrodami. K tomuto objevu došlo v roce 1875 a byly tím položeny základy pro další výzkumy vedoucí až k dnešní podobě EEG. [22, 34]

Souběžně s tímto objevem další evropští vědci oznamovali svá pozorování mozkové aktivity a bylo dosaženo dalšího významného milníku v této oblasti, za kterým stáli Gustav Fritsch a Eduard Hitzig. Tato dvojice objevila, že elektrická stimulace přední části mozkové kůry vyvolává svalové pohyby v různých částech těla. Tento poznatek, podpořený dalšími studiemi, změnil dosavadní pohled na mozek, do té doby vnímaný jako jednotný orgán zajišťující pouze mentální funkce. [22, 34]

Na základě výsledků Catonova výzkumu německý psychiatr Hans Berger zveřejnil v roce 1929 první EEG záznam u člověka. Berger rozlišil a popsal dvě součásti EEG signálu. Alfa vlny, které jsou hlavní složkou lidského EEG signálu a jsou dominantní při odpočinku, společně s menšími beta vlnami, jež jsou typické pro bdělý stav. [22, 34]

V následujících letech po Bergerově průlomovém objevu bylo zkoumáno lidské EEG celou řadou vědců. Pozorování elektrické mozkové aktivity u člověka pomocí metody EEG bylo prvotně využíváno především pro výzkum a léčbu epilepsie. Ve 40. letech 20. století se začalo využívat invazivních metod záznamu elektrické mozkové aktivity za použití speciálních hloubkových elektrod pro průzkum vnitřních částí mozku. Ovšem z důvodu technických a etických omezení těchto metod se vývoj ubíral spíše směrem neinvasivního získávání EEG záznamu z povrchu hlavy. [22, 34]

V průběhu dalších let vznikalo stále více klinických a experimentálních studií využívajících EEG po celém světě. Přístroje pro záznam mozkové aktivity se rychle rozšiřovaly do prakticky každé nemocnice. V dnešní době je využíváno mnoho komplexních algoritmů a nástrojů pro záznam a analýzu EEG. [22, 34]

## 2.2 Elektroencefalografie

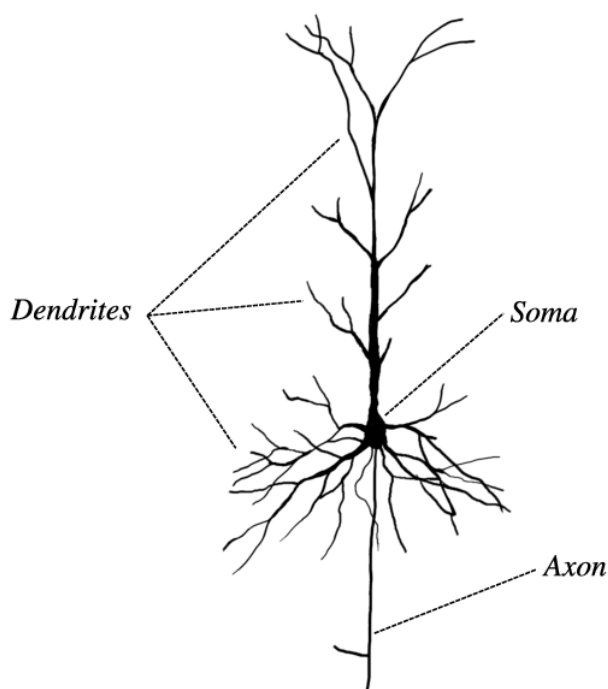
Neurony jsou buňky, které jsou zodpovědné za přenos informací v centrální nervové soustavě (mozek a mícha). Jde o asymetrické buňky s morfologicky a funkčně odlišnými oblastmi. [26]

V buněčném těle neuronu (soma) se nachází jádro. Z těla neuronu vycházejí výběžky (dendrity), mezi jejichž funkce patří příjem informací z jiných neuronů. K tělu neuronu je připojen takzvaný axon, který se specializuje na vnitrobuněčný přenos informací na dlouhé vzdálenosti. Na opačném konci axonu se nacházejí synapse. Synapse je vysoce specializovaná struktura, která zprostředkovává komunikaci mezi neurony. Tato vnitrobuněčná a mezibuněčná komunikace je podstatou funkce nervového systému. [26]

Existují dva hlavní typy elektrické aktivity spojené s neurony. Akční potenciály a postsynaptické potenciály. Při souběžném měření aktivity velké skupiny neuronů je možné měřit buď sumaci jejich postsynaptických potenciálů nebo akční potenciál. Zatímco trvání akčního potenciálu je asi pouze milisekunda, postsynaptické potenciály obvykle trvají desítky nebo dokonce stovky milisekund. Kromě toho jsou postsynaptické potenciály převážně omezeny na dendrity a buněčné tělo. Za určitých podmínek vedou tyto faktory k sumaci postsynaptických potenciálů namísto jejich vyrušení, což je umožňuje zaznamenávat z velké vzdálenosti. [28]

Pokud jsou neurony podobně orientovány a všechny přijímají stejný typ vstupu, jejich dipóly se sčítají a mohou být měřitelné na pokožce hlavy. Tento jev nejčastěji nastává v pyramidových buňkách. Neuronová aktivita zaznamenaná pomocí EEG představuje sumaci excitačních a inhibičních postsynaptických potenciálů z tisíců pyramidových buněk poblíž každé měřící elektrody. [11, 28]

Elektroencefalografie neboli EEG je elektrofyziologická metoda využívaná pro záznam elektrické mozkové aktivity. Přístroj, kterým je EEG měřeno, je nazýván elektroencefalograf. Většina elektrické aktivity snímané pomocí EEG z povrchu skalpu vzniká synchronizovanými výboji skupin pyramidových neuronů v mozkové kůře viz obr. 2.1. [11]



Obrázek 2.1: Pyramidový neuron (Převzato z [41]).

EEG záznam neboli elektroencefalogram je pořizován pomocí speciální EEG čepice, na které jsou umístěny elektrody, jež snímají rozdíly elektrických potenciálů. Pro snížení odporu mezi elektrodou a pokožkou hlavy se do těchto prostor nanáší vodivý gel. Takto zaznamenaný signál je velmi slabý, řádově v mikrovoltech. Aby mohl být analyzován, musí být nejprve zesílen pomocí zesilovače. Pro EEG záznam je typické zobrazení napětí na vertikální ose a čas na horizontální ose. Mozková aktivita je zobrazována téměř v reálném čase. Měření EEG tímto způsobem je snadné, levné a neinvazivní. [11]

EEG je velmi citlivé na náhlé změny nervových funkcí. Díky tomu je tato metoda obzvláště užitečná pro diagnózu a sledování pacientů s epilepsií, poruchami spánku nebo po mozkové příhodě. Dalším příkladem využití této metody je monitorování hloubky anestezie během chirurgických zákroků a včasné odhalení případných komplikací. [11]

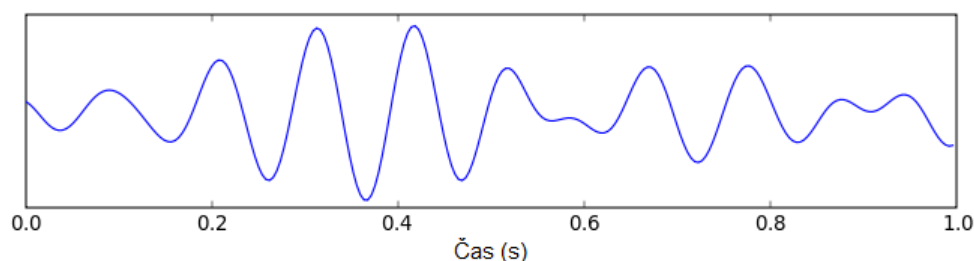
Nevýhodou této metody je především skutečnost, že mozková aktivita je často rušena jinou elektrickou aktivitou, ať už biologického nebo jiného původu, jako např.: pohyby očí, pohyby svalů nebo poblíž se nacházejícími elektrickými přístroji. Většina tohoto rušení má naštěstí specifické charakteristiky, podle kterých je lze rozpoznat a z výsledného záznamu odstranit. [11]

## 2.3 Základní EEG rytmy

Mozkové vlny lze rozdělit do několika kategorií dle jejich frekvence, amplitudy, lokalizace v konkrétní části mozku a jejich vztahu k určitým fyziologickým stavům. Tyto vlny jsou také často označovány jako rytmy nebo frekvenční pásma. Dle převládajícího rytmu určujeme, v jakém stavu se člověk nachází. Od stavu bdělosti, psychického vytížení (stres) až po hluboký spánek a bezvědomí. Dle konkrétních charakteristik, jako je například amplituda jednotlivých vln, lze rozlišit patologické stavy. Existence různých EEG rytmů byla prvně popsána již v začátcích měření mozkové aktivity. [34, 39]

### 2.3.1 Rytmus Alfa

Alfa aktivita (viz obr. 2.2) byla historicky prvním popsáním EEG rytmem. Vyznačuje se frekvencí 8 až 13 Hz. Tento rytmus je nejvýraznější v týlní a temenní oblasti mozku. V jednotlivých oblastech má lehce rozdílné charakteristiky. Alfa je dominantní při zavřených očích během odpočinku, při fyzické relaxaci a duševním klidu. Při otevření očí, vizuálním stimulu nebo během mentální aktivity dochází k blokování či potlačení alfa rytmu. Průměrná frekvence alfa rytmu se zvyšuje během vývoje člověka do zhruba deseti let věku, pak dosáhne stabilní úrovně. U starších lidí může dojít naopak ke snižování frekvence, není to ale pravidlem. [34, 39]

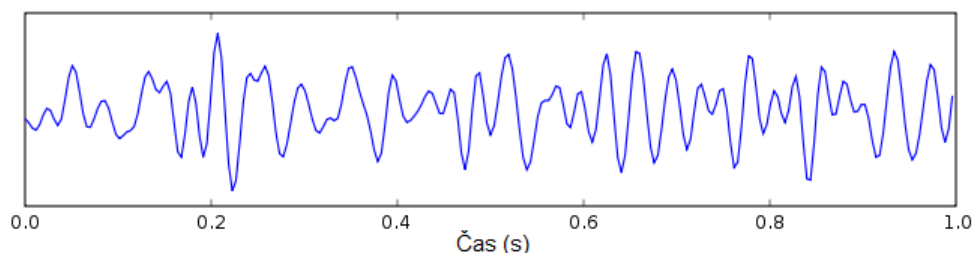


Obrázek 2.2: Alfa vlny (Převzato z [18]).

### 2.3.2 Rytmus Beta

Objev beta rytmu je úzce spjat s prvním popisem rytmu alfa Hansem Bergerem v roce 1929. Při prvním provedeném EEG záznamu u člověka rozlišil alfa vlny od menších, které popsal jako doprovodný jev mentální aktivity a označil za vlny beta (viz obr. 2.3). Beta rytmus se vyznačuje frekvencí 15 až 30 Hz. Převládá po většinu dne, kdy je mozek v bdělém stavu a je obecně

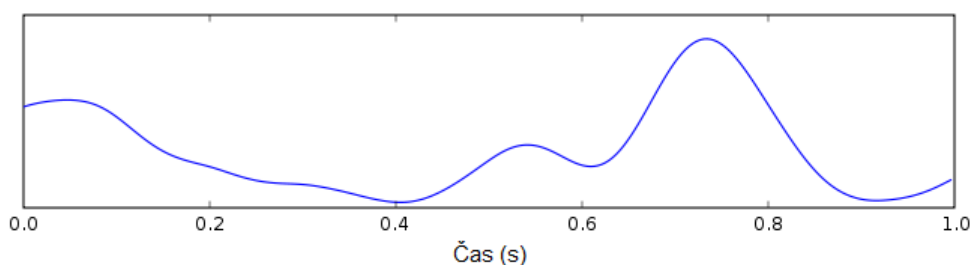
typický pro soustředění, logické myšlení, mentální a fyzickou činnost. Je dominantní v předních a centrálních částech mozku. [34, 39]



Obrázek 2.3: Beta vlny (Převzato z [18]).

### 2.3.3 Rytmus Delta

Rytmus delta (viz obr. 2.4) jsou vlny o frekvenci 1 až 4 Hz. Jsou spojovány s 3. a 4. fází spánku u dospělých lidí označované také jako hluboký spánek a velmi hluboký spánek. Pokud je delta aktivita pozorována během bdělosti, charakterizuje u dospělých patologický stav. U velmi malých dětí je výskyt delta aktivity v bdělosti normální. Existuje také druhý typ delta vln, které se vyznačují frekvencí pod 1 Hz a jsou pozorovány během spánku jak u lidí, tak u zvířat. [34, 39]

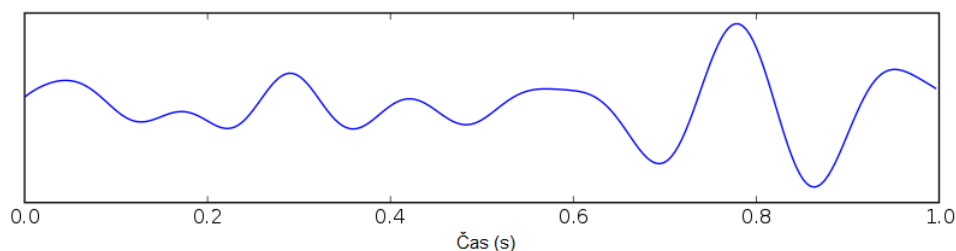


Obrázek 2.4: Delta vlny (Převzato z [18]).

### 2.3.4 Rytmus Théta

Théta aktivita (viz obr. 2.5) je nejvýraznější v raném dětství a v dětství. Kromě bdělého stavu je také pozorována ve stavu ospalosti a během lehkého spánku. Frekvence typická pro théta rytmus je v rozmezí 4 až 7 Hz. Théta rytmus je spojován s kognitivní činností zahrnující paměť a je výraznější při zvýšené zátěži na paměť. Tento rytmus je současně nezbytný pro procesy kognitivního zpracování informací a učení. Théta vyskytující se během bdělosti má jiné charakteristiky než théta vyskytující se během spánku. Tato

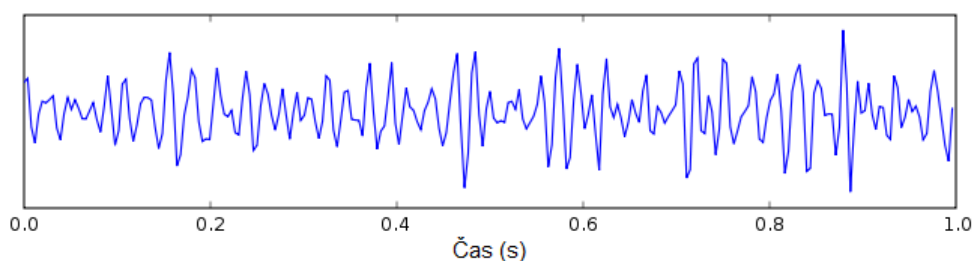
skutečnost naznačuje, že théta vlny (stejně jako vlny delta) vznikají ve více oblastech mozku a mohou souviset s různými fyziologickými stavy. [34, 39]



Obrázek 2.5: Théta vlny (Převzato z [18]).

### 2.3.5 Rytmus Gama

Široce studovanými rytmy v souvislosti s kognitivními funkcemi mozku jsou takzvané gama rytmy (viz obr. 2.6), jejichž frekvence se pohybuje v rozmezí 30 až 100 Hz. Rytmus gama byl pozorován například během spánku nebo při hluboké anestezii, při které nejsou přítomny vědomé kognitivní procesy. Kromě toho byla potvrzena souvislost gama aktivity s aktivitou obličejových svalů během kognitivní zátěže. Pokud jsou tyto svaly ochrnuté, gama aktivita zmizí. [34, 39]



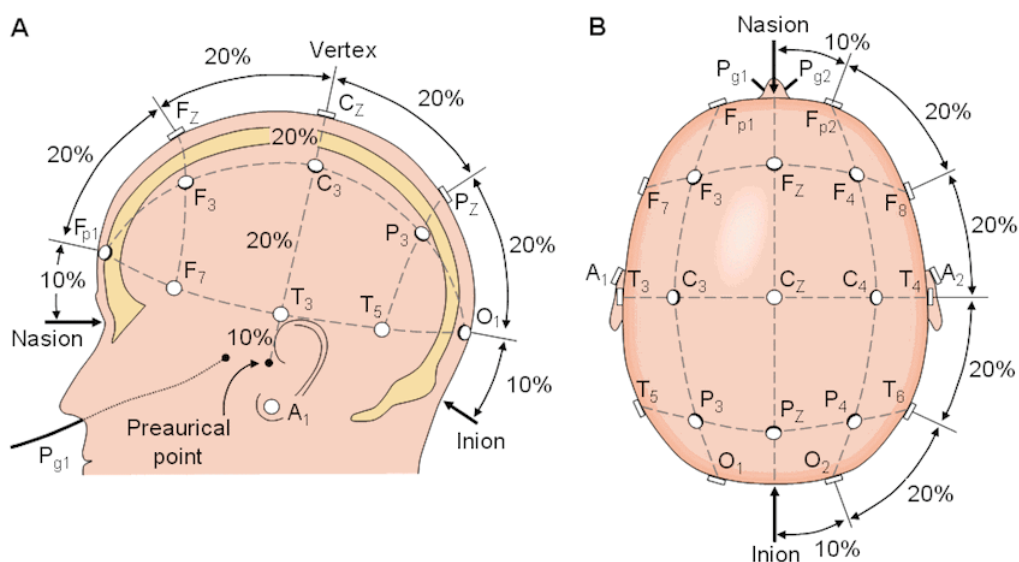
Obrázek 2.6: Gama vlny (Převzato z [18]).

## 2.4 Elektrody a systém 10/20

Jedním ze způsobů jak měřit elektrickou mozkovou aktivitu, je využití povrchových elektrod umístěných na povrchu hlavy tak, aby snímaly signály z konkrétní oblasti mozku. Tyto elektrody slouží k propojení vodivé tekutiny ve tkáních se vstupem EEG zesilovače. Pro výrobu elektrod se využívá různých druhů kovů, které pak určují jejich elektrické vlastnosti. Signál vyvolaný mozkovou aktivitou musí nejprve projít několika různými vrstvami,

jako například lebeční kostí a kůží, než je elektrodou zachycen. Proto je velmi slabý a musí být zesílen a až následně zobrazen v podobě vln na obrazovku počítače. [21, 36, 42]

Pro jednotné označení a umístění jednotlivých elektrod na povrchu hlavy je velmi často využíváno mezinárodního standardu nazývaného systém 10/20 viz obr. 2.7, který v roce 1958 navrhl H. Jasper. [30]



Obrázek 2.7: Mezinárodní standard 10/20 (Převzato z [30]).

Název odpovídá procentuálním rozstupům mezi jednotlivými elektrodami a jejich vztahu k hlavním topografickým bodům lebky. Tento systém využívá devatenáct snímacích elektrod, které snímají elektrický signál současně z různých oblastí hlavy. Jednotlivé elektrody jsou označeny písmenem a číslem. Písmena označují lokalizaci elektrod. Čísla označují hemisféru [21, 36, 42]:

- Fp - frontopolární
- F - frontální
- C - centrální
- P - parietální
- T - temporální
- O - okcipitální
- Lichá čísla - označení levé hemisféry

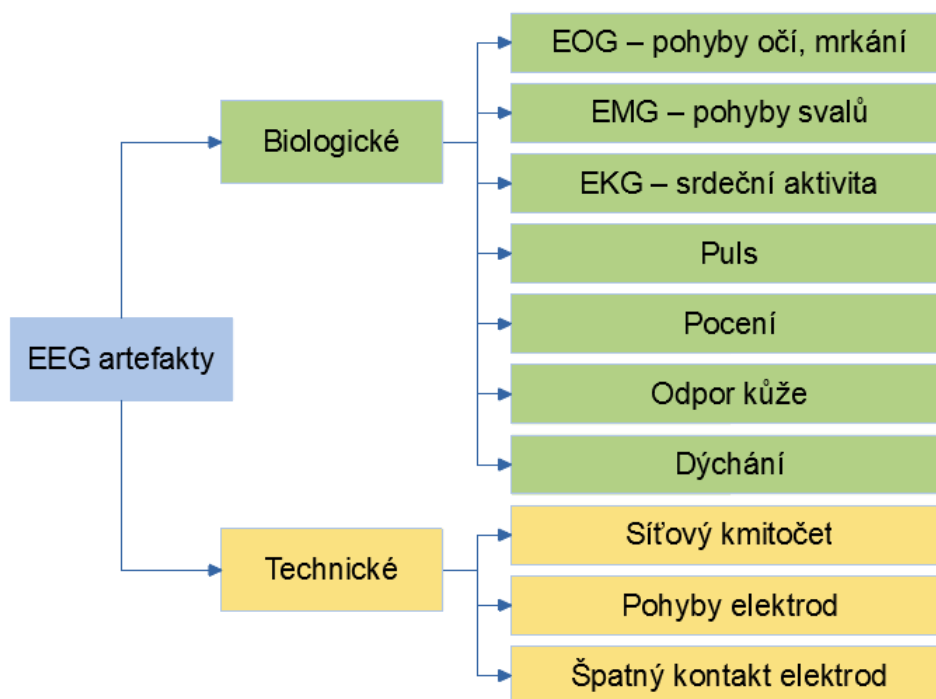
- Sudá čísla - označení pravé hemisféry
- A1, A2 - ušní svody

V praxi existují i další systémy s využitím většího množství elektrod. Elektrody jsou nejčastěji našity na pružnou látku ve tvaru čepice, která zajišťuje jednoduchou manipulaci a správné rozmístění elektrod při měření EEG. [21, 36, 42]

Pro snímání elektrických potenciálů můžeme využít dva základní způsoby zapojení elektrod. Prvním z nich je tzv. bipolární zapojení, při kterém jsou elektrické potenciály snímány mezi sousedními elektrodami. Druhým způsobem zapojení je tzv. unipolární zapojení, během něhož jsou elektrické potenciály snímány proti jedné společné referenční elektrodě. [35]

## 2.5 Artefakty

Ačkoli je EEG navrženo k tomu, aby snímalo mozkovou elektrickou aktivitu, je společně s touto aktivitou zaznamenána také elektrická aktivita, která nemá souvislost s činností mozku. Takováto elektrická aktivita zkresluje výsledný EEG signál a je nazývána artefaktem. V EEG záznamu lze pozorovat různé druhy takovýchto artefaktů viz obr. 2.8. [31, 38]

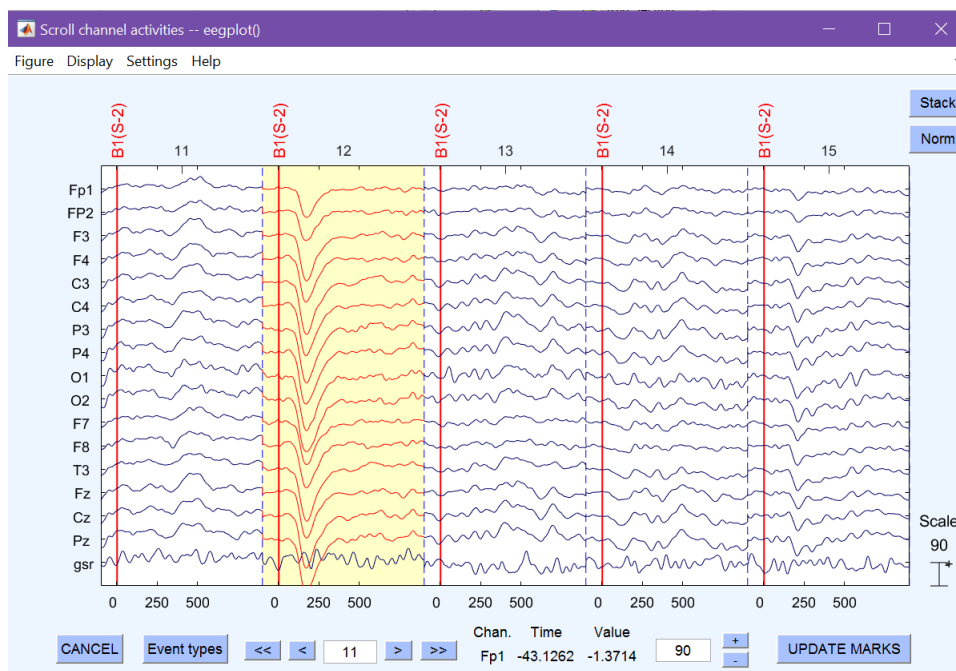


Obrázek 2.8: Časté EEG artefakty.



Nejčastěji jsou děleny do kategorií dle jejich původu, který může být buď biologický nebo fyzikální (technický). Artefakty biologického původu vznikají různými procesy probíhajícími v těle měřeného subjektu. Naopak artefakty technického původu nejsou způsobeny subjektem, ale prostředím (například elektrickými přístroji). Některé druhy artefaktů lze snadno identifikovat a z výsledného EEG odstranit jednoduchými algoritmy. Existují ale i takové artefakty, které nejsou tak lehce rozeznatelné od běžné mozkové aktivity a tím pádem je jejich identifikace a následné odstraňování komplikovanější i pro zkušeného odborníka. Na obrázku 2.9 je žlutě zvýrazněn úsek EEG záznamu obsahující artefakt. [31, 38]

Vzniku technických artefaktů lze často předcházet pomocí technických a organizačních opatření. Zvláštní pozornost je třeba věnovat správnému připevnění elektrod, snížení odporu mezi elektrodou a povrchem hlavy, kontrole správné funkčnosti elektrod či výběru prostředí, ve kterém bude měření realizováno (lze využít například odstíněnou místnost). Výskyt biologických artefaktů lze také do určité míry omezit, ale není možné jim úplně předejít. Většina algoritmů pro detekci artefaktů je právě z tohoto důvodu zaměřena především na redukci artefaktů biologického původu. [31, 38]



Obrázek 2.9: Ukázka artefaktu v EEG záznamu.

V EEG záznamu se běžně objevuje několik druhů artefaktů současně. Některé artefakty mohou být častěji pozorovány v konkrétních fyziologických stavech, například během spánku. Systematický přístup k identifikaci a od-

stranění artefaktů je důležitou součástí správné interpretace výsledků EEG záznamu. [31, 38]

V následujících podkapitolách jsou podrobněji popsány nejčastější artefakty, které mohou rušit výsledný EEG signál. Kromě těchto artefaktů se můžeme setkat také s rušením EEG signálu zapříčiněným pocením, dýcháním, pohyby jazyka, odporem kůže, chvěním a dalšími.

## 2.5.1 Biologické artefakty

### Pohyby očí a mrkání

Elektrická aktivita vyvolaná pohyby očí se nazývá elektrookulogram (EOG). Tato aktivita je dostatečně silná na to, aby se projevila na EEG záznamu. Pomocí EOG je měřen rozdíl potenciálů mezi rohovkou a sítnicí při pohybu oka (otevření/zavření očí, změny směru pohledu). Míra rušení EOG signálu závisí primárně na vzdálenosti elektrody od oka (čím blíže, tím větší rušení) a na směru, ve kterém se oko pohybuje, zda horizontálně nebo vertikálně. Přestože takto vzniklé artefakty lze snadno rozpoznat, v některých případech mohou být zaměněny s pomalým EEG rytmem théta nebo delta. Narozdíl od delta aktivity, oční artefakty nezasahují do centrálních oblastí mozku. Pohyby očí se nemusejí projevovat pouze v bdělém stavu, ale bývají často přítomny i během REM spánku. [31, 38]

Kromě pohybů očí můžeme pozorovat další běžný artefakt, který je způsoben pohybem očního víčka (mrkání). Mrkání obvykle vyvolá prudší změnu signálu než pohyb oka a také obsahuje více vysokofrekvenčních složek. Amplituda tohoto artefaktu je podstatně vyšší u elektrod umístěných v předních oblastech povrchu hlavy a rychle klesá s vyšší vzdáleností od očí. [31, 38]

### Pohyby svalů

Dalším významným zdrojem rušení EEG je elektrická aktivita vznikající při svalových stazích. Tento signál lze měřit z povrchu těla pomocí elektromyografie (EMG). Vznik artefaktů způsobených pohybem svalů během měření EEG může být vyvolán jak samotnou elektrickou aktivitou generovanou svalovými stahy, tak vlivem pohybu subjektu. Při něm může docházet ke snížení vodivosti mezi povrchem hlavy a elektrodou. EMG aktivita má vyšší amplitudu i frekvenci než EEG. EMG se nejčastěji objevuje na elektrodách umístěných v předních a postranních oblastech hlavy. [31, 38]

Tento druh artefaktu je většinou přítomen tehdy, pokud je subjekt v bdělém stavu. Objevuje se při žvýkání, mluvení, polykání, mračení se a dalších svalových pohybech. Tvar EMG signálu závisí na síle svalových stahů. Množ-

ství výskytů svalových artefaktů je značně sníženo během odpočinku a během spánku. Odstranění rušení v podobě EMG aktivity bývá problémové, protože se překrývá s beta aktivitou v pásmu 15 až 30 Hz. [31, 38]

### Srdeční aktivita

Elektrická aktivita srdce tzv. elektrokardiogram (EKG) může být dalším příkladem artefaktu, který narušuje měřené EEG. Ačkoli je amplituda srdeční aktivity, zachycené společně s měřením EEG, obvykle o mnoho nižší ve srovnání s amplitudou EEG, může značně ovlivnit signál získaný z některých elektrod. Pravidelně se opakující vzor, jenž je charakteristický pro tlukot srdce, zjednodušuje detekci tohoto artefaktu. Je ovšem potřeba jisté opatrnosti. V signálu nemusí být přítomna každá kontrakce srdečního svalu, nebo může subjekt například trpět některou z forem srdeční arytmie. Tělesné proporce měřeného subjektu, jako jsou délka a obvod krku, mohou ovlivnit míru tohoto rušení. [31, 38]

Rušení EEG může být také způsobeno kardiostimulátorem. Takovéto artefakty jsou odlišné od EKG artefaktů. Artefakty z kardiostimulátoru se projevují ve všech oblastech povrchu hlavy a obsahují vysokofrekvenční potenciály s délkou trvání kratší, než je běžné u EKG. [31, 38]

## 2.5.2 Technické artefakty

### Elektrody a okolní přístroje

Při pohybu měřících elektrod může dojít ke změně rozdílu potenciálu mezi elektrodou a kůží. Tento efekt se následně může v EEG projevit jako artefakt. Tento typ technického artefaktu není specifický pouze pro měření EEG, ale může ovlivnit jakýkoliv bioelektrický signál měřený z povrchu těla. Obvykle se projeví jako prudká změna signálu následovaná pomalým návratem na původní hodnotu. [31, 38]

Častým technickým artefaktem, který brání ve správné analýze EEG signálu, bývá síťový kmitočet s frekvencí 50 Hz zachycený nedostatečně odstíněnými elektrodami. Je vyvolán okolními elektrickými přístroji, např.: zapnutím či vypnutím světel, zvoněním mobilního telefonu, střídavým proudem v elektrickém napájení atd. Artefakt může být přítomen na všech kanálech. [31, 38]

# 3 Evokované potenciály (ERP)

Tato kapitola čerpá z knihy Úvod do evokovaných potenciálů [28]. V EEG záznamu jsou obsaženy nervové odezvy vyvolané specifickými podněty. Tyto podněty, tzv. stimuly, lze rozdělit do několika kategorií: vizuální, sluchové, somatosenzorické a motorické. Vyvolané nervové odezvy se nazývají evokované potenciály (ERP) a lze je z celkového EEG získat pomocí průměrování. Umožňují nám tedy sledovat odezvu mozku na určitou stimulaci.

## 3.1 Historie ERP

ERP bylo prvně zaznamenáno v letech 1935 až 1936 a výsledky publikovány o několik let později. Výzkumníci byli v této době schopni rozlišit ERP i přes to, že EEG nebylo ještě možné počítačově zpracovávat. První publikovaný ERP záznam průměrovaný pomocí počítače byl zveřejněn v roce 1962. Během druhé světové války nebylo ERP prakticky vůbec zkoumáno. Další výzkumy byly provedeny až v 50. letech.

Moderní výzkum začal roku 1964, kdy byla popsána první kognitivní ERP komponenta. Tato komponenta, nazvaná „Kontingentní negativní variace“ (CNV), byla pozorována jako negativně orientovaná vlna mezi varovným signálem a *target*<sup>1</sup> stimulem v případě, že subjekt musel po *target* stimulu vykonat nějakou činnost (zmáčknout tlačítko). Zdálo se, že vyvolání CNV komponenty je způsobeno tím, že subjekt očekává nadcházející *target* stimul. Toto zjištění vzbudilo zájem o podrobnější zkoumání ERP komponent.

Dalším velkým pokrokem byl objev komponenty P3 v roce 1965. Bylo zjištěno, že pokud subjekt nedokáže předpovědět, zda bude následující stimul sluchový nebo vizuální, pak tento stimul vyvolá pozitivní P3 komponentu (jde o vlnu s vrcholem přibližně 300 ms po stimulu). Tato komponenta měla mnohem nižší amplitudu za předpokladu, že stimuly byly předvídatelné.

Během následujících let se mnoho výzkumníků zaměřilo na identifikaci různých kognitivních ERP komponent a vývoj metod pro záznam a analýzu ERP. Zlevňování počítačů a zvyšování jejich výkonu tento vývoj dále urychlilo.

---

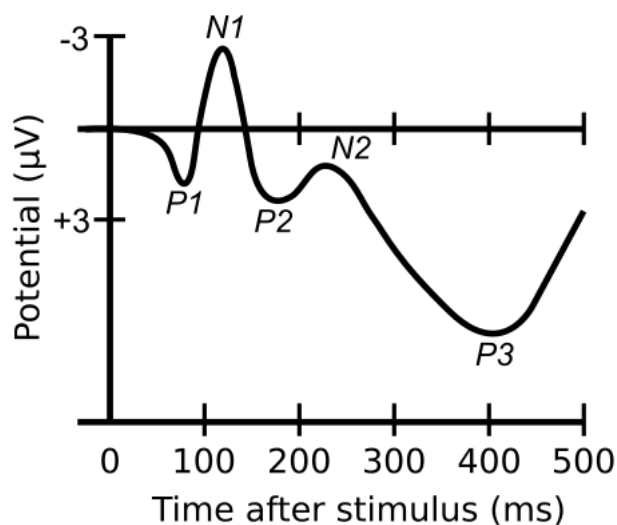
<sup>1</sup>Očekávaný stimul, na který testovaný subjekt zaměřuje pozornost.

## 3.2 Komponenty

Výsledné zprůměrované ERP křivky sestávají ze série pozitivních a negativních napěťových odchylek, které jsou nazývány vrcholy, vlny nebo komponenty. Jednotlivé vrcholy jsou označovány písmenem P pro pozitivně orientované a písmenem N pro negativně orientované (dle zavedených konvencí jsou zobrazovány negativně orientované odchylky nad osou x a pozitivně orientované pod osou x).

Po jednom z těchto písmen následuje obvykle číslo udávající pozici vrcholu v rámci ERP křivky. Místo pozice jsou vrcholy někdy označovány jejich latencí (doba výskytu po stimulu v milisekundách), například vlna P300. Toto označení může být v některých případech zavádějící, neboť latence komponenty se může zásadně lišit, a to dle prováděného experimentu, podmínek jeho realizace nebo lokalizace elektrod. Některé z významných ERP komponent jsou znázorněny na obrázku 3.1.

V následujícím popisu vybraných hlavních ERP komponent je využíváno pojmenování dle orientace vrcholu a jeho pozice.



Obrázek 3.1: Hlavní ERP komponenty (Převzato z [3]).

### 3.2.1 Reakce na vizuální stimuly

#### C1

Vizuální ERP komponenta C1 se objevuje jako jedna z prvních po stimulu. Je nejvýraznější na elektrodách umístěných v zadních oblastech hlavy. Oproti většině ostatních komponent není označena písmenem P ani N, protože její

polarita může kolísat a je tedy nejednoznačná.

Vlna C1 je nejpravděpodobněji generována v oblasti primárního vizuálního kortexu. Objevuje se typicky 40 až 60 ms po stimulu a vrcholu dosahuje 80 až 100 ms po stimulu. Tato komponenta je velmi citlivá na vlastnosti stimulu jako jsou kontrast a prostorová frekvence<sup>2</sup>. Pro stimuly nacházející se v dolní části zorného pole je tato vlna pozitivní a pro stimuly v horní části zorného pole je negativní.

## P1

Vlna C1 je následována vlnou P1, která se objevuje 60 až 90 ms po vizuálním stimulu a vrcholu dosahuje mezi 100 až 130 ms. Přesný čas nástupu této vlny se těžko určuje z důvodu překrývání s vlnou C1.

Latence této komponenty je velmi citlivá na kontrast vizuálního stimulu. Pokud stimul nastane v oblasti, na kterou subjekt soustředí svou pozornost, pak dojde ke zvýšení amplitudy P1. Komponenta je kromě směru pozornosti citlivá také na psychický stav subjektu.

## N1

Po komponentě P1 můžeme pozorovat další vizuální komponentu nazývanou N1. Vlna N1 obsahuje několik podkomponent. Podkomponenta, jež se objevuje nejdříve, má vrchol 100 až 150 ms po stimulu. Další dvě podkomponenty mají vrchol 150 až 200 ms po stimulu. Jedna z nich vzniká ve střední části mozku a druhá v zadní oblasti mozku.

Podkomponenta, jež je generována v zadní oblasti mozku, má zvýšenou amplitudu, pokud subjekt podstupuje úlohu, v níž má za úkol vizuální stimuly rozlišit na rozdíl od jejich pouhé detekce. Komponenta N1 je obecně citlivá na směr pozornosti.

## P2

P2 komponenta vyvolaná vizuálním stimulem je nejlépe změřitelná v předních a centrálních oblastech hlavy. V zadních oblastech hlavy je často obtížné rozlišit P2 vlnu od vln N1, N2 a P3, které ji překrývají. Čím vzácněji se objevuje *target* stimul, tím je amplituda této komponenty vyšší. V tomto smyslu je P2 vlna velmi podobná vlně P3.

<sup>2</sup>Charakteristika jakékoliv struktury, která je periodická napříč polohou v prostoru.

### 3.2.2 Reakce na sluchové stimuly

#### N1

N1 vlna vyvolaná sluchovým stimulem má podobně jako vizuální N1 vlna několik rozlišitelných podkomponent. První je podkomponenta s vrcholem kolem 75 ms po stimulu vznikající ve sluchovém kortexu v centrální části mozku. U druhé podkomponenty s vrcholem kolem 100 ms po stimulu není zatím úplně jasné, v jaké oblasti mozku přesně vzniká. Poslední podkomponenta je generována v postranních oblastech mozku s vrcholem kolem 150 ms po stimulu. N1 vlna je citlivá na pozornost subjektu.

### 3.2.3 Skupina N2 komponent

Základní komponenta N2 je vyvolána opakujícím se *non-target*<sup>3</sup> stimulem. N2 se skládá z podkomponenty N2a, kterou lze vyvolat sluchovými stimuly a z podkomponenty N2b, kterou lze vyvolat jak pomocí sluchových, tak i vizuálních stimulů. Amplituda této vlny je větší pro méně časté stimuly.

### 3.2.4 Skupina P3 komponent

P3 vlna se skládá ze dvou významných komponent P3a a P3b. Obě jsou vyvolány nepředvídanými stimuly jak sluchovými, tak vizuálními. Ve většině případů, kdy je zmiňována komponenta P3 nebo P300, je myšlena právě komponenta P3b. Komponenta P3b je pozorována v případě výskytu *rare*<sup>4</sup> stimulu, který je sice vzácný, ale očekávaný v rámci úkolu. P3a komponenta je vyvolána *rare* stimulem, jehož výskyt je opravdu překvapivý a neočekávaný.

Je známo mnoho faktorů, které ovlivňují latenci nebo amplitudu P3 komponenty, ale není toho tolik známo o konkrétních kognitivních procesech, které tato vlna reflektuje. Charakteristickým znakem P3 komponenty je její citlivost na pravděpodobnost výskytu *target* stimulu. Amplituda P3 se zvyšuje se snižováním pravděpodobnosti výskytu *target* stimulu. Nezáleží ale pouze na celkové pravděpodobnosti výskytu, ale také na lokální pravděpodobnosti. Čím více *non-target* stimulů předchází *target* stimulu, tím je amplituda vlny P3 větší.

Amplituda P3 je ovlivněna také mírou úsilí, kterou subjekt úloze věnuje. S větším úsilím amplituda narůstá a naopak klesá, pokud si subjekt není jistý, zda zařadit daný stimul do kategorie *target* nebo *non-target*. Pokud je

<sup>3</sup>Stimul, na který nemá testovaný subjekt reagovat.

<sup>4</sup>Vzácně se vyskytující stimul.

tedy navržený experiment složitější, mělo by zvýšené úsilí potřebné k jeho dokončení vést ke zvýšení amplitudy. Jestliže se ale společně s komplikovaností experimentu snižuje schopnost subjektu rozlišit, do jaké kategorie daný stimul patří, může docházet k opačnému efektu - amplituda se snižuje. Proto je nutné při návrhu experimentu zvolit správnou míru obtížnosti.

Vzhledem k tomu, že vlna P3 závisí na pravděpodobnosti výskytu dané kategorie stimulů, cokoliv, co prodlouží dobu potřebnou pro kategorizaci stimulů, musí také zvýšit latenci komponenty P3. Tato latence už ale není závislá na procesech, které po kategorizaci následují, například zmáčknutí tlačítka po výskytu *target* stimulu. Tím pádem je možné z latence P3 komponenty usuzovat, zda daný experiment vedl k prodloužení doby potřebné pro kategorizaci podnětů, nebo jen doby potřebné na reakci po tomto vyhodnocení.



# 4 Srdeční puls

## 4.1 Srdce

Srdce je svalový orgán nacházející se v hrudníku. Při stazích srdečního svalu je srdcem pumpována okysličená krev a živiny do celého těla a z těla naopak přichází odpadní látky. Zdravé srdce dodává tělu krev ve správném množství a správným tempem dle aktuální tělesné zátěže. Pokud nemoc nebo nějaké zranění oslabuje srdce, orgány nedostanou dostatek krve a nefungují správně. [29]

### 4.1.1 Srdeční frekvence

Srdeční frekvence udává počet úderů srdce (stahů srdečního svalu) za minutu. Jde o citlivý ukazatel fyzické (energetické) a psychické (emoční a mentální) zátěže.

Ke změně srdeční frekvence dochází v reakci na různé tělesné stavy. Je obvykle neměnná při odpočinku, stání nebo sezení, ale často je dočasně zvýšena při rychlé změně polohy, například při zvednutí se ze sedu. Zrychlení srdeční činnosti mohou způsobit i okolní vlivy. Následkem zvýšení teploty nebo vlhkosti vzduchu srdce pumpuje o něco více krve a tepová frekvence se lehce zvýší o 5 až 10 úderů za minutu. Po krátké době by se měla opět vrátit na původní hodnotu. [1, 29]

Některé emoce, například strach, automaticky spustí uvolnění hormonu adrenalinu do těla, díky kterému začne srdce bít rychleji. Díky tomuto zrychlení získá tělo více kyslíku a energie čelit potenciálnímu nebezpečí. [29, 33]

Několika studiemi bylo potvrzeno zvýšení srdeční frekvence a změna srdečního rytmu při mentální zátěži. [20, 24]

Po dosažení deseti let věku by se měla srdeční frekvence u člověka ustálit na 60 až 100 úderech za minutu v klidovém stavu. Národní ústav zdraví (NIH) ve Spojených státech publikoval seznam normálních hodnot srdeční frekvence pro různé věkové skupiny viz tab. 4.1. [29]

Věk	Běžná srdeční frekvence (úderů za minutu)
Do 1 měsíce	70 až 190
Od 1 do 11 měsíců	80 až 160
Od 1 do 2 let	80 až 130
Od 3 do 4 let	80 až 120
Od 5 do 6 let	75 až 115
Od 7 do 9 let	70 až 110
Nad 10 let	60 až 100

Tabulka 4.1: Normální hodnoty srdeční frekvence dle NIH (Převzato z [29]).

### 4.1.2 Srdeční puls

Srdeční puls (tj. tep, tepová frekvence) je se srdeční frekvencí často zaměňován, a přestože si tyto hodnoty vzájemně odpovídají, nejde o stejnou veličinu. Při měření pulsu zjišťujeme, kolikrát za minutu se tepny stahují a roztahují v reakci na čerpací činnost srdce (srdeční frekvenci). Stahy srdečního svalu vyvolávají zvýšení krevního tlaku v tepnách, což se projeví jako hmatatelný puls. Ten je většinou nejlépe hmatatelný na zápěstích, v ohbí loktů a na krku. Měřením pulsu jsme schopni měřit i srdeční frekvenci. [1, 29, 33]

Emoce jsou významným faktorem, jenž ovlivňuje změnu srdečního pulsu. Emocionální reakce jsou velmi rychlé a podporují adaptivní mechanismy pro přežití. Způsobují zrychlení srdeční činnosti pro adekvátní zásobování svalů kyslíkem. Při prožívání stresu, úzkosti, štěstí, smutku, dokonce při pocitu žízně nebo hladu, je pozorováno zvýšení srdečního pulsu. Dalšími faktory, které mohou způsobit významné změny v rychlosti srdeční činnosti, mohou být například velikost těla (obezita), užívání léků, změna nadmořské výšky, cvičení nebo mentální aktivace. [1, 29, 33]

### 4.1.3 Srdeční rytmus

Vedle srdeční frekvence je často zkoumán také srdeční rytmus, který je neméně důležitým parametrem pro zjištění zdravotního stavu člověka. Srdeční rytmus může být stejně jako srdeční frekvence ovlivněn aktuální energetickou zátěží organismu. Lehké občasné abnormality v srdečním rytmu nemusí ihned znamenat zdravotní problém, ale zdravé srdce bije po většinu času v pravidelných intervalech. Existují různé typy abnormálního srdečního rytmu. Tyto typy jsou určovány dle místa vzniku abnormalit a dle toho, zda způsobují zrychlení nebo zpomalení srdeční činnosti. [1, 29]

## 5 Související experimenty

V této kapitole jsou popsány existující studie na téma vlivu hudby na fyzický a psychický stav člověka. Tyto studie sloužily jako podklad pro navržení podmínek vlastního experimentu a na jejich základě bylo určeno, jaká fyziologická data budou zkoumána a jak budou následně zpracovávána.

### 5.1 Vliv hudby na člověka

#### Fyziologické změny vyvolané různými druhy hudby u hudebníků a lidí bez hudebního vzdělání

V univerzitní výzkumné laboratoři ve městě Pavia v Itálii byl zkoumán vliv poslechu hudby na respirační a kardiovaskulární systém člověka. Experimentu se zúčastnilo dvacet čtyři zdravých osob. První skupina dvanácti subjektů neměla žádné hudební vzdělání, zatímco druhá skupina dvanácti subjektů se skládala z pokročilých studentů a bývalých studentů konzervatoře. [10]

Subjekt byl nejprve ponechán 20 minut v klidu a tichu za současného měření kardiovaskulárních a respiračních ukazatelů. Dále bylo subjektu v náhodném pořadí přehráváno šest různých stylů hudby. Do poslechu hudby byly náhodně vloženy dvouminutové úseky bez hudby. Po skončení experimentu subjekt jednotlivé skladby ohodnotil dle svých preferencí. [10]

Experiment ukázal, že dokonce i krátký poslech hudby může vyvolat měřitelné kardiovaskulární a respirační změny vedoucí k vyššímu vybuzení a soustředění subjektu, které jsou závislé na rychlosti a rytmu hudby. Tento efekt byl zároveň nezávislý na preferencích jednotlivých subjektů. Zajímavé bylo zjištění, jaký vliv má pauza vložená mezi skladbami. Při odpočinku subjektu v tichém prostředí před započítím experimentem nebyl pozorován stav relaxace v takové míře, jako při pauze mezi skladbami. U skupiny hudebníků byly pozorovány větší změny v dýchání při změně tempa hudby než u druhé skupiny. [10]

Poslech hudby, obzvláště u subjektů s hudebním vzděláním, může tedy zvyšovat soustředění během fáze s rychlejším tempem a následně navodit uvolňující účinek během pauz. Studie ukazuje, že vhodné střídání rychlého a pomalého rytmu hudby s pauzami může být užitečné jako technika sloužící pro relaxaci, meditaci, dokonce pro léčbu kardiovaskulárních chorob. [10]

### Vliv hudby na kognitivní výkon

Studie se zúčastnilo třicet dva subjektů z Marylandské univerzity, z toho dvacet pět žen a sedm mužů ve věku od 20 do 41 let. Každému z účastníků bylo předloženo pět různých aritmetických testů k vyřešení. [15]

- První test byl proveden za poslechu klidné hudby s nízkou intenzitou (hlasitostí),
- druhý test při poslechu „tvrdé“ hudby s nízkou intenzitou,
- třetí test byl proveden v úplném tichu,
- čtvrtý test při poslechu klidné hudby s vysokou intenzitou a
- pátý test při poslechu „tvrdé“ hudby s vysokou intenzitou.

„Tvrdá“ hudba byla pro tento experiment definována jako heavy-metalová hudba, klidná hudba byla definována jako klasická hudba hraná pouze na piano. Studie se zabývala vlivem různých žánrů s různou úrovní hlasitosti na kognitivní výkon. [15]

Nejlepšího výkonu dosahovali účastníci experimentu v případě, že při testech neposlouchali žádnou hudbu. Naopak při „tvrdé“ hudbě s vysokou intenzitou došlo k výraznému zhoršení výkonu. Při poslechu klasické hudby nebylo navzdory očekávání potvrzeno zvýšení výkonu subjektů v testech. Dále nebyl prokázán vliv na výkon při přehrávání různých žánrů hudby. Ať už byla přehrávána „tvrdá“ hudba s vysokou intenzitou, nebo klidná hudba s vysokou intenzitou, výkon subjektů byl shodný. Výsledky experimentu ukazují na to, že ideálním prostředím pro maximalizaci kognitivního výkonu je tiché prostředí a že větší vliv na jeho změny má intenzita hudby než samotný žánr. [15]

### Vliv preferované hudby na porozumění textu vzhledem ke zkušenostem s poslechem hudby při studiu

Třicet dva vysokoškolských studentů, z toho šestnáct mužů a šestnáct žen, se účastnilo tohoto experimentu. Každý z účastníků byl požádán o přečtení předloženého textu a následné zodpovězení otázek, které se k textu vztahovaly. Porozumění textu bylo rozděleno na dvě části. V první části subjekt četl text v tichém prostředí a v druhé části při poslechu preferované hudby. Hudba byla přehrávána na střední hlasitost. [17]

Po skončení experimentu byli účastníci dotázáni, jak často jsou zvyklí poslouchat hudbu při studiu. Čím častěji, tím méně ovlivnila hudba jejich

výkon oproti podmínkám v tichém prostředí. Výsledkem studie bylo zjištění, že ženy si vedly podstatně lépe v tichém prostředí, zatímco muži měli výsledky srovnatelné v obou podmínkách. Studie uvádí, že možným důvodem pro tyto rozdíly mezi pohlavími může být fakt, že více mužů než žen bylo zvyklých studovat při poslechu hudby, a tím pádem na ně neměl poslech hudby tak rušivý efekt. [17]

### **Vliv hudby na schopnosti žáků základních škol při řešení úloh.**

Tato práce zahrnuje dvě studie provedené za účelem zkoumání vlivu hudby vnímané jako relaxační a klidné na výkon při aritmetických úlohách a úlohách zaměřených na paměť u dětí ve věku mezi 10 a 12 lety. [19]

Studie 1: Třicet jedna dětí ze základní školy ve věku 10 až 11 let se účastnilo této studie. Děti byly rozděleny do dvou náhodných skupin a po dobu čtyř po sobě jdoucích dnů jim byly během první školní hodiny průběžně předkládány aritmetické úlohy k řešení. Žáci z každé skupiny měli vždy 15 minut na vypracování co největšího počtu aritmetických úloh. Jedné skupině byla při řešení úloh přehrávána hudba označená za uklidňující. Druhá skupina pracovala v tichém prostředí. Pro každého účastníka byl zaznamenán celkový počet vypracovaných úloh, počet správně vypracovaných úloh a celková přesnost. [19]

Studie 2: Třicet dětí ve věku 11 až 12 let se účastnilo tohoto experimentu. Pro experiment byla vybrána taková hudba, jež byla označena dětmi stejného věku, jakého byli účastníci experimentu, za uklidňující a agresivní. Děti byly náhodně rozděleny do tří stejně velkých skupin a každá skupina podstoupila test paměti v různých podmínkách. První skupině během testu nebyla přehrávána žádná hudba, druhé skupině byla přehrávána během celého testu uklidňující hudba a poslední skupině hudba agresivní. Test paměti spočíval v zapamatování si několika vět v první části a doplnění chybějícího slova v každé větě v části druhé. [19]

Výše popsané studie potvrzují pozitivní vliv poslechu uklidňující, relaxační hudby na rychlost řešení matematických úloh a lepšího zapamatování slov ve větách u dětí ve věku od 10 do 12 let. Naopak hudba vnímaná jako nepříjemná či agresivní měla negativní vliv na výkon v testu paměti a také vedla ke snížení prosociálního chování. Výzkumníci zde naznačují, že vliv hudby na zkoumaný kognitivní výkon je zprostředkováván změnou nálady, kterou hudba vyvolává. [19]

### Vliv hudby na porozumění textu u extrovertů a introvertů

Studie se zúčastnilo čtyřicet osm vysokoškolských studentů. Tito studenti byli rozřazeni do skupin introvertů a extrovertů na základě Eysenckova testu osobnosti. Každý z účastníků uvedl formou ohodnocení na škále 1 až 7 své preference vybraných kategorií hudebních stylů a zároveň vybral jeden nejvíce preferovaný styl. Dalším zjišťovaným parametrem bylo, jak často je subjekt zvyklý poslouchat hudbu při studiu a při jaké hlasitosti. Většina subjektů vybrala rock and roll jako preferovaný styl hudby. [13]

Extroverti uvedli, že poslouchají hudbu při studiu zhruba 50% času, oproti introvertům, kteří poslouchají hudbu při studiu jen 25% času. Obě skupiny uvádějí, že hudbu udržují na nízké hlasitosti. Tyto zjištěné údaje byly dále použity pro návrh dalšího experimentu, který testuje vliv preferované hudby na introvertní a extrovertní skupiny subjektů při testu porozumění textu. Stejně množství extrovertů a introvertů podstoupilo test v tichu a při poslechu preferované hudby určené první částí studie jako rock and roll. [13]

Bylo zjištěno, že hudba ovlivňuje extroverty jiným způsobem než introverty. Nebylo potvrzeno, že by extroverti dosahovali v testu vyšších výsledků při poslechu preferované hudby než v podmínkách bez hudby, ale u introvertů bylo zjištěno při poslechu hudby významné snížení výkonu. Extroverti uvedli častější poslech hudby při studiu než introverti a to může být nejspíše důvodem skutečnosti, že hudba jejich výkon v testu nijak neovlivnila. Není jasné, zda výsledky studie lze přisuzovat rozdílným typům osobností nebo rozdílným zkušenostem s poslechem hudby při studiu nebo oběma zmíněným faktorům. [13]

### Vliv hudby na pracovní výkonnost

Studie zkoumala vliv poslechu hudby na stav pozitivní afektivity<sup>1</sup>, kvalitu práce a dobu potřebnou pro dokončení úkolu u vývojářů informačních systémů. Data byla získávána od padesáti šesti vývojářů ze čtyř různých kanadských softwarových firem v jejich běžném pracovním prostředí po dobu pěti týdnů. [25]

Účastníci nejprve v prvním týdnu podstoupili kontrolní měření, během něhož každý pracoval v podmínkách, na které byl zvyklý. Pokud byl subjekt navyklý poslouchat v pracovní době hudbu celý den, pak poslouchal celý den, pokud byl zvyklý pracovat v tichém prostředí, pak hudbu při práci neposlouchal. Další dva týdny byly pracovníci instruováni poslouchat hudbu

<sup>1</sup>Subjektivní stav zahrnující převahu pozitivních emocí.

dle jejich vlastního výběru během pracovního dne kdykoliv chtějí. Čtvrtý týden bylo s účastníky dohodnuto, že nebudou poslouchat při práci žádnou hudbu. Poslední týden bylo znovu pracovníkům umožněno poslouchat jimi vybranou hudbu, kdy chtějí. [25]

Výsledky studie naznačují, že poslech hudby v některých pracovních prostředích vyvolává pozitivní změnu nálady u pracovníků, zvyšuje kvalitu odvedené práce a zároveň snižuje dobu potřebnou pro plnění pracovních úkolů. [25]

### **Emocionální a nervové reakce na hudbu: EEG studie**

Studie se zúčastnilo třicet jedna dobrovolníků ve věku 18 až 66 let. Dobrovolníci byli vybíráni jak z řad veřejnosti, tak ze zaměstnanců a studentů univerzity. Všem účastníkům byl předložen dotazník pro získání informací o úrovni jejich hudebního vzdělání. Devět z účastníků uvedlo, že nemají žádné hudební vzdělání. [12]

Experiment se zabýval změnou emocí vyvolanou poslechem hudby. Pro stimulaci bylo vybráno sto deset úryvků filmové hudby zahrnujících mnoho různých hudebních stylů, které nabízejí bohatý stimulační materiál pro zkoumání zpracování emocí [16]. Experiment se skládal z šesti částí. Při první a poslední části subjekt pouze odpočíval po dobu 5 minut. Ve zbylých částech měření (první až čtvrté) byly subjektu náhodně přehrávány hudební úryvky. Každý úryvek trval 12 sekund a po každém z nich byl subjektu předložen dotazník skládající se z osmi otázek zjišťujících, jaké emoce v subjektu hudba vyvolala. Během celého experimentu byl získáván EEG záznam z devatenácti elektrod umístěných dle mezinárodního systému 10/20. [12]

Výzkumníci našli vztah mezi emočním stavem účastníků (jedná se o stavy příjemného pocitu, vzteku, strachu a štěstí) a změnami frekvenčního pásma v oblasti 18 až 22 Hz (beta aktivita). Vztah byl potvrzen také mezi stavem napětí a změnami frekvenčního pásma v oblasti 35 až 39 Hz (gamma aktivita). Studie naznačuje, že pozorované změny v EEG záznamu vyvolané změnou emočního stavu člověka nezávisí na tom, zda jsou emoce vyvolány poslechem hudby, nebo jiným podnětem. [12]

## **5.2 Závěr**

Na téma, jak hudba ovlivňuje člověka, bylo provedeno mnoho studií, a přestože ne vždy se jejich závěry jednoznačně shodují, z prozkoumaných experimentů vyplývá, že hudba může prostřednictvím emocí ovlivnit člověka po fyzické i mentální stránce. Příkladem takových účinků mohou být změny

v rychlosti dechu a srdeční činnosti, zlepšení pracovního výkonu či zvýšení prosociálního chování u dětí. Jak z experimentů dále vyplývá, účinky hudby na člověka jsou velmi individuální. Závisí na konkrétních charakteristikách přehrávané hudby, na zkušenostech člověka s jejím poslechem (při mentální zátěži) a jeho hudebních preferencích.

S ohledem na zjištěné skutečnosti byl stanoven předpoklad, že poslech různých druhů hudby během hraní hry pexeso bude mít vliv na měřená elektrofyziologická data. Tento vliv se projeví změnou energetické hladiny mozkové aktivity, srdeční činnosti a výkonu ve hře. Zároveň budou tato data ovlivněna zkušenostmi měřených subjektů s poslechem hudby a jejich preferencemi.



# 6 Experiment

V rámci této práce byl zkoumán vliv několika druhů hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže. Experiment byl realizován v neuroinformatické laboratoři na Katedře informatiky a výpočetní techniky Západočeské univerzity v Plzni.

## 6.1 Použité vybavení

### EEG čepice, zemnicí a referenční elektroda

Speciální čepice (viz obr. 6.1) s našitými elektrodami dle mezinárodního systému umístění elektrod 10/20 slouží k neinvazivnímu snímání EEG signálu z pokožky hlavy subjektu. Během měření je připojena k zesilovači *V-Amp*. V neuroinformatické laboratoři bylo k dispozici několik velikostí měřicí čepice. Nevhodně zvolená velikost může způsobit bolest hlavy nebo nesprávné umístění elektrod, což může vést ke zkreslení měřeného EEG signálu či úplně nemožnosti jej získat.

Dalšími doplňujícími elektrodami využitými pro snímání mozkové aktivity byly referenční a zemnicí elektroda.



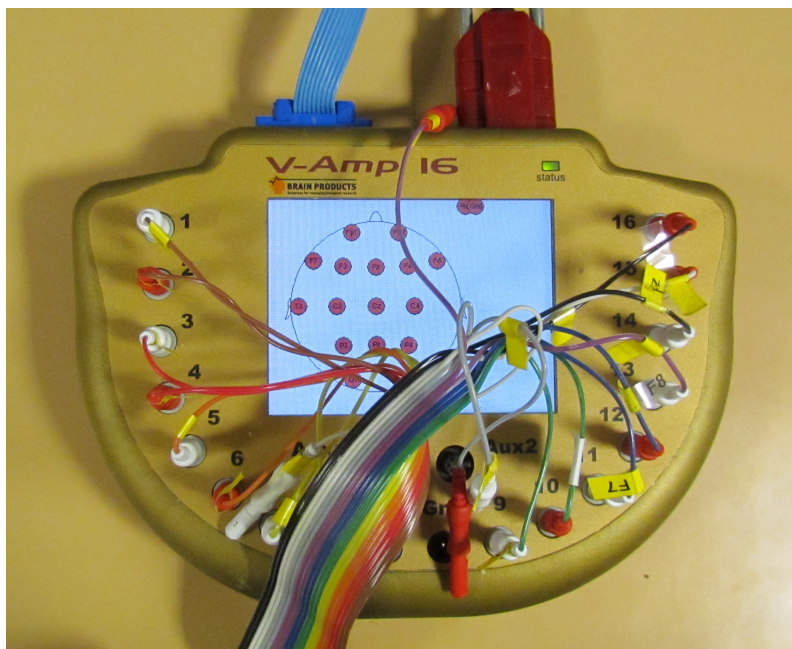
Obrázek 6.1: Měřicí EEG čepice.

### Zdravotnické pomůcky

Pro přípravu subjektu před měřením a dosažení správné vodivosti elektrod bylo zapotřebí několika zdravotních pomůcek. Těmi byly: vodivá pasta, vodivý gel, abrazivní gel, papírové ubrousky, látková izolepa, injekční stříkačka s tupou jehlou, vatové polštářky a nůžky.

### Zesilovač V-Amp

V tomto experimentu byl k zesílení signálu použit zesilovač *V-Amp*, zobrazený na obrázku 6.2, pomocí něhož lze zaznamenávat až 16 EEG kanálů a umožňuje připojení dalších dvou senzorů. Zesilovač byl připojen pomocí USB kabelu k počítači se softwarem *Brain Vision Recorder*.



Obrázek 6.2: Zesilovač *V-Amp*.

### Sluchátka

Pro poslech hudby během experimentu bylo využíváno intraaurálních (špuntových) sluchátek značky Sony. Sluchátka byla vybrána tak, aby co nejlépe izolovala subjekt od okolního ruchu a zároveň byla vzhledem k současnému používání EEG čepice co nejpohodlnější.

### Chytré hodinky

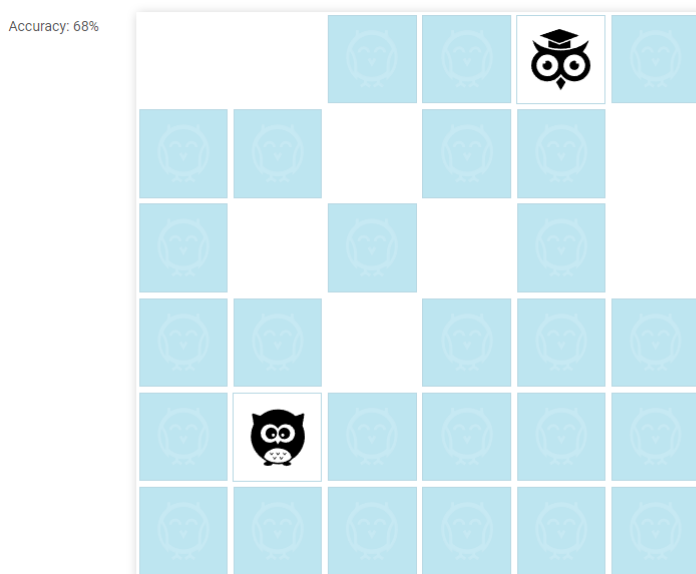
Pro měření tepové frekvence byl použit chytrý náramek *Xiaomi Miband 2* s příslušným senzorem. Náramek byl propojen s mobilní aplikací *Tools & Mi Band* pro umožnění kontinuálního záznamu srdečního tepu během jednotlivých měření.

### Počítač se softwarem BrainVision Recorder

Software *Brain Vision Recorder* slouží pro vizualizaci, záznam a uložení EEG signálu snímaného pomocí EEG čepice. Tento program lze využít i pro záznam dalších fyziologických signálů.

### Počítač s hrou pexeso

Pro experiment byla vybrána jednoduchá a přehledná webová aplikace *Pairs One* [6] umožňující vlastní nastavení hry.



Obrázek 6.3: Webová aplikace *Pairs One*.

### Matlab s rozšířeními EEGLAB a ERPLAB

Pro zpracování a analýzu získaných EEG dat byl využíván software *Matlab R2015b* [5] s volně dostupnými rozšířeními *EEGLAB v13.5.4b* [14] a *ERPLAB 5.0* [27].

## 6.2 Subjekty

Experimentu se zúčastnilo dvacet dobrovolníků ve věku mezi 21 a 30 lety, z toho deset mužů a deset žen. Před zahájením samotného měření byli všichni dobrovolníci požádáni o udělení informovaného souhlasu. Informovaný souhlas byl získán od všech subjektů.

## 6.3 Příprava subjektu před měřením

Účastník experimentu byl nejprve usazen a následně požádán o odložení veškerých elektronických zařízení, které by mohly působit rušení jak měřících přístrojů, tak pozornosti účastníka samotného. Subjekt byl detailně seznámen s průběhem jednotlivých měření, získávanými daty a s činnostmi, které se od něj v rámci experimentu očekávají.

Prvním krokem přípravy byl výběr správné velikosti EEG čepice. Po výběru a nasazení měřicí čepice následovalo umístění referenční a zemnicí elektrody. Referenční elektroda byla umístěna přibližně 1 cm nad kořen nosu a zemnicí elektroda na ušní lalůček. Tato místa musela být nejprve zbavena nečistot a odumřelých kožních buněk pomocí abrazivního gelu. Do prostoru mezi elektrodou a povrchem pokožky byla nanesena vodivá pasta. Dříve než byla EEG čepice spolu s referenční a zemnicí elektrodou připojena k zesilovači, byl subjekt požádán o nasazení a zapojení sluchátek. Zesilovač byl připojen k počítači s nainstalovaným programem *Brain Vision Recorder*.

Aby bylo možné snímat mozkové signály, mezi elektrodami na měřicí čepici a povrchem hlavy musela být co nejvíce zvýšena vodivost. Toho bylo docíleno vpravením vodivého gelu do prostoru mezi elektrodou a povrchem hlavy pomocí injekční stříkačky s tupou jehlou. Současně s tím bylo nutné sledovat aktuální změny odporu elektrod v programu *Brain Vision Recorder* a proces opakovat do té doby, než bylo dosaženo kýžených hodnot.

Subjektu byly na levé zápěstí umístěny hodinky se senzorem pro měření srdečního pulsu připojené k mobilnímu telefonu s aplikací umožňující kontinuální záznam těchto dat.

## 6.4 Scénář experimentu

Experiment spočíval v hraní pexesa dvou různých obtížností za poslechu tří různých druhů hudby a v tichém prostředí.

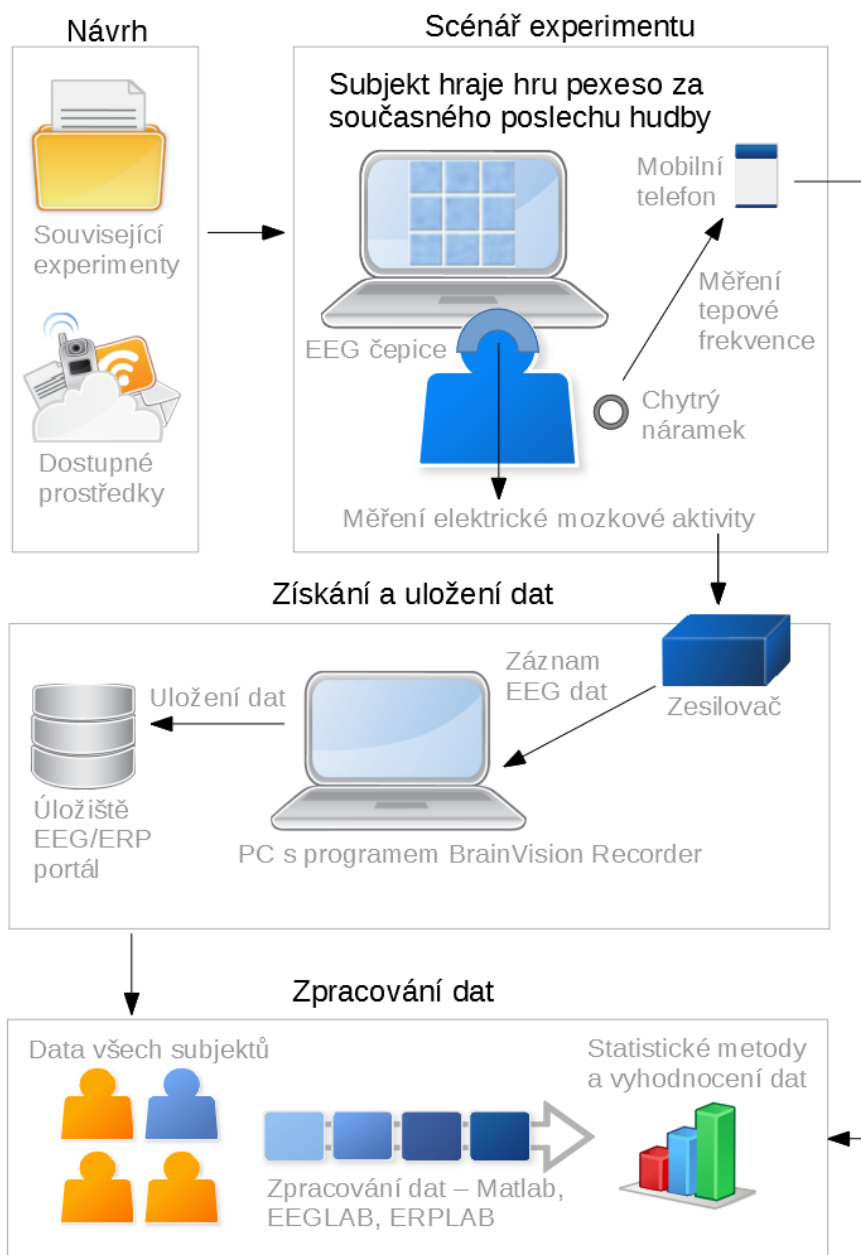
Před zahájením experimentu byl subjekt ponechán v klidu za současného měření srdečního pulsu po dobu 5 minut. Po uplynutí této doby si subjekt

nastavil hlasitost hudby přehrávané do sluchátek na takovou úroveň, na jakou je zvyklý. Odehrál jednu zkušební hru pexesa, aby se seznámil s aplikací a věděl, jak přepnout na novou hru.

Měření bylo rozděleno do dvou bloků (dvě obtížnosti). Každý blok sestával ze čtyř částí, které se lišily pouze přehrávaným druhem hudby.

- Hra v tichém prostředí.
- Hra při poslechu rychlé hudby.
- Hra při poslechu pomalé (relaxační) hudby.
- Hra při poslechu hudby preferované subjektem.

Každá část trvala 4 minuty a obsahovala 4 minutovou skladbu daného typu. Během každé skladby se subjekt snažil o odkrytí co největšího počtu dvojic karet s co nejvyšší přesností. Subjekt mohl hru pexeso během jedné skladby stihnout dohrát vícekrát. Mezi jednotlivými částmi byla 15 sekundová pauza pro přípravu nové hry. Ve druhém bloku byla zvýšena obtížnost hry. Zvýšení obtížnosti spočívalo ve větší podobnosti herních karet. V prvním bloku byly obrázky barevné a více rozdílné (různé hudební nástroje), ve druhém byly černobílé a obsahovaly jen jeden typ obrázku (sovy), který byl lehce variován. Mezi těmito dvěma bloky byla 5 minutová pauza, během níž si subjekt mohl odpočinout a zároveň přepnout obtížnost hry. Po skončení experimentu byl subjekt opět ponechán 5 minut v klidu za současného měření srdečního pulsu.



Obrázek 6.4: Průběh experimentu.

Během celého experimentu bylo subjektu měřeno EEG na elektrodách Cz, Fz a Pz. Zároveň byla zaznamenávána tepová frekvence a data o průměrné přesnosti a počtu odehraných dvojic ve hře. Průběh experimentu je znázorněn na obrázku 6.4.

### 6.4.1 Hudba

Přehrávaná hudba byla rozdělena do tří kategorií: pomalá, rychlá a preferovaná subjektem.

Skladby označené kategorií „pomalá“ a „rychlá“ hudba byly vybrány od stejného interpreta, stejného žánru a bez textu, aby text neodváděl pozornost subjektu od hraní hry. Preferované skladby byly vybrány přímo subjektem, který byl instruován vybrat dvě své oblíbené skladby. Ve výběru nebyl subjekt nijak omezen.

Vznikly tak dvě množiny skladeb, z nichž každá obsahovala jednu skladbu z každé kategorie. Při první obtížnosti hry byla přehrávána první množina skladeb a při druhé obtížnosti druhá množina skladeb. Podrobné informace k jednotlivým skladbám jsou uvedeny v tab. 6.1.

Druh	Autor	Skladba (1. obt.)	Skladba (2. obt.)	Styl
Rychlá	Metallica	Master of Puppets	Enter Sandman	metal <sup>1</sup>
Pomalá	Kevin MacLeod	Sovereign	Fresh Air	klasická <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Vychází z rockové hudby, charakteristický používáním elektrických kytar, bicích a hlasitým zkresleným zvukem. Více na [40].

<sup>2</sup> Současná klasická hudba hraná na piano. Více na [4].

Tabulka 6.1: Podrobné informace k hudbě přehrávané při experimentu.

### 6.4.2 Dotazník

Po skončení experimentu byl každý subjekt požádán o vyplnění osobních údajů (Jméno, Příjmení, Pohlaví, Datum narození - pouze měsíc a rok, Vady zraku) a dotazníku. Dotazník obsahoval dvanáct otázek vztahujících se k experimentu.

1. Jak na subjekt působila různá hudba během měření.
2. Jak moc přišla subjektu hra ke konci nudná.
3. Jak moc bylo pro subjekt měření stresující.
4. Zda pociťoval při měření bolest hlavy a co bylo důvodem.
5. Zkušenosti s hrou pexeso.
6. Zda subjekt hra pexeso baví.
7. Za jak dobrého hráče v pexesu se subjekt považuje.

8. Subjekt ohodnotil vlastní krátkodobou paměť.
9. Zkušenosti s poslechem hudby při práci.
10. Zkušenosti s poslechem hudby při učení.
11. Při jakých dalších činnostech je subjekt zvyklý poslouchat hudbu.
12. Zda subjekt preferuje rychlou nebo pomalou hudbu.

Některé z těchto údajů byly použity společně s naměřenými hodnotami při experimentu pro podrobnější analýzu dat. Úplná podoba dotazníku a odpovědi subjektů na otázky v něm uvedené viz příloha B, C.



# 7 Zpracování dat

Tato kapitola popisuje, jakým způsobem byla zpracována EEG data a hodnoty tepové frekvence. Na všechna získaná data byl aplikován stejný postup zpracování.

## 7.1 Zpracování EEG dat

EEG data byla zpracována a analyzována v programu *Matlab R2015b* s rozšířeními *EEGLAB* a *ERPLAB*. V této práci jsou primárně zkoumány změny energetické hladiny na frekvenčních pásmech alfa a beta při hraní pexesa za různých podmínek (při poslechu různých druhů hudby).

### 7.1.1 Frekvenční analýza biologického signálu

Frekvenční (spektrální) analýza dovoluje zobrazit jednotlivé frekvenční složky signálu. Při spektrální analýze signálu získáváme odhad výkonového spektra. Jednou z často používaných metod spektrální analýzy je tzv. *Fourierova transformace*, která převádí spojitou funkci z časové oblasti do oblasti frekvenční. Základní myšlenkou této transformace je, že jakýkoliv periodický signál lze vyjádřit součtem základních funkcí sinus a kosinus o příslušné amplitudě a frekvenci. [23, 32]

Pro zpracování periodických vzorkovaných signálů je využíváno tzv. *Diskrétní Fourierovy transformace* (viz vzorec 7.1), která slouží k převodu diskrétního signálu v časové oblasti do frekvenční oblasti. [23, 32]

$$F_n = \sum_{k=0}^{N-1} f_k \cdot e^{-j \frac{2\pi}{N} kn}, n = 0, 1, \dots, N - 1. \quad (7.1)$$

Uvedený výpočet *Diskrétní Fourierovy transformace* má složitost  $O(N^2)$ , takže v případě velkého množství vzorků je počet operací velmi vysoký. Snaha o redukci složitosti vedla k vývoji metody *Rychlé Fourierovy transformace*, která je využívána pro výpočet spektra. [23, 32]

*Rychlá Fourierova transformace* je jiný způsob pro výpočet *Diskrétní Fourierovy transformace* se stejným výsledkem. Tato metoda omezuje složitost výpočtu na  $O(N \log N)$ . [23, 32]

### 7.1.2 Postup zpracování dat

Pro každý ze subjektů bylo získáno osm úseků EEG záznamu, odpovídajících osmi různým podmínkám při měření. Pro tyto jednotlivé záznamy byla zpracována analýza zobrazující frekvenční spektrum EEG signálu. Pro získání hodnot energetické hladiny na frekvenčních pásmech alfa a beta bylo nutné se získanými EEG daty provést několik operací.

1. Filtrace dat.
2. Automatická detekce a odstranění artefaktů.
3. Manuální detekce a odstranění artefaktů.
4. Spočtení a vizualizace frekvenčního spektra EEG signálu.

Z dat byly pomocí filtru se spodní hranicí 0.1 Hz a horní hranicí 30 Hz odstraněny nežádoucí frekvence. Volba spodní hranice filtru vycházela z předpokladu, že během experimentu může docházet k pohybu subjektu [28]. Aplikováním filtru v popsaném rozmezí došlo také k odstranění signálu v podobě síťového kmitočtu (50 Hz).

Po filtraci dat byly z jednotlivých EEG záznamů odstraňovány artefakty. Detekce artefaktů proběhla ve dvou krocích.

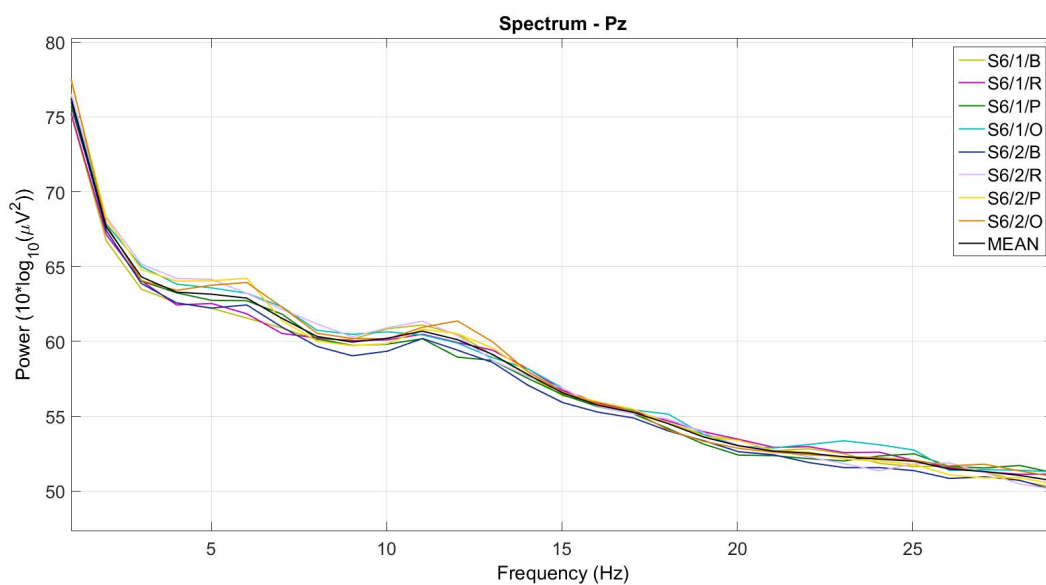
V prvním kroku byla využita automatická detekce artefaktů metodou pohybujícího se okénka. Tato metoda prochází data po úsecích odpovídajících šířce okénka a v každém úseku kontroluje, zda hodnoty napětí signálu nepřesáhnou zvolenou mez. Šířka okénka byla nastavena na 200 ms a vzdálenost, o kterou se okénko v každém kroku posune, na 180 ms. Spodní mez napětí signálu byla nastavena na hodnotu  $-90 \mu\text{V}$  a horní mez napětí na hodnotu  $90 \mu\text{V}$ . Segmenty signálu označené touto metodou k odstranění byly zobrazeny, zkontrolovány a odstraněny.

Druhým krokem byla manuální detekce a odstranění artefaktů. Výsledný EEG záznam s již odstraněnými automaticky detekovanými artefakty byl manuálně zkontrolován a pokud byl v některé části signálu nalezen artefakt (jednalo se většinou o pohyby očí a mrkání, které se projevují prudkou změnou amplitudy signálu), pak byla tato část manuálně označena. Označené úseky byly následně odstraněny.

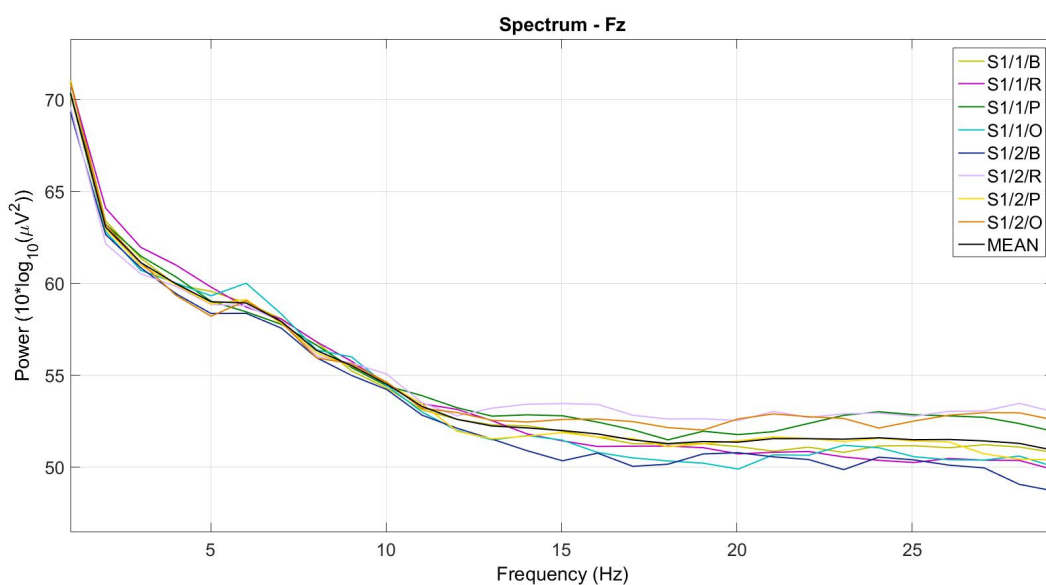
Pro takto upravená EEG data bylo již možné použít metodu, která pomocí algoritmu *Rychlé Fourierovy transformace* spočte výsledné frekvenční spektrum EEG signálu. Podrobnější popis metody pro získání frekvenčního spektra je uveden v kapitole 7.1.1.

## Energetické hladiny alfa a beta

Vizualizace frekvenčního spektra a výpočet hodnot energetické hladiny v pásmech alfa a beta byl zpracován pro všechny subjekty a pro elektrody Cz, Fz a Pz. Na ukázkou jsou zde uvedeny výsledné grafy pro subjekt 6 na elektrodě Pz a pro subjekt 1 na elektrodě Fz viz obr. 7.1, 7.2.



Obrázek 7.1: Frekvenční spektrum subjektu 6 na elektrodě Pz.



Obrázek 7.2: Frekvenční spektrum subjektu 1 na elektrodě Fz.

V tab. 7.1 a 7.2 jsou uvedeny konkrétní naměřené hodnoty energetické hladiny v pásmech alfa a beta na elektrodě Pz za první a druhý blok experimentu. Na elektrodě Pz byla pásma alfa a beta nejvýraznější, proto v následné analýze dat byly použity právě tyto hodnoty.

Subjekt	1. měření		2. měření		3. měření		4. měření	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
1	287,2	745,7	288,7	736,5	288,2	751,8	288,8	742,7
2	273,3	702,7	273,6	695,9	273,8	691,9	270,8	687,9
3	293,2	783,1	293,0	776,5	290,3	774,1	292,5	773,6
4	298,2	747,0	298,3	744,0	295,8	738,9	294,8	738,8
5	303,7	779,3	302,8	775,0	301,6	777,5	299,8	770,2
6	302,8	742,9	301,0	745,8	298,7	742,1	301,9	748,0
7	287,1	767,0	287,0	800,3	288,0	821,4	290,2	818,2
8	283,6	733,8	284,1	748,1	286,5	759,0	285,8	753,3
9	289,1	746,5	288,6	744,7	286,1	735,2	286,4	734,3
10	287,8	769,0	293,2	777,3	292,9	776,1	294,2	767,3
11	303,5	757,5	304,2	752,7	302,6	744,8	301,2	744,7
12	290,6	741,4	289,6	740,4	284,0	734,3	292,5	737,5
13	291,2	758,3	296,0	800,9	289,8	758,1	294,2	795,0
14	274,8	724,6	275,2	724,2	277,4	722,2	283,6	737,2
15	289,4	730,1	287,8	725,7	291,8	727,0	291,6	728,1
16	299,8	735,4	301,5	750,1	301,7	745,6	297,6	724,6
17	303,9	758,0	301,2	753,9	301,7	756,0	303,1	761,6
18	270,3	696,3	272,5	699,9	274,3	702,8	274,3	708,7
19	288,5	731,8	286,5	726,5	287,2	732,6	286,2	730,4
20	300,2	779,1	298,9	800,2	300,8	797,2	301,0	808,2

Tabulka 7.1: Energetická hladina v pásmech alfa a beta - první blok měření.

Subjekt	5. měření		6. měření		7. měření		8. měření	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
1	284,7	737,4	286,6	755,0	286,5	742,3	286,8	752,0
2	270,6	682,9	269,1	685,2	270,8	685,3	267,8	683,7
3	294,1	778,4	291,9	782,7	292,1	779,7	294,4	787,8
4	296,3	738,5	289,8	731,9	292,0	729,4	291,5	732,1
5	302,9	775,0	299,7	768,0	300,6	767,7	300,7	763,2
6	297,7	736,0	303,5	741,2	301,3	742,1	303,5	743,1
7	283,1	761,4	284,8	786,9	284,6	811,2	284,1	811,5
8	280,3	725,1	281,2	726,8	280,9	730,2	282,1	727,7
9	286,0	731,7	287,0	734,4	285,7	733,2	290,9	740,0
10	285,4	771,6	295,1	762,1	298,6	757,2	289,6	767,6
11	303,9	750,1	302,4	758,0	301,7	758,5	301,3	761,1
12	286,6	749,0	284,4	737,6	288,1	741,5	291,1	734,3
13	294,5	802,9	292,8	823,0	300,1	869,4	296,2	862,6
14	276,8	724,2	275,4	724,8	279,1	740,4	282,5	734,4
15	292,0	725,4	291,7	724,1	287,6	723,0	291,2	724,9
16	300,6	744,1	297,8	733,8	298,6	728,4	300,3	739,3
17	301,4	748,7	299,9	754,7	300,7	751,8	304,4	755,3
18	272,4	709,4	274,2	698,9	274,0	699,7	274,6	704,0
19	284,6	724,4	285,2	726,6	287,8	741,0	287,8	727,4
20	301,4	803,8	303,3	803,4	303,1	803,3	302,3	821,5

Tabulka 7.2: Energetická hladina v pásmech alfa a beta - druhý blok měření.

### 7.1.3 Podrobné zpracování dat v programu Matlab

Soubor \*.vhdr<sup>1</sup> vytvořený pomocí programu *BrainVision Recorder* byl načten pomocí vlastního makra `priprava_dat.m` do prostředí *EEGLAB*, který vytvořil novou datovou strukturu zvanou *dataset*. Nový *dataset* je automaticky vytvořen po každé operaci s daty. Data byla filtrována pomocí funkce *Tools - Filter the data - Basic FIR filter (new, default)* se spodní hranicí frekvenčního pásma 0.1 Hz a horní hranicí frekvenčního pásma 30 Hz. Touto operací bylo makro ukončeno.

Pro automatickou detekci artefaktů bylo využito rozšíření *ERPLAB* a funkce *ERPLAB - Artifact rejection in continuous data* s nastavením hodnoty spodní hranice pro odstranění nízkého napětí signálu na  $-90 \mu\text{V}$  a horní hranice na  $90 \mu\text{V}$ . Šířka okénka, ve kterém budou hodnoty napětí signálu porovnávány

<sup>1</sup>Hlavičkový soubor obsahující metadata a odkazy na soubor s informacemi o událostech a na soubor obsahující EEG data.

se zadanými mezními hodnotami, byla nastavena na 200 ms. Okénko se bude v každém kroku posouvat o zvolených 180 ms. Pro automatickou detekci artefaktů byly zahrnuty všechny kanály (elektrody Cz, Fz a Pz). Po spuštění této funkce je výsledný signál s označenými artefakty vykreslen na obrazovku. Po kontrole označených úseků a stisku tlačítka *Reject* byly artefakty odstraněny a vytvořen nový *dataset*.

Manuální odstranění artefaktů bylo provedeno spuštěním funkce *Tools - Reject continuous data by eye* dostupné v rozšíření *EEGLAB*. Pokud byl v EEG signálu nalezen artefakt, pak byl ručně označen a tlačítkem *Reject* odstraněn ze záznamu.

Po filtraci dat a odstranění artefaktů byla ze všech konečných *datasetů* subjektu vytvořena studie *File - Create study - Browse for datasets*. Po vytvoření této studie byla spuštěna funkce pro výpočet frekvenčního spektra signálu *Study - Precompute channel measures*, ve které byla vybrána možnost *Power spectrum*<sup>2</sup>. Výsledné spočtené frekvenční spektrum signálu bylo vykresleno na obrazovku funkcí *Study - Plot channel measures*.

Energetická hladina v pásmech alfa a beta byla získána z grafu frekvenčního spektra EEG signálu vlastním makrem *vypocet\_pasma.m*. Hodnoty byly získány výpočtem plochy pod křivkou pro každou část měření a pro každou z elektrod Cz, Fz a Pz v daném frekvenčním pásmu. Pro pásmo alfa 8 až 13 Hz a pro pásmo beta 15 až 29 Hz.

## 7.2 Zpracování srdečního pulsu

Pro každý subjekt bylo získáno devět různých hodnot tepové frekvence. První z hodnot odpovídá základní tepové frekvenci, která byla definována jako medián hodnot naměřených před zahájením experimentu a po skončení experimentu. Zbývající hodnoty tepové frekvence odpovídají osmi částem měření za různých podmínek během experimentu. Pro každou část měření byl vypočten celkový puls, jenž odpovídá mediánu hodnot naměřených během této části.

U subjektu 5 v posledních dvou částech měření a u subjektu 15 po celý experiment nebyly z důvodu technických problémů měřicího zařízení získány žádné hodnoty srdečního pulsu. V tab. 7.3 jsou uvedeny zjištěné hodnoty tepové frekvence všech subjektů.

---

<sup>2</sup>Výkonové spektrum (*Power spectrum*) informuje o energetických poměrech signálu viz kapitola 7.1.1

Subjekt	Tep (bpm <sup>1</sup> ) za jednotlivé části měření								
	Zákl. tep <sup>2</sup>	1	2	3	4	5	6	7	8
1	84	84	84	84	89	82	85	86	87
2	78	70	71	72	70	67	72	69	70
3	69	80	74	72	78	70	81	75	77
4	70	64	63	62	66	62	78	63	64
5	80	82	80	86	77	73	73	-	-
6	80	63	73	67	70	67	63	60	66
7	72	66	71	66	67	63	65	67	70
8	65	72	66	66	64	64	66	66	67
9	72	67	63	64	66	64	63	66	66
10	76	73	76	72	69	72	70	67	69
11	95	87	89	89	88	84	85	84	87
12	81	83	78	77	81	77	78	80	79
13	72	70	73	71	71	69	66	65	69
14	63	64	70	67	83	68	112	64	62
15	-	-	-	-	-	-	-	-	-
16	71	66	69	69	66	61	74	65	66
17	64	55	53	55	56	56	58	58	59
18	76	73	87	78	75	78	73	76	70
19	83	71	77	73	77	71	71	72	73
20	68	83	85	82	78	76	77	78	78

<sup>1</sup> Počet úderů srdce za minutu.

<sup>2</sup> Základní tepová frekvence získaná jako medián hodnot měřených po dobu 5 minut před začátkem experimentu a 5 minut po skončení experimentu.

Tabulka 7.3: Naměřené hodnoty tepové frekvence.

### 7.3 Údaje o hře pexeso

Během experimentu byla získávána data o přesnosti za jednotlivé odehrané hry pexesa. Tato přesnost byla počítána přímo aplikací *Pairs One*.

Pro každý subjekt byla určena hodnota celkové přesnosti za každou část měření jako průměr přesností dokončených her v této části, hodnota celkového počtu odkrytých karet za každou část měření jako součet odkrytých karet za všechny (i nedokončené) hry pexeso v příslušné části.

V tabulce 7.4 jsou pro všechny subjekty uvedeny hodnoty celkové přesnosti a v tabulce 7.5 hodnoty celkového počtu odkrytých karet za jednotlivá měření.

Subjekt	Přesnost (%) ve hře za měření							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	37,0	44,0	34,0	36,0	44,0	34,0	36,0	39,5
2	56,5	49,0	47,0	39,0	42,0	36,0	65,0	38,0
3	53,0	54,0	52,0	57,0	54,0	59,5	47,0	68,0
4	59,0	59,0	56,0	66,0	69,0	46,0	60,0	55,0
5	40,0	37,0	52,0	49,5	52,0	35,0	37,0	55,0
6	59,0	72,5	72,0	68,5	64,5	72,0	69,0	53,0
7	65,0	65,0	68,0	61,5	63,0	59,0	57,5	57,5
8	58,0	36,0	49,0	49,5	50,0	61,0	60,5	59,5
9	67,0	68,5	72,5	60,5	72,5	72,5	72,5	62,5
10	54,0	45,0	52,0	40,0	-	50,0	50,0	52,0
11	77,5	66,0	68,0	70,5	74,0	79,0	81,5	68,0
12	68,0	56,0	73,0	71,0	61,0	59,0	72,0	71,0
13	44,0	44,5	31,0	48,0	35,0	33,0	33,0	58,0
14	63,0	72,5	53,0	60,5	43,0	44,0	78,0	65,5
15	61,0	50,0	58,0	45,0	64,0	45,0	61,0	56,0
16	62,5	54,0	54,5	64,0	61,5	51,0	59,0	68,0
17	44,0	59,0	40,0	38,0	50,0	47,5	42,0	47,0
18	56,5	48,0	41,0	44,5	53,0	29,0	42,0	26,0
19	63,5	52,5	55,0	45,5	52,0	37,0	45,0	44,0
20	41,0	50,5	38,0	36,5	49,0	50,0	37,0	46,0

Tabulka 7.4: Celková přesnost při hře pexeso v jednotlivých částech experimentu.

Subjekt s číslem 10 během páté části měření nedokončil ani jednu hru pexeso, proto nemohla být v této části určena žádná hodnota celkové přesnosti.



Subjekt	Počet odkrytých karet za měření							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	50	72	58	54	60	50	64	76
2	72	76	56	52	42	46	74	38
3	44	44	50	54	60	74	52	62
4	42	52	48	56	50	38	36	54
5	50	46	74	76	62	52	48	60
6	58	80	60	72	72	66	62	50
7	52	54	64	72	66	66	72	74
8	84	62	64	72	68	80	80	82
9	86	84	78	72	92	78	76	80
10	40	42	38	36	12	36	42	38
11	72	56	72	78	88	82	84	76
12	64	60	52	72	58	54	72	72
13	58	76	50	68	46	46	42	76
14	90	80	58	74	54	48	76	74
15	54	52	72	58	66	44	64	54
16	94	72	76	96	82	76	90	100
17	50	62	44	54	50	74	56	50
18	74	72	54	72	70	52	72	40
19	82	74	84	72	78	56	80	74
20	74	94	72	72	88	94	64	86

Tabulka 7.5: Celkový počet odkrytých karet při hře pexeso v jednotlivých částech experimentu.

# 8 Analýza získaných dat

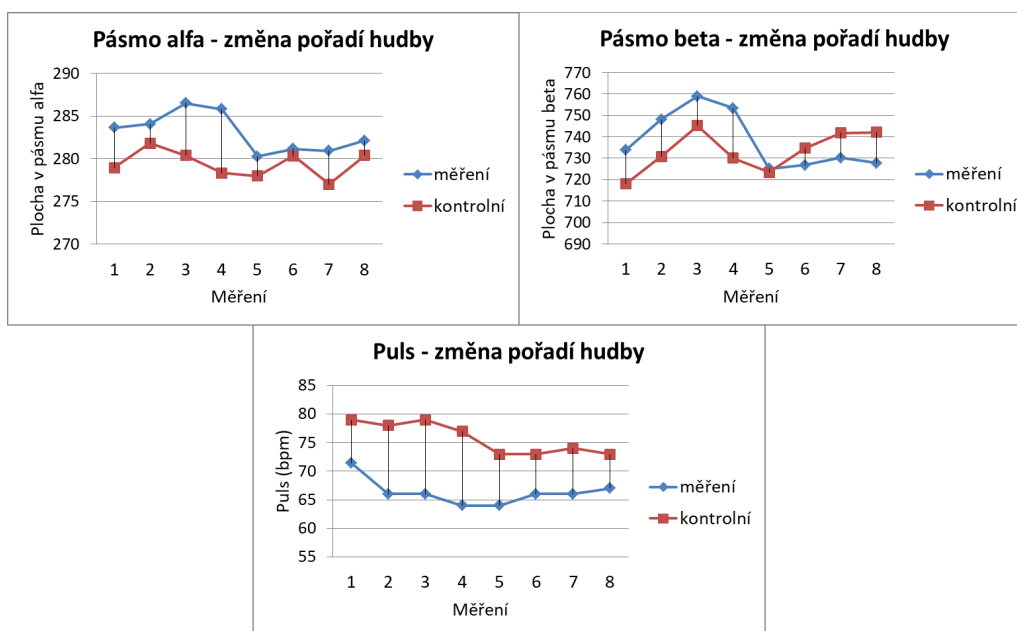
V této kapitole je popsáno kontrolní měření provedené za účelem ověření vlivu pořadí přehrávané hudby na získaná data, jednotlivé analyzované soubory dat, vybrané statistické metody pro ověření stanovených hypotéz a postupy jejich výpočtu se závěry.

## 8.1 Kontrolní měření

V rámci experimentu bylo provedeno kontrolní měření sloužící k ověření, zda pořadí, v jakém byly skladby přehrávány, mělo dopad na naměřené hodnoty.

Jeden ze subjektů byl požádán, aby podstoupil experiment znovu s tím rozdílem, že bylo změněno pořadí přehrávaných skladeb.

Na obrázku 8.1 je zobrazeno porovnání naměřených hodnot (pásmo alfa a beta, puls) s hodnotami získanými při kontrolním měření. Vliv pořadí přehrávané hudby by se v datech projevil stejnou tendencí v obou měřeních.



Obrázek 8.1: Porovnání hodnot při běžném měření s kontrolním.

V pásmu beta byl pozorován nárůst hodnot během prvních třech měření a následný pokles během čtvrtého a pátého měření. Ve zbytku experimentu již nebyl žádný trend zřetelný. V pásmu alfa nebyla pozorována závislost na

pořadí jednotlivých měření. U hodnot pulsu také nebyl znatelný vliv pořadí na měřené hodnoty.

## 8.2 Repeated Measures ANOVA

V této práci byl první sledovanou veličinou puls (bpm), který byl měřen při osmi různých podmínkách. Tyto podmínky odpovídají jednotlivým částem měření, tj. poslech různých druhů hudby při hře pexeso různé obtížnosti. Byly stanoveny nulová a alternativní hypotéza (1):

- $H_0$ : Střední hodnoty pulsu jsou za všech podmínek stejné (tj. bez statisticky významných rozdílů).  
 $H_1$ : Střední hodnoty pulsu jsou za některých podmínek rozdílné.

Druhou sledovanou veličinou byl počet odkrytých karet při hře pexeso, opět při osmi různých podmínkách, jež odpovídají jednotlivým částem měření. Byly stanoveny nulová a alternativní hypotéza (2):

- $H_0$ : Střední hodnoty počtu odehraných karet jsou za všech podmínek stejné (tj. bez statisticky významných rozdílů).  
 $H_1$ : Střední hodnoty počtu odehraných karet jsou za některých podmínek rozdílné.

Vzhledem k analyzovaným datům a stanoveným hypotézám byla vybrána *Repeated Measures ANOVA* (RMA) jako vhodná statistická metoda pro ověření statistické významnosti. RMA je statistická metoda, jež se využívá pro ověření, zda existují statisticky významné rozdíly středních hodnot náhodné veličiny jedné skupiny testovacích subjektů za různých podmínek.

Tato metoda se nejčastěji využívá pro studie zkoumající buď změny středních hodnot přes tři a více časových bodů nebo změny středních hodnot přes tři a více různých podmínek.

### 8.2.1 Postup pro ověření hypotézy pomocí RMA

Při aplikaci testové statistiky RMA byla získána hodnota  $F$ -statistiky, která se používá ke stanovení statistické významnosti. Pro získání této hodnoty muselo být nejpve provedeno několik výpočtů. Uvedené vzorce byly převzaty z [2].

Prvním krokem bylo určení součtu čtverců pro rozdíly mezi podmínkami ( $SS_{time}$ ) dle vzorce 8.1, 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 obou podmínek.

$$SS_{time} = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (8.1)$$

Variabilita v rámci podmínek ( $SS_w$ ) byla spočtena dle vzorce 8.2, kde  $x_{i1}$  je hodnota sledované veličiny  $i$ -tého subjektu za první podmínky,  $\bar{x}_1$  celková průměrná hodnota za první podmínky,  $x_{ik}$  představuje hodnotu pro  $i$ -tý subjekt za  $k$ -té podmínky a  $\bar{x}_k$  celkový průměr za  $k$ -té podmínky.

$$SS_w = \sum_1 (x_{i1} - \bar{x}_1)^2 + \dots + \sum_k (x_{ik} - \bar{x}_k)^2 \quad (8.2)$$

Variabilita v rámci subjektů  $SS_{subject}$  byla spočtena dle vzorce 8.3, kde  $k$  značí počet podmínek,  $\bar{x}_i$  průměrnou hodnotu za  $i$ -tý subjekt a  $\bar{x}$  celkový průměr za všechny hodnoty.

$$SS_{subjects} = k \cdot \sum (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (8.3)$$

V této fázi již bylo možné získat chybový rozptyl  $SS_{error}$ , který byl vypočítán dle vzorce 8.4.

$$SS_{error} = SS_w - SS_{subjects} \quad (8.4)$$

Následně byl spočten průměrný součet čtverců v rámci podmínek ( $MS_{time}$ ) jako podíl hodnoty  $SS_{time}$  a příslušného stupně volnosti  $df_{time} = (k - 1)$ , kde  $k$  značí počet podmínek viz vzorec 8.5.

$$MS_{time} = \frac{SS_{time}}{(k - 1)} \quad (8.5)$$

Průměrný chybový rozptyl  $MS_{error}$  byl získán 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 viz vzorec 8.6.

$$MS_{error} = \frac{SS_{error}}{(n - 1)(k - 1)} \quad (8.6)$$

Posledním krokem bylo spočtení  $F$ -statistiky dle vzorce 8.7.

$$F = \frac{MS_{time}}{MS_{error}} \quad (8.7)$$

### 8.2.2 Výsledky

S výslednou hodnotou  $F$ -statistiky a stupněmi volnosti  $df_{error}$  a  $df_{time}$  bylo možné vyhledat odpovídající kritickou hodnotu (například pomocí online aplikace [37]) pro zvolenou hladinu významnosti a určit, zda dochází k zamítnutí hypotézy  $H_0$  či nikoliv.

Pro hypotézy (1), (2) a hladinu významnosti  $\alpha = 0,05$  bylo zjištěno následující.

- (1)  $H_0$ : Střední hodnoty pulsu jsou za všech podmínek stejné (tj. bez statisticky významných rozdílů).  
 $H_1$ : Střední hodnoty pulsu jsou za některých podmínek rozdílné.  
 $F(7, 119) = 2,0831$   
 Kritická hodnota: 2,0874  
 Výsledek:  $2,0831 < 2,0874$  -> Nedochází k zamítnutí  $H_0$ .  
 Závěr: Není statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami pulsu za stanovených podmínek.
- (1)  $H_0$ : Střední hodnoty počtu odehraných karet jsou za všech podmínek stejné (tj. bez statisticky významných rozdílů).  
 $H_1$ : Střední hodnoty počtu odehraných karet jsou za některých podmínek rozdílné.  
 $F(7, 133) = 0,8829$   
 Kritická hodnota: 2,0791  
 Výsledek:  $0,8829 < 2,0791$  -> Nedochází k zamítnutí  $H_0$ .  
 Závěr: Není statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami odehraných karet za stanovených podmínek.

## 8.3 Studentův t-test

V této práci bylo analyzováno šest různých souborů dat, pro které bylo v případě zjištěných viditelných rozdílů potřeba vybrat vhodnou statistickou metodu pro určení statistické významnosti těchto rozdílů.

- Vliv pohlaví na měřená data.
- Vliv obtížnosti hry na měřená data.
- Vliv přehrávané hudby a preferencí na měřená data.
- Působení hudby na přesnost ve hře.
- Vliv zájmu o hru na měřená data.

- Vliv zkušeností s poslechem hudby na měřená data.

Vzhledem k povaze zkoumaných dat byl jako vhodná statistická metoda vybrán Studentův t-test. Tato metoda se dělí na tři hlavní typy.

- Jednovýběrový t-test  
Používán pro porovnání měřené veličiny jedné skupiny s nějakou fixní hodnotou (příklad: známe věk, kterého se dožila skupina lidí z jednoho státu, a porovnáváme s průměrnou délkou života obyvatel tohoto státu uvedenou v literatuře).
- Dvouvýběrový (nepárový) t-test  
Používán pro porovnání jedné měřené veličiny ve dvou nezávislých skupinách (příklad: zjišťujeme, zda výsledky testu studentů posledního ročníku jedné školy se liší od výsledků stejného testu studentů posledního ročníku jiné školy).
- Párový t-test  
Používán pro porovnání měřené veličiny jedné skupiny subjektů za dvou různých podmínek (příklad: porovnáváme hladinu cholesterolu před podáním léku a po podání léku u stejné skupiny pacientů).

Pro analyzované soubory dat byly vhodné dva z výše uvedených typů Studentova t-testu.

Prvním byl dvouvýběrový (nepárový) t-test, pomocí kterého bylo možné ověřit, zda existuje statisticky významný rozdíl středních hodnot mezi dvěma různými skupinami jedinců.

Reálně je tato metoda využívána tehdy, je-li třeba zjistit, zda se výsledky měření jedné skupiny významně liší od výsledků měření jiné skupiny.

Druhým byl párový t-test, pomocí kterého bylo možné ověřit, zda existuje statisticky významný rozdíl středních hodnot jedné skupiny subjektů měřené za dvou různých podmínek.

Tato metoda je v praxi využívána pro porovnání buď dvou různých metod měření aplikovaných na stejnou skupinu subjektů, nebo porovnání jedné metody za dvou různých podmínek (například s časovým odstupem).

### 8.3.1 Postup pro ověření hypotézy nepárovým t-testem

Nulová hypotéza je pro nepárový t-test stavována jako  $H_0$ : Střední hodnoty měřené veličiny jsou v obou nezávislých skupinách stejné. Alternativní hypotéza je stanovena jako  $H_1$ : Střední hodnoty měřené veličiny jsou v obou nezávislých skupinách rozdílné.

Pro ověření nulové hypotézy  $H_0$  pomocí dvouvýběrového *t*-testu je potřeba vypočítat *T*-statistiku. Pomocí hodnoty *T*-statistiky je možné rozhodnout, zda dochází k zamítnutí  $H_0$  či nikoliv. Uvedené vzorce byly převzaty z [8].

Pro výpočet *T*-statistiky je nutné nejprve určit hodnoty  $n_1$  (velikost první skupiny),  $n_2$  (velikost druhé skupiny),  $m_1$  (průměr hodnot v první skupině),  $m_2$  (průměr hodnot v druhé skupině),  $s_1$  (směrodatná odchylka první skupiny),  $s_2$  (směrodatná odchylka druhé skupiny).

Dalším krokem je výpočet sdružené výběrové směrodatné odchylky  $s_p$  dle vzorce 8.8.

$$s_p = \sqrt{\frac{(n_1 - 1)s_1^2 + (n_2 - 1)s_2^2}{n_1 + n_2 - 2}} \quad (8.8)$$

Směrodatnou chybu v rozdílech mezi průměry  $SE(m_1 - m_2)$  lze spočítat dle vzorce 8.9.

$$SE(m_1 - m_2) = s_p \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}} \quad (8.9)$$

Výslednou *T*-statistiku získáme dle vzorce 8.10.

$$T = \frac{m_1 - m_2}{SE(m_1 - m_2)} \quad (8.10)$$

S touto hodnotou a příslušnými stupněmi volnosti ( $n_1 + n_2 - 2$ ) je možné využít tabulky pro *t*-rozdělení a porovnat hodnotu testovací statistiky s kvantilem studentova rozdělení. *P*-hodnota dvouvýběrového *t*-testu je získána na základě distribuční funkce studentova rozdělení.

Pro účely této práce bylo ověřování příslušných hypotéz realizováno za pomoci online aplikace umožňující použití dvouvýběrového *t*-testu na zadaná data a vypočtení potřebných hodnot [7].

### 8.3.2 Postup pro ověření hypotézy párovým *t*-testem

Nulová hypotéza je pro párový *t*-test stavována jako  $H_0$ : Střední hodnoty párových měření jsou shodné. Alternativní hypotéza je stanovena jako  $H_1$ : Střední hodnoty párových měření jsou rozdílné.

Pro ověření nulové hypotézy  $H_0$  pomocí párového *t*-testu je nejprve vypočítána hodnota *T*-statistiky, pomocí které lze rozhodnout, zda dochází k zamítnutí  $H_0$  či nikoliv. Uvedené vzorce převzaty z [9].

Prvním krokem pro výpočet *T*-statistiky je spočtení rozdílu podmínek pro každý pár dle vzorce 8.11, kde  $z_i$  představuje rozdíl hodnot za *i*-tý pár,

$x_i$  hodnotu  $i$ -tého subjektu za první podmínky a  $y_i$  hodnotu  $i$ -tého subjektu za druhé podmínky. Rozlišujeme mezi pozitivním a negativním výsledkem.

$$z_i = y_i - x_i \quad (8.11)$$

Dalším krokem je výpočet směrodatné chyby průměru rozdílů  $SE(m_z)$  dle vzorce 8.12, kde  $s_z$  značí výběrovou směrodatnou odchylku rozdílů podmínek  $z_i$ ,  $n$  celkový počet subjektů a  $m_z$  průměrnou hodnotu rozdílů podmínek  $z_i$ .

$$SE(m_z) = \frac{s_z}{\sqrt{n}} \quad (8.12)$$

Výslednou  $T$ -statistiku získáme dle vzorce 8.13.

$$T = \frac{m_z}{SE(m_z)} \quad (8.13)$$

S hodnotou  $T$ -statistiky a příslušnými stupněmi volnosti ( $n - 1$ ) lze využít tabulky pro  $t$ -rozdělení a porovnat hodnotu testovací statistiky s kvantilem studentova rozdělení.  $P$ -hodnota párového  $t$ -testu je získána na základě distribuční funkce studentova rozdělení.

### 8.3.3 Výsledky

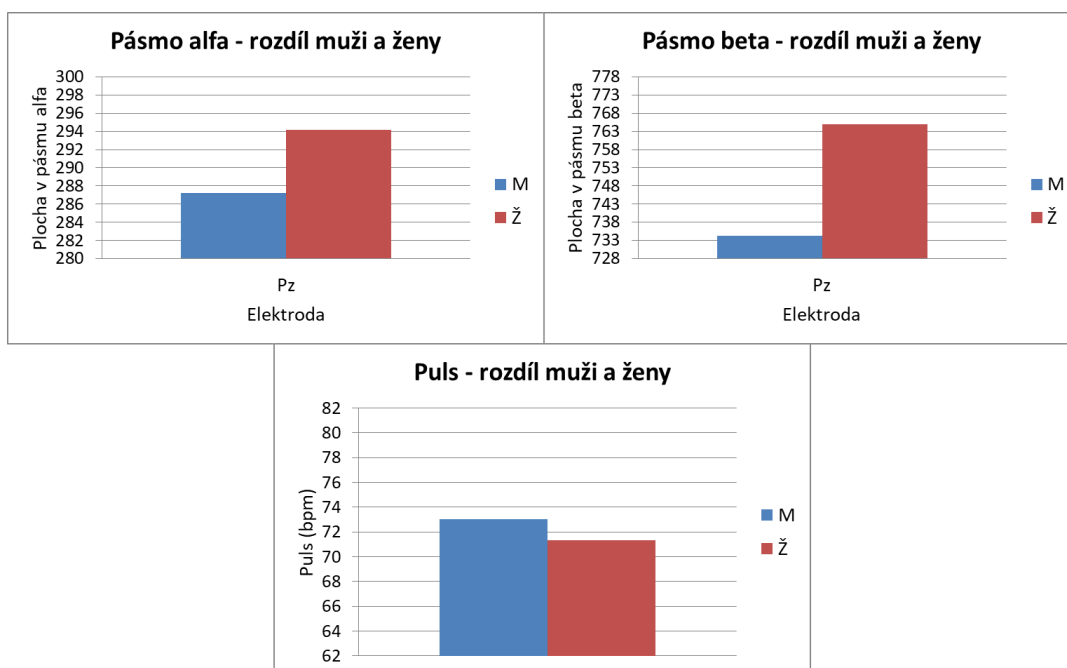
#### Vliv pohlaví na měřená data

V rámci analýzy dat byl ověřován vliv pohlaví na získané hodnoty v pásmu alfa, beta a hodnoty pulsu. Bylo ověřováno, zda se tyto hodnoty budou významně lišit mezi muži a ženami.

Subjekty byly rozděleny do dvou skupin dle pohlaví (deset mužů a deset žen). U každého subjektu byla spočítána průměrná hodnota plochy pod křivkou v pásmech alfa a beta na elektrodě Pz a průměrná hodnota pulsu za všechna měření v rámci experimentu. Na obrázku 8.2 jsou znázorněny rozdíly měřených hodnot mezi skupinou mužů a žen.

Hodnoty pulsu se mezi skupinami výrazně nelišily. U hodnot v pásmu alfa a beta na elektrodě Pz byly pozorovány značné rozdíly mezi skupinou mužů a žen. Tyto rozdíly byly blíže prověřovány dvouvýběrovým  $t$ -testem.





Obrázek 8.2: Rozdíl měřených hodnot mezi pohlavími.

- Pásmo alfa

$H_0$ : Hodnoty v pásmu alfa mezi muži a ženami jsou shodné.

$H_1$ : Hodnoty v pásmu alfa mezi muži a ženami jsou rozdílné.

Závěr: Rozdíl v pásmu alfa mezi muži ( $M^1 = 287,260$ ;  $SD^2 = 11,132$ ) a ženami ( $M = 294,190$ ;  $SD = 6,107$ ) nebyl shledán statisticky významným ( $t = 1,7259$ ;  $p = 0,1015$ ). Nedochozí k zamítnutí nulové hypotézy.

- Pásmo beta

$H_0$ : Hodnoty v pásmu beta mezi muži a ženami jsou shodné.

$H_1$ : Hodnoty v pásmu beta mezi muži a ženami jsou rozdílné.

Závěr: Hodnoty v pásmu beta u mužů ( $M = 734,290$ ;  $SD = 29,735$ ) byly oproti ženám ( $M = 764,910$ ;  $SD = 25,000$ ) významně nižší ( $t = 2,4925$ ;  $p = 0,0227$ ). Dochází k zamítnutí nulové hypotézy ve prospěch alternativní hypotézy.

### Vliv obtížnosti hry na měřená data

Analýza ověřovala, zda při změně obtížnosti hry pexeso (za poslechu stejného druhu hudby) dochází v pásmech alfa, beta a hodnotách pulsu ke změnám.

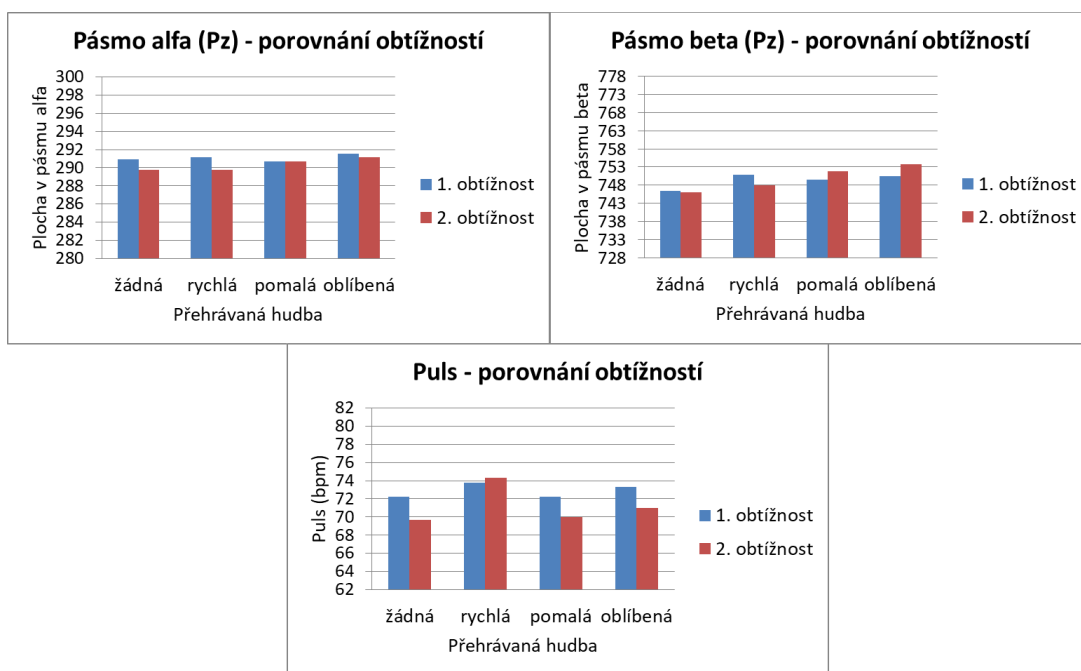
<sup>1</sup>Průměrná hodnota (*mean*).

<sup>2</sup>Směrodatná odchylka (*standard deviation*) - míra variability souboru.

Byly vytvořeny čtyři skupiny dat (dle přehrávaných druhů hudby) pro první obtížnost hry pexeso a čtyři skupiny dat pro druhou obtížnost hry pexeso. Každá skupina obsahovala data (pásmo alfa, pásmo beta a puls) za všechny subjekty během jedné části experimentu.

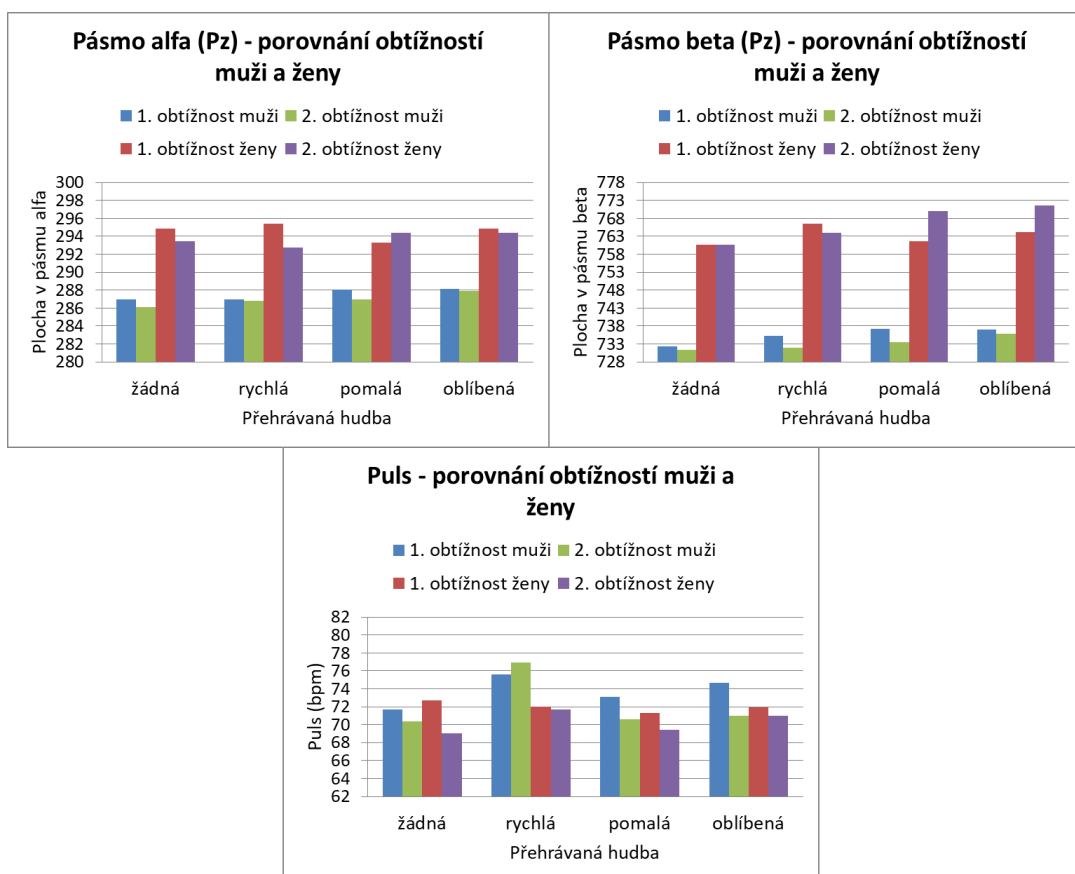
Tato data byla pro každou skupinu zprůměrována. Bylo tedy určeno osm průměrů pro osm částí měření pro každou měřenou veličinu. Obrázek 8.3 zobrazuje graf těchto průměrných hodnot tak, aby bylo možné porovnat průměry za první a druhou obtížnost hry při přehrávání shodné hudby.

V pásmech alfa a beta nebyly pozorovány žádné výrazné změny při změně obtížnosti hry. Během druhé obtížnosti hry v tichém prostředí, při pomalé a při oblíbené hudbě byl u pulsu zaznamenán mírný pokles hodnot oproti první obtížnosti. Tyto změny naznačují, že by mohl existovat vztah mezi vyšším soustředěním a zpomalením pulsu. Jelikož byly rozdíly nepatrné, nebyla tato data podrobněji zkoumána.



Obrázek 8.3: Vliv obtížnosti hry v rámci jednoho druhu hudby.

Shodná data (průměry za jednotlivé části měření) byla dále rozdělena do dvou skupin dle pohlaví viz obr. 8.4. V těchto datech byl znatelný rozdíl mezi pohlavími v pásmu beta, který byl potvrzen jako statisticky významný v předchozí analýze, a v pásmu alfa. Ovšem změna obtížnosti, která je zde zkoumána, neměla na muže výrazně jiný vliv než na ženy.



Obrázek 8.4: Vliv obtížnosti hry na muže a ženy v rámci jednoho druhu hudby.

### Vliv přehrávané hudby a preferencí na měřená data

Data byla ověřována také z pohledu vlivu přehrávané hudby na aktivitu v pásmu alfa, beta a hodnoty pulsu. Byly porovnávány hodnoty měřených veličin při poslechu různých druhů hudby vždy v rámci shodné úrovně obtížnosti hry pexeso.

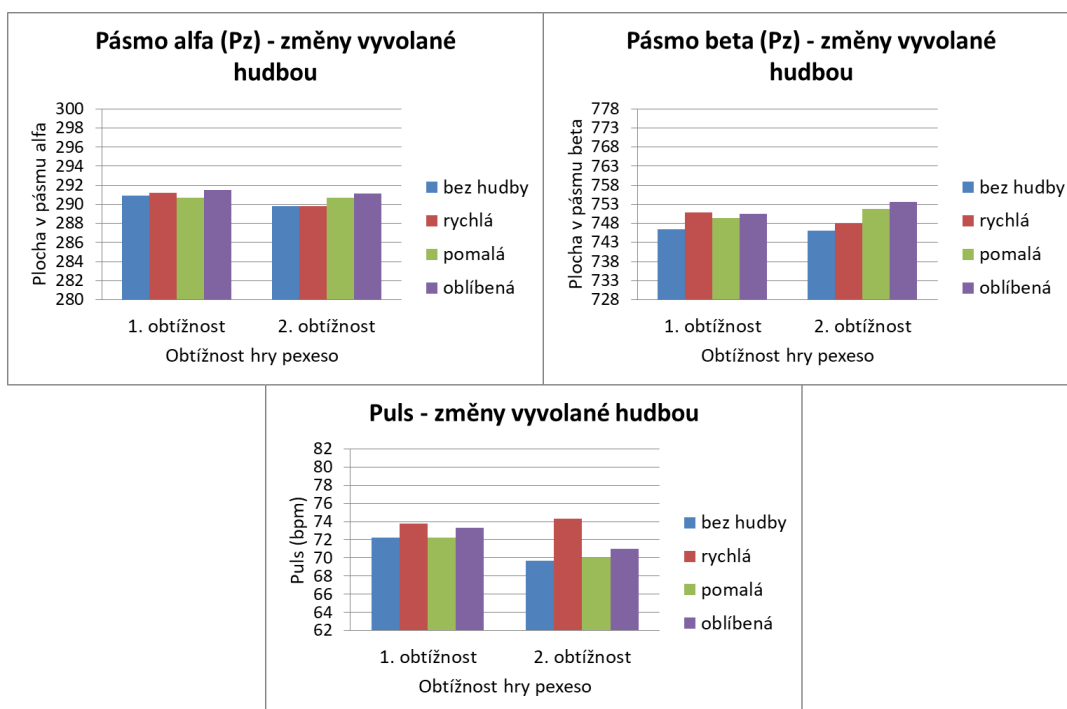
Tato analýza je velmi podobná analýze předchozí, která zkoumala vliv obtížnosti na měřená data. V tomto případě je na data nahlíženo pouze z jiného pohledu, jenž by mohl odhalit případné změny hodnot.

Byly vytvořeny čtyři skupiny dat (dle přehrávaných druhů hudby) pro první obtížnost hry pexeso a čtyři skupiny dat pro druhou obtížnost hry pexeso. Každá skupina obsahovala data (pásmo alfa, pásmo beta a puls) za všechny subjekty během jedné části experimentu. Na obrázku 8.5 je znázorněno porovnání hodnot měřených veličin při poslechu různých druhů hudby při stejné obtížnosti hry pexeso.

Z obrázku 8.5 je patrné, že v pásmu alfa se změnou hudby nedocházelo

skoro k žádným změnám hodnot. V pásmu beta je vliv hudby na aktivitu také velmi malý.

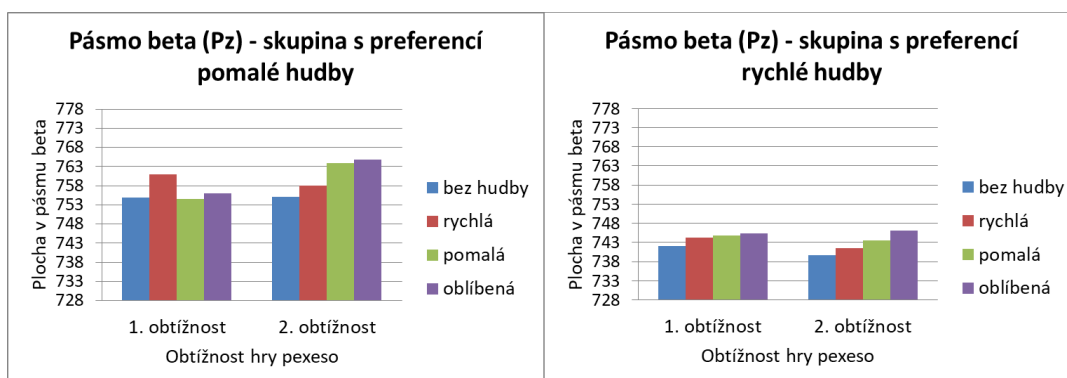
U pulsu bylo během druhé obtížnosti hry pozorováno zvýšení hodnot při přehrávání rychlé hudby. Tento rozdíl, jenž činil 6,7 bpm, mohl být ovšem způsoben výkyvem v datech. V dané části došlo u jednoho subjektu k vysokému nárůstu hodnoty (z průměrného tepu subjektu za ostatní měření 68 bpm na 112 bpm). Tato skutečnost, způsobená s největší pravděpodobností špatným měřením senzoru, ovlivnila celý datový set.



Obrázek 8.5: Vliv přehrávané hudby na měřená data.

Tato data (průměry za jednotlivá měření) byla dále analyzována z pohledu preferencí, které subjekty uvedly v dotazníku. Otázka č. 12 z dotazníku zjišťovala, zda subjekt preferuje rychlou či pomalou hudbu. Subjekty byly tedy rozděleny do dvou skupin (dle uvedených preferencí) a následně byl porovnáván vliv hudby na měřená data u skupiny, jež preferovala pomalou hudbu, a u skupiny, jež upřednostňovala rychlou.

V pásmu alfa nebyly pozorovány výrazné změny hodnot, stejně jako u pulsu. Na obrázku 8.6 jsou zobrazeny rozdíly beta aktivity v jednotlivých částech experimentu mezi skupinou preferující pomalou hudbu a skupinou preferující rychlou hudbu. V rámci skupiny nebyly pozorovány velké rozdíly, ovšem mezi skupinami byl rozdíl znatelný.



Obrázek 8.6: Beta aktivita u skupin s rozdílnými preferencemi.

Na základě těchto zjištění byly hodnoty skupin s rozdílnými preferencemi za jednotlivé části měření v pásmu beta ověřovány dvouvýběrovým t-testem. Pro aplikaci této statistické metody bylo nutné ověřovat každou část měření zvlášť. Hypotéza byla tedy pro pásmo beta ověřována pro každou jednotlivou část experimentu.

- Pásmo beta

$H_0$ : Hodnoty v pásmu beta za příslušnou část měření mezi skupinami s rozdílnou preferencí jsou shodné.

$H_1$ : Hodnoty v pásmu beta za příslušnou část měření mezi skupinami s rozdílnou preferencí jsou rozdílné.

Závěr: Při ověřování hypotézy u jednotlivců nedošlo ani v jedné z osmi částí experimentu k zamítnutí hypotézy  $H_0$ . Výsledné hodnoty nepárového t-testu za jednotlivá měření jsou uvedeny v tabulce 8.1. Rozdíl hodnot v pásmu beta mezi uvedenými skupinami za jednotlivá měření není statisticky významný.

Statistická analýza dat v pásmu beta						
Měření	Skupina 1 <sup>1</sup>		Skupina 2 <sup>2</sup>		t	p
	M	SD	M	SD		
1	759,580	16,942	741,985	20,408	1,7060	0,1073
2	770,800	21,265	745,554	28,111	1,8059	0,0898
3	763,100	13,721	746,700	31,260	1,1159	0,2809
4	766,100	19,205	747,562	31,701	1,2112	0,2434
5	764,940	29,129	741,077	23,136	1,8307	0,0858
6	767,580	34,844	742,562	27,493	1,6115	0,1266
7	776,600	53,731	745,177	30,395	1,5876	0,1319
8	776,440	50,715	747,677	33,148	1,4270	0,1728

<sup>1</sup> Skupina s preferencí pomalé hudby.

<sup>2</sup> Skupina s preferencí rychlé hudby.

Tabulka 8.1: Výsledky statistické analýzy pro pásmo beta.

V tomto případě je nutné podotknout, že skupina, která preferuje rychlou hudbu, sestávala z třinácti subjektů a skupina, která preferuje pomalou hudbu, pouze z pěti subjektů. Dva subjekty uvedly, že nepreferují ani rychlou, ani pomalou hudbu, proto musely být při výpočtu dvouvýběrového t-testu vynechány.

### Působení hudby na přesnost ve hře

Přesnost dosažená při hře pexeso byla porovnána s první otázkou v dotazníku. Touto otázkou bylo zjišťováno, jak jednotlivé druhy hudby působily na subjekt během měření. V této otázce subjekt vybral pro každý druh hudby jednu z odpovědí: (a) „Nevnímal(a) jsem ji“, (b) „Rušila mne“ nebo (c) „Pomáhala mi“.

Pro tuto analýzu byly vybrány jen subjekty, které každou ze tří odpovědí přiřadily alespoň jednomu druhu hudby. V tabulce 8.2 jsou uvedeny k vybraným subjektům odpovědi z dotazníku a přesnost ve hře pexeso.

Pro každý z těchto subjektů byla určena průměrná přesnost ve hře pexeso za měření bez hudby, při rychlé hudbě, pomalé hudbě a oblíbené hudbě. Průměry byly porovnány s odpovědí uvedenou v dotazníku. Předpokladem bylo, že nejnižší přesnosti subjekt dosáhne u hudby, u které uvedl, že ho při experimentu rušila a nejvyšší přesnosti u hudby, u níž uvedl, že mu pomáhala.

Celkově bylo do analýzy zařazeno jedenáct subjektů. Pouze u tří z nich byl předpoklad splněn (subjekty 8, 13 a 15). Předpoklad tedy nebyl potvrzen. Je nutné zmínit, že hra pexeso je do určité míry ovlivněna náhodou, ať už

uspořádáním karet nebo tím, zda se nám podaří odkrýt shodné dvojice již při prvním procházení karet.

Subjekt	Bez hudby		Rychlá		Pomalá		Oblíbená	
	O1 <sup>1</sup>	P <sup>2</sup>	O1	P	O1	P	O1	P
1	a	40,5%	c	39,0%	a	35,0%	b	37,8%
5	a	46,0%	b	36,0%	c	44,5%	c	52,3%
8	a	54,0%	b	48,5%	c	54,8%	c	54,5%
9	c	69,8%	b	70,5%	a	72,5%	a	61,5%
11	a	75,8%	b	72,5%	c	74,8%	c	69,3%
12	c	64,5%	b	57,5%	a	72,5%	b	71,0%
13	a	39,5%	b	38,8%	b	32,0%	c	53,0%
14	c	53,0%	c	58,3%	b	65,5%	a	63,0%
15	c	62,5%	b	47,5%	a	59,5%	b	50,5%
17	b	47,0%	c	53,5%	a	41,0%	c	42,5%
18	a	54,8%	b	38,5%	c	41,5%	c	35,3%

<sup>1</sup> Odpověď na otázku č. 1 z dotazníku.

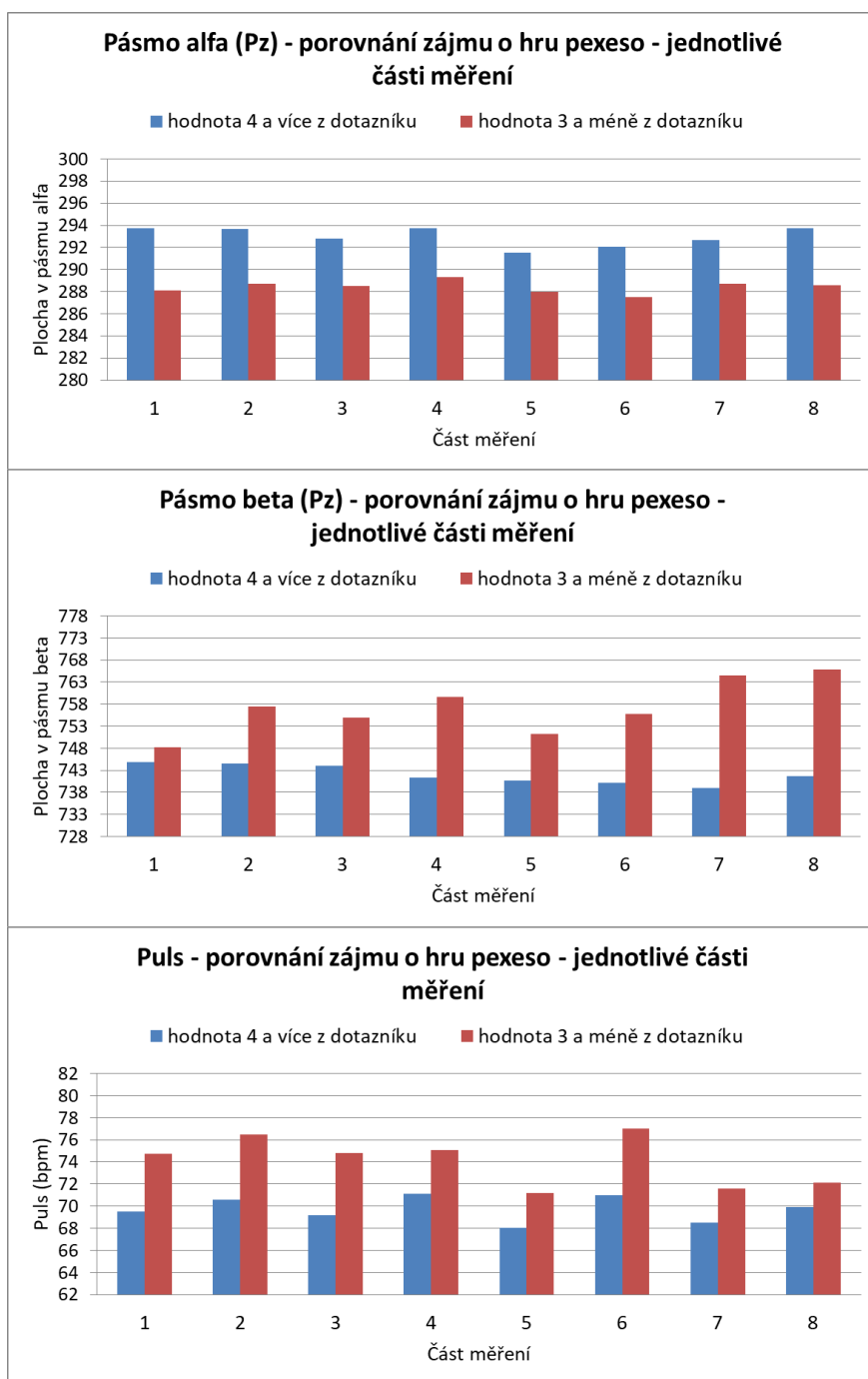
<sup>2</sup> Průměrná přesnost ve hře pexeso při poslechu příslušné hudby.

Tabulka 8.2: Přesnost ve hře a odpověď na otázku č. 1 u jedenácti vybraných subjektů.

### Vliv zájmu o hru na měřená data

Další zkoumaná skutečnost se týkala otázky, zda se liší měřené hodnoty aktivity alfa, beta a pulsu mezi skupinou subjektů, kteří v dotazníku uvedli, že jim hra ke konci měření přišla nudná, a skupinou ostatních subjektů. Do první skupiny byli zařazeni ti, kteří zvolili v dotazníku u druhé otázky odpověď 4 nebo 5 (na stupnici od 1 = vůbec do 5 = velmi) a do druhé skupiny ti, kteří zvolili odpověď 1, 2 nebo 3.

Byly tedy vytvořeny dvě skupiny subjektů, u kterých byla měřená data porovnávána pro každou část měření zvlášť viz obr. 8.7.



Obrázek 8.7: Porovnání měřených dat za jednotlivé části experimentu mezi skupinami lidí, které hra bavila a které nebavila.

Bylo zjišťováno, jak se v jednotlivých částech měření budou vybrané veličiny lišit mezi zmíněnými dvěma skupinami.

Ve všech osmi částech experimentu byla alfa aktivita výrazně vyšší u skupiny lidí, které hra ke konci nudila. Beta aktivita byla u této skupiny naopak



výrazně nižší. Hodnoty pulsu byly ve všech částech experimentu vyšší pro skupinu, již hra více bavila. Tyto výsledky by mohly nasvědčovat tomu, že subjekty, které hra pexeso více bavila, byly více soustředěny a více vybuzeny během celého experimentu. Rozdíly mezi skupinami byly dále ověřovány dvouvýběrovým t-testem.

Pro aplikaci této statistické metody bylo nutné ověřovat každou část měření zvlášť. Hypotéza byla tedy pro příslušnou měřenou veličinu ověřována pro každou jednotlivou část experimentu.

- Pásmo alfa

$H_0$ : Hodnoty v pásmu alfa za příslušnou část měření jsou mezi skupinou subjektů, jež uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou, kterým hra nepřišla nudná shodné.

$H_1$ : Hodnoty v pásmu alfa za příslušnou část měření jsou mezi skupinou subjektů, jež uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou, kterým hra nepřišla nudná rozdílné.

Závěr: Při ověřování hypotézy u jednotlivců nedošlo ani v jedné z osmi částí experimentu k zamítnutí hypotézy  $H_0$ . Výsledné hodnoty nepárového t-testu za jednotlivá měření jsou uvedeny v tabulce 8.3. Rozdíl hodnot v pásmu alfa mezi uvedenými skupinami za jednotlivá měření není statisticky významný.

Statistická analýza dat v pásmu alfa						
Měření	Skupina 1 <sup>1</sup>		Skupina 2 <sup>2</sup>		t	p
	M	SD	M	SD		
1	293,730	6,647	288,090	12,457	1,2632	0,2226
2	293,640	6,202	288,730	12,072	1,1440	0,2676
3	292,810	6,482	288,510	10,913	1,0713	0,2982
4	293,710	5,885	289,340	10,728	1,1294	0,2736
5	291,530	6,895	288,000	12,861	0,7650	0,4542
6	292,100	6,674	287,480	12,368	1,0395	0,3123
7	292,690	6,383	288,700	12,319	0,9094	0,3752
8	293,710	6,489	288,600	12,088	1,1778	0,2542

<sup>1</sup> Skupina, která v dotazníku uvedla, že měření bylo ke konci experimentu nudné.

<sup>2</sup> Skupina, která v dotazníku uvedla, že konec experimentu nudný nebyl.

Tabulka 8.3: Výsledky statistické analýzy pro pásmo alfa.

- Pásmo beta

$H_0$ : Hodnoty v pásmu beta za jednotlivé části měření jsou mezi skupinou subjektů, kteří uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou zbylých subjektů shodné.

$H_1$ : Hodnoty v pásmu beta jsou za jednotlivé části měření mezi skupinou subjektů, kteří uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou zbylých subjektů rozdílné.

Závěr: Při ověřování hypotézy u jednotlivců nedošlo ani v jedné z osmi částí experimentu k zamítnutí hypotézy  $H_0$ . Výsledné hodnoty nepárového t-testu za jednotlivá měření jsou uvedeny v tabulce 8.4. Rozdíl hodnot v pásmu beta mezi uvedenými skupinami za jednotlivá měření není statisticky významný.

Statistická analýza dat v pásmu beta						
Měření	Skupina 1		Skupina 2		t	p
	M	SD	M	SD		
1	744,780	11,818	748,170	31,990	0,3143	0,7569
2	744,490	14,741	757,370	40,192	0,9514	0,3540
3	743,960	14,368	754,900	40,788	0,8000	0,4341
4	741,330	14,050	759,690	41,953	1,3123	0,2059
5	740,680	13,816	751,320	40,378	0,7884	0,4407
6	740,140	12,928	755,770	45,522	1,0445	0,3101
7	738,990	10,646	764,540	54,971	1,4430	0,1662
8	741,600	13,358	765,750	55,848	1,3299	0,2002

Tabulka 8.4: Výsledky statistické analýzy pro pásmo beta.

- Puls

$H_0$ : Průměrné hodnoty pulsu jsou za jednotlivé části měření mezi skupinou subjektů, jež uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou zbylých subjektů shodné.

$H_1$ : Hodnoty pulsu za jednotlivá měření mezi skupinou subjektů, jež uvedly, že je hra ke konci nudila, a skupinou zbylých subjektů rozdílné.

Závěr: Při ověřování hypotézy u jednotlivců nedošlo ani v jedné z osmi částí experimentu k zamítnutí hypotézy  $H_0$ . Výsledné hodnoty nepárového t-testu za jednotlivá měření jsou uvedeny v tabulce 8.5. Rozdíl hodnot pulsu mezi uvedenými skupinami za jednotlivá měření není statisticky významný.

Statistická analýza pulsu						
Měření	Skupina 1		Skupina 2		t	p
	M	SD	M	SD		
1	69,500	9,314	74,650	7,810	1,3108	0,2074
2	70,611	9,565	76,450	8,060	1,4440	0,1669
3	69,222	8,570	74,800	8,354	1,4356	0,1693
4	71,110	9,780	75,100	7,310	1,0141	0,3247
5	68,000	8,280	71,200	6,580	0,9378	0,3615
6	71,000	8,620	73,111	6,954	0,5718	0,5754
7	68,500	9,131	71,556	6,948	0,7989	0,4360
8	69,889	8,551	72,111	7,180	0,5971	0,5588

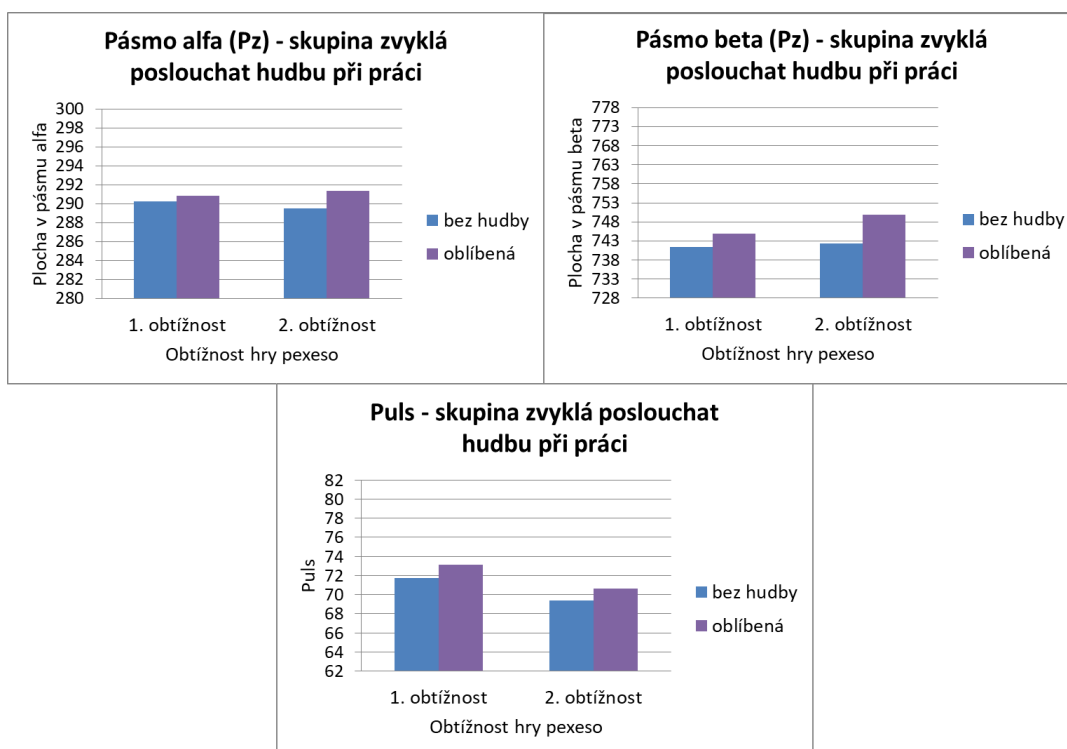
Tabulka 8.5: Výsledky statistické analýzy pro hodnoty pulsu.

Přestože průměry skupin za jednotlivá měření ukázaly, že se hodnoty v pásmu alfa, pásmu beta a pulsu výrazně liší, u jednotlivců nebyly tyto rozdíly shledány statisticky významné. Mohlo by být přínosné provést podrobnější experiment na větším počtu subjektů.

### Vliv zkušeností s poslechem hudby na měřená data

Poslední provedenou analýzou dat bylo porovnání zkušeností s poslechem hudby s rozdíly získaných hodnot pro aktivitu alfa, beta a pro puls. Otázka č. 9 z dotazníku zjišťovala, zda subjekt běžně poslouchá hudbu při práci. Zkušenosti s poslechem hudby byly tedy definovány dle odpovědi na tuto otázku.

Dle této odpovědi (ano / ne) byly vytvořeny dvě skupiny. U skupiny zvyklé poslouchat hudbu při práci (patnáct subjektů) byla porovnávána měření v tichém prostředí s měřením při oblíbené hudbě viz obr. 8.8.

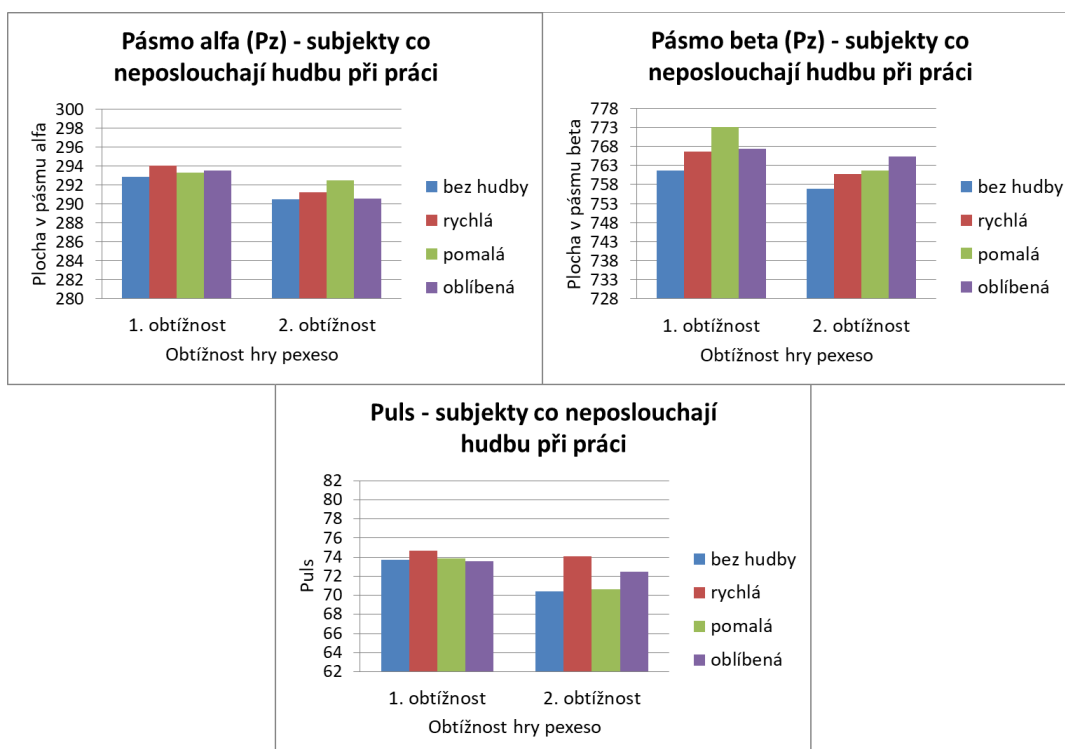


Obrázek 8.8: Porovnání měření v tichém prostředí a při oblíbené hudbě u skupiny zvyklé poslouchat hudbu při práci.

Předpokladem bylo, že tato skupina při práci poslouchá své oblíbené skladby, proto byly porovnávány právě tyto části experimentu. Ani u jedné měřené veličiny nebyl znatelný rozdíl hodnot mezi těmito dvěma podmínkami.

U skupiny, která uvedla, že neposlouchá běžně hudbu při práci (pět subjektů), byla porovnávána data za všechna měření (tedy všechny druhy hudby). Cílem bylo ověřit, zda při některé hudbě budou pozorovány rozdílné hodnoty měřených veličin viz obr. 8.9.

V pásmu alfa, beta ani u pulsu nebyly zjištěny žádné znatelné výkyvy hodnot.



Obrázek 8.9: Porovnání jednotlivých částí měření u skupiny, která není zvyklá poslouchat hudbu při práci.

Nebylo pozorováno, že by zkušenosti s poslechem hudby měly vliv na hodnoty v pásmu alfa, beta nebo na hodnoty tepové frekvence, proto nebyly blíže zkoumány.

První skupina sestávala z třikrát většího počtu lidí oproti druhé skupině (patnáct a pět).

## 9 Závěr

Práce zkoumala vliv poslechu různých druhů hudby na aktivitu lidského mozku během hraní hry pexeso. Byly měřeny a analyzovány změny srdeční činnosti a mozkové aktivity v pásmech alfa a beta a zkoumán vztah těchto změn k přehrávané hudbě a dalším údajům zjištěných z dotazníku. Ve dvou analýzách byl porovnáván vliv hudby na počet odkrytých herních kartiček a celkovou přesnost během hraní.

Z analýzy kontrolního měření nebyla potvrzena závislost hudby na pořadí, v kterém byla přehrávána.

Rozdíly v hodnotách pulsu a počtu odehraných karet ve hře nebyly v jednotlivých částech experimentu shledány jako statisticky významné.

Hodnoty pulsu se mezi muži a ženami výrazně nelišily a statisticky významné nebyly mezi pohlavími ani rozdíly v pásmu alfa. Ovšem hodnoty v pásmu beta byly u mužů významně nižší než u žen, což by mohlo naznačovat, že se ženy během celého experimentu koncentrovaly na svůj výkon více než muži.

Při změně obtížnosti hry nebyly pozorovány žádné výrazné změny v pásmu alfa a beta. Během hraní v tichém prostředí, za pomalé a oblíbené hudby byl v případě hry s nastavenou vyšší obtížností zaznamenán (oproti hře s nižší obtížností) mírný pokles hodnot pulsu. Zjištěná skutečnost naznačuje, že by mohl existovat vztah mezi vyšší obtížností hry a zpomalením pulsu. Nebylo potvrzeno, že by se vliv na měřené hodnoty při změně obtížnosti hry lišil v případě rozdílných pohlaví.

Hodnoty alfa a beta se lišily minimálně, pokud šlo o vliv přehrávaného druhu hudby, jen u pulsu bylo pozorováno lehké zvýšení hodnot při přehrávání rychlé hudby. U subjektů preferujících rychlou hudbu byly zjištěné hodnoty v pásmu beta ve všech částech měření významně nižší než u skupiny preferující pomalou hudbu. Tyto rozdíly však při pohledu na data jednotlivců nebyly statisticky významné.

Zda subjekt vnímal daný druh hudby pozitivně (v dotazníku označil, že mu „pomáhala“), neutrálně („nevnímal“ ji) či negativně („rušila“ jej), neovlivnilo jeho dosaženou přesnost tak, jak bylo experimentem očekáváno (nejvyšší přesnost u skladby vnímané pozitivně, nejnižší u negativně).

Ve všech osmi částech experimentu byla průměrná alfa aktivita výrazně vyšší u skupiny subjektů, která v dotazníku odpověděla, že jim hra ke konci přišla nudná. Průměrná hodnota beta aktivity a tepové frekvence byly u této skupiny naopak výrazně nižší. Výsledky by mohly nasvědčovat tomu, že

subjekty, které hra pexeso bavila, byly soustředěnější a více vybuzení během celého experimentu. Přes tyto výrazné rozdíly nebyly hodnoty jednotlivců v rámci jednotlivých částí měření shledány statisticky významné.

Nebylo pozorováno, že by zkušenosti s poslechem hudby při práci měly během experimentu zásadní vliv na mozkovou aktivitu nebo tepovou frekvenci.

Vzhledem k výsledkům zjištěným při analýze skupin s rozdílnými preferencemi ve výběru rychlé a pomalé hudby a skupin s rozdílnou mírou zaujetí hrou, by mohlo být přínosné tyto rozdíly zkoumat podrobněji v samostatném experimentu a provést měření na větším počtu subjektů.

# Literatura

- [1] *All About Heart Rate (Pulse)* [online]. Medical News Today, 2015, [cit. 2019/02/15]. American Heart Association. Dostupné z: <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure/the-facts-about-high-blood-pressure/all-about-heart-rate-pulse>.
- [2] *Repeated Measures ANOVA* [online]. Lund Research Ltd, [cit. 2019/06/22]. Dostupné z: <https://statistics.laerd.com/statistical-guides/repeated-measures-anova-statistical-guide.php>.
- [3] *Event-related potential* [online]. 2008, [cit. 2019/02/22]. Image. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Event-related\\_potential](https://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential).
- [4] *Characteristics Of Contemporary Classical Music: An Introduction* [online]. Cmusic, 2019, [cit. 2019/06/12]. Dostupné z: <https://www.cmusic.org/characteristics-of-contemporary-classical-music/>.
- [5] *Matlab R2015b* [online]. The MathWorks, Inc., 2015, [cit. 2019/02/20]. Natick, Massachusetts, United States. Dostupné z: <https://uk.mathworks.com/>.
- [6] *Pairs One* [online]. Good Bit Labs Limited, 2016, [cit. 2019/04/11]. Dostupné z: <https://pairs.one/>.
- [7] *T test calculator* [online]. GraphPad Software, [cit. 2019/06/22]. Dostupné z: <https://www.graphpad.com/quickcalcs/ttest1/>.
- [8] *Dvouvýběrový t-test* [online]. Math & Stats Support Centre, 2018, [cit. 2019/06/22]. Masarykova univerzita. Dostupné z: <https://mathstat.econ.muni.cz/media/12568/unpairedttest.pdf>.
- [9] *Párový t-test* [online]. Math & Stats Support Centre, 2018, [cit. 2019/06/23]. Masarykova univerzita. Dostupné z: <https://mathstat.econ.muni.cz/media/12565/pairedttest.pdf>.
- [10] BERNARDI, L. – PORTA, C. – SLEIGHT, P. Cardiovascular, cerebrovascular, and respiratory changes induced by different types of music in musicians and non-musicians: the importance of silence. *Heart*, April 2006, volume 92, issue 4, s. 445–452. DOI:10.1136/hrt.2005.064600. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1860846/>.
- [11] BRITTON, J. W. et al. *Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and*



- Infants*. Chicago: American Epilepsy Society, 2016. ISBN 978-0-9979756-0-4.
- [12] DALY, I. et al. Neural correlates of emotional responses to music: An EEG study. *Neuroscience Letters*, June 2014, volume 573, s. 52 – 57. ISSN 0304-3940. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.05.003>. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S030439401400367X>.
- [13] DAOUSSIS, L. – MC KELVIE, S. J. Musical Preferences and Effects of Music on a Reading Comprehension Test for Extraverts and Introverts. *Perceptual and Motor Skills*, 1986, volume 62, issue 1, s. 283–289. DOI:10.2466/pms.1986.62.1.283. Dostupné z: <https://doi.org/10.2466/pms.1986.62.1.283>.
- [14] DELORME, A. – MAKEIG, S. EEGLAB: an open-source toolbox for analysis of EEG dynamics. *Journal of neuroscience methods*, April 2004, volume 134, s. 9 – 21. DOI:10.1016/j.jneumeth.2003.10.009.
- [15] DOLEGUI, A. S. The Impact of Listening to Music on Cognitive Performance. *Inquiries Journal/Student Pulse*, 2013, volume 5, issue 9. Dostupné z: <http://www.inquiriesjournal.com/a?id=1657>.
- [16] EEROLA, T. – VUOSKOSKI, J. K. A Comparison of the Discrete and Dimensional Models of Emotion in Music. *Psychology of Music*, January 2011, volume 39, issue 1, s. 18 – 49. DOI:10.1177/0305735610362821. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0305735610362821>.
- [17] ETAUGH, C. – MICHALS, D. Effects on Reading Comprehension of Preferred Music and Frequency of Studying to Music. *Perceptual and Motor Skills*, 1975, volume 41, issue 2, s. 553–554. DOI:10.2466/pms.1975.41.2.553. Dostupné z: <https://doi.org/10.2466/pms.1975.41.2.553>.
- [18] GAMBOA, H. *Electroencephalography* [online]. 2005, [cit. 2019/04/22]. Image. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>.
- [19] HALLAM, S. – PRICE, J. – KATSAROU, G. The Effects of Background Music on Primary School Pupils' Task Performance. *Educational Studies*, 2002, volume 28, issue 2, s. 111–122. DOI:10.1080/03055690220124551. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/03055690220124551>.
- [20] HEINE, T. et al. Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload. *Applied Ergonomics*, 2017, volume 61, s. 31 – 43. ISSN 0003-6870. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.12.015>.

- Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003687016302757>.
- [21] HOSÁK, L. – HRDLIČKA, M. – LIBIGER, J. *Psychiatrie a pedopsychiatrie*. 1 ed. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2998-8.
- [22] HUSAIN, A. – SINHA, S. *Continuous EEG Monitoring: Principles and Practice*. Cham, Switzerland: Springer International Publishing, 2017. ISBN 9783319312309.
- [23] KARBAN, P. *Rychlá Fourierova transformace* [online]. Západočeská univerzita v Plzni, 2011, [cit. 2019/06/16]. Interní materiály.
- [24] KENNEDY, D. – SCHOLEY, A. Glucose administration, heart rate and cognitive performance: Effects of increasing mental effort. *Psychopharmacology*, 2000, volume 149, s. 63–71. DOI:10.1007/s002139900335.
- [25] LESIUK, T. The Effect of Music Listening on Work Performance. *Psychology of Music*, April 2005, volume 33, issue 2, s. 173–191. DOI:10.1177/0305735605050650. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0305735605050650>.
- [26] LEVITAN, I. B. – KACZMAREK, L. K. *The neuron: cell and molecular biology*. 3 ed. New York: Oxford University Press, 2002. ISBN 0-19-514522-4.
- [27] LOPEZ-CALDERON, J. – LUCK, S. ERPLAB: An Open-Source Toolbox for the Analysis of Event-Related Potentials. *Frontiers in human neuroscience*, April 2014, volume 8, s. 213. DOI:10.3389/fnhum.2014.00213.
- [28] LUCK, S. J. *An introduction to the event-related potential technique*. Cambridge: MIT Press, 2005. ISBN 0262621967.
- [29] MACGILL, M. *What should my heart rate be?* [online]. Medical News Today, 2017, [cit. 2019/02/15]. Dostupné z: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/235710.php>.
- [30] MALMIVUO, J. – PLONSEY, R. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [31] MARELLA, S. *EEG Artifacts* [online]. 2012, [cit. 2019/03/26]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/SudhakarMarella/eeg-artifacts-15175461>.

- [32] MOHYLOVÁ, J. – KRAJČA, V. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2006. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [33] MYRTEK, M. *Heart and emotion: ambulatory monitoring studies in everyday life*. Cambridge, MA: Hogrefe & Huber, 2004. ISBN 0-88937-286-1.
- [34] NIEDERMEYER, E. – LOPES DA SILVA, F. H. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-5126-8.
- [35] OREL, M. *Psychopatologie*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3737-9.
- [36] PÁNEK, D. *Elektroencefalografické koreláty pohybového chování a výkonnostní zátěže*. 1 ed. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 978-80-246-3435-7.
- [37] SOPER, D. *Critical F-value Calculator [Software]* [online]. 2019, [cit. 2019/06/22]. Dostupné z: <http://www.danielsoper.com/statcalc>.
- [38] SÖRNMO, L. – LAGUNA, P. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Boston: Elsevier Academic Press, 2005. ISBN 0-12-437552-9.
- [39] ULLSPERGER, M. – DEBENER, S. *Simultaneous EEG and fMRI: recording, analysis, and application*. New York: Oxford University Press, 2010. ISBN 978-0-19-537273-1.
- [40] WALSER, R. *Heavy metal* [online]. Encyclopædia Britannica, inc., 2018, [cit. 2019/06/12]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/art/heavy-metal-music>.
- [41] WALTER, F. – RÖHRBEIN, F. – KNOLL, A. Computation by Time. *Neural Processing Letters*, August 2016, volume 44, issue 1, s. 103 – 124. DOI:10.1007/s11063-015-9478-6.
- [42] ŽALUD, V. *Elektroencefalografická vyšetření* [online]. Lékařská fakulta v Plzni, 2017, [cit. 2019/04/22]. Interní materiály. Dostupné z: <https://www.lfp.cuni.cz/patofyziologie/materialy/eeg.ppt>.

# Seznam obrázků

2.1	Pyramidový neuron (Převzato z [41]). . . . .	4
2.2	Alfa vlny (Převzato z [18]). . . . .	5
2.3	Beta vlny (Převzato z [18]). . . . .	6
2.4	Delta vlny (Převzato z [18]). . . . .	6
2.5	Théta vlny (Převzato z [18]). . . . .	7
2.6	Gama vlny (Převzato z [18]). . . . .	7
2.7	Mezinárodní standard 10/20 (Převzato z [30]). . . . .	8
2.8	Časté EEG artefakty. . . . .	9
2.9	Ukázka artefaktu v EEG záznamu. . . . .	10
3.1	Hlavní ERP komponenty (Převzato z [3]). . . . .	14
6.1	Měřicí EEG čepice. . . . .	26
6.2	Zesilovač <i>V-Amp</i> . . . . .	27
6.3	Webová aplikace <i>Pairs One</i> . . . . .	28
6.4	Průběh experimentu. . . . .	31
7.1	Frekvenční spektrum subjektu 6 na elektrodě Pz. . . . .	36
7.2	Frekvenční spektrum subjektu 1 na elektrodě Fz. . . . .	36
8.1	Porovnání hodnot při běžném měření s kontrolním. . . . .	43
8.2	Rozdíl měřených hodnot mezi pohlavími. . . . .	50
8.3	Vliv obtížnosti hry v rámci jednoho druhu hudby. . . . .	51
8.4	Vliv obtížnosti hry na muže a ženy v rámci jednoho druhu hudby. . . . .	52
8.5	Vliv přehrávané hudby na měřená data. . . . .	53
8.6	Beta aktivita u skupin s rozdílnými preferencemi. . . . .	54
8.7	Porovnání měřených dat za jednotlivé části experimentu mezi skupinami lidí, které hra bavila a které nebavila. . . . .	57
8.8	Porovnání měření v tichém prostředí a při oblíbené hudbě u skupiny zvyklé poslouchat hudbu při práci. . . . .	61
8.9	Porovnání jednotlivých částí měření u skupiny, která není zvyklá poslouchat hudbu při práci. . . . .	62

# Seznam tabulek

4.1	Normální hodnoty srdeční frekvence dle NIH (Převzato z [29]).	19
6.1	Podrobné informace k hudbě přehrávané při experimentu. . .	32
7.1	Energetická hladina v pásmech alfa a beta - první blok měření.	37
7.2	Energetická hladina v pásmech alfa a beta - druhý blok měření.	38
7.3	Naměřené hodnoty tepové frekvence. . . . .	40
7.4	Celková přesnost při hře pexeso v jednotlivých částech experimentu. . . . .	41
7.5	Celkový počet odkrytých karet při hře pexeso v jednotlivých částech experimentu. . . . .	42
8.1	Výsledky statistické analýzy pro pásmo beta. . . . .	55
8.2	Přesnost ve hře a odpověď na otázku č. 1 u jedenácti vybraných subjektů. . . . .	56
8.3	Výsledky statistické analýzy pro pásmo alfa. . . . .	58
8.4	Výsledky statistické analýzy pro pásmo beta. . . . .	59
8.5	Výsledky statistické analýzy pro hodnoty pulsu. . . . .	60
C.1	Informace získané od subjektů dle vyplnění osobních údajů.	78
C.2	Odpovědi na dotazník od jednotlivých subjektů. . . . .	79

# A Makra

## A.1 priprava\_dat.m

Makro pro přípravu EEG dat (načtení souboru do prostředí *EEGLAB* a filtrace dat).

Spuštění programu *EEGLAB*.

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

Načtení hlavičkového souboru vytvořeného programem *BrainVision Recorder*.

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

Vytvoření nového *datasetu*.

```
[ALLEEG EEG CURRENTSET] = pop_newset (ALLEEG, EEG, 0, 'setname', 'S21_fft_161', 'gui', 'off');
```

Filtrování dat se spodní hranicí 0.1 Hz a horní hranicí 30 Hz.

```
EEG = pop_eegfiltnew (EEG, 0.1, 30, 33000, 0, [], 0);
```

Vytvoření nového *datasetu*.

```
[ALLEEG EEG CURRENTSET] = pop_newset (ALLEEG, EEG, 1, 'gui', 'off');
```

Aktualizace grafického rozhraní *EEGLAB*.

```
eeglab redraw;
```

## A.2 vypocet\_pasma.m

Makro pro výpočet plochy pod křivkou v pásmu alfa a beta.

Poskytuje identifikátor aktuálního objektu typu *figure*.

```
fig = gcf;
```

Přechod na objekty typu *line* (jednotlivé křivky v grafu).

```
axObjs = fig.Children;
```

```
dataObjs = axObjs.Children;
```

```
dataObjs = findobj (fig, '-property', 'YData')
```

Výpočet a zobrazení hodnot plochy pod křivkou v pásmu alfa a beta pro jednotlivá měření.

```
for i=1:9
    mereni = 10 - i;
    alfa = trapz(dataObjs(i,1).XData(8:13), dataObjs(i,1).YData(8:13));
    beta = trapz(dataObjs(i,1).XData(15:29), dataObjs(i,1).YData(15:29));
    disp(['Mereni ', num2str(mereni), ' : alfa ', num2str(alfa), ', beta ', num2str(beta), '.']);
end
```

# B Informovaný souhlas

Informovaný souhlas vyplněný a podepsaný všemi účastníky experimentu.  
Obsahuje také část s dotazníkem.



# Popis projektu „Využití elektrofyziologických dat pro analýzu vlivu hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže“

V rámci tohoto projektu bude zkoumán vliv hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže. Subjekt bude hrát hru Pexeso za současného poslechu hudby. Zkoumán je vliv na aktivitu mozku při: žádné hudbě, relaxační hudbě, rytmické-rychlé hudbě a při hudbě preferované subjektem. Na začátku a na konci každé skladby subjekt uslyší signál, který značí začátek a konec hry. Během každé skladby se subjekt bude snažit o odkrytí co nejvíce dvojic karet s co nejvyšší přesností. Tento scénář subjekt podstoupí dvakrát, vždy se skladbami stejného žánru (typu). Při druhém kole je zvýšena obtížnost hry.

Během celého experimentu bude subjektu měřeno EEG a tepová frekvence. Zkoumány budou rozdíly ve výsledcích frekvenční analýzy a rozdílná tepová frekvence v jednotlivých částech měření. Dále budou porovnány dosažené výsledky a přesnost ve hře.

Předmětná měření budou prováděna na osobě (subjektu), která po plnění těchto podmínek účasti v projektu podstoupí samotná měření (dále jen „účastník projektu“).

Veškeré přístroje, vybavení, včetně příslušenství a materiálu jsou běžně používány ve zdravotnictví.

## Průběh měření

Měření bude probíhat dle následujícího postupu:

- Účastník projektu je detailně seznámen s průběhem jednotlivých měření a bude mu vysvětleno, co se od něj očekává.
- Všechna měření jsou dobrovolná a mohou být měřena osobou odmítnuta.
- Účastníkovi projektu se nasadí EEG čepice a elektrody jsou namazány vodivým gelem. Zkontroluje se vodivost elektrod. Zároveň s měřením EEG probíhá měření tepové frekvence pomocí chytrých hodinek. EEG čepice, referenční elektroda a zemnicí elektroda jsou připojeny k zesilovači a je spuštěn program pro měření mozkové aktivity.
- Získané údaje budou uloženy do lokální databáze nebo uloženy na internetové stránce; k uvedeným databázím budou mít přístup pouze oprávněné osoby podílející se na řešení projektu, přičemž údaje budou v databázích standardně zabezpečeny heslem, kryptováním a/nebo anonymizací.
- Po skončení měření jsou účastníkovi projektu poskytnuty základní hygienické pomůcky.
- Dále je účastník projektu požádán o vyplnění dotazníku, který obsahuje otázky týkající se jeho zdravotního stavu, psychického stavu, proběhlého experimentu a souvisejících zkušeností. Rozsah otázek je uveden v příloze, která je nedílnou součástí tohoto poučení.

## Podmínky účasti v projektu

- Účast v projektu je dobrovolná.
- Účastník projektu prohlásí, že mu není známa žádná skutečnost, která by mohla mít vliv na změnu jeho zdravotního stavu.
- Účastník projektu podepíše tyto podmínky účasti v projektu.

## Informovaný souhlas

Jméno účastníka projektu: .....

Název projektu: Využití elektrofyziologických dat pro analýzu vlivu hudby na aktivitu lidského mozku během mentální zátěže

Datum realizace projektu: .....

Řešitel/é projektu a zpracovatel/é dat: Západočeská univerzita v Plzni

Udělením tohoto souhlasu prohlašuji:

- ✓ Že jsem se **detailně seznámil s podmínkami účasti v projektu, a že jim rozumím,**
- ✓ Že mi nejsou známy žádné skutečnosti, které by moji účast v projektu znemožňovaly nebo omezovaly, zejména si pak nejsem vědom žádných omezení souvisejících s mým celkovým zdravotním nebo psychickým stavem,
- ✓ Že jsem si vědom skutečnosti, že účast v projektu úzce souvisí s mým aktuálním zdravotním a psychickým stavem a jsem si vědom též toho, že uvedení nepravdivých, neúplných nebo nesprávných informací, týkajících se zejména mého zdravotního nebo psychického stavu může mít vliv na získané výsledky v projektu,
- ✓ Že jsem před započítím měření nepožil alkohol ani nejsem pod vlivem návykových nebo psychotropních látek, zejména drog,
- ✓ **Že uděluji** ve smyslu evropské směrnice 2016/679, o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES, řešiteli/řešitelům a zpracovateli/zpracovatelům dat **výslovný souhlas se zpracováním mnou poskytnutých osobních a citlivých údajů** za účelem realizace a následného vyhodnocení projektu. Tento souhlas uděluji na dobu realizace projektu a následně po dobu 5 let po jeho skončení. Jsem si vědom(a) toho, že poskytnutí osobních a citlivých údajů je dobrovolné, a že souhlas se zpracováním osobních nebo citlivých údajů je dobrovolné, a že souhlas se zpracováním osobních nebo citlivých údajů mohu kdykoliv odvolat.
- ✓ Že **souhlasím s použitím mých v projektu poskytnutých údajů a z nich získaných výsledků pro účely vědy a výzkumu, a dále s jejich anonymizovanou publikací,**
- ✓ Že jsem byl seznámen a souhlasím se způsobem anonymizace mnou poskytnutých dat a jejich zpracování a uchování,
- ✓ Že:

Souhlasím / nesouhlasím s měřením srdeční frekvence

Souhlasím / nesouhlasím s měřením mozkové aktivity (EEG / ERP)

---

Podpis účastníka projektu

## Osobní a/nebo citlivé údaje

Jméno .....

Příjmení .....

Pohlaví .....

Datum narození (pouze měsíc a rok) .....

Vady zraku .....

Komentář .....

## Návod na vyplnění dotazníkové části

- Zvolené odpovědi kroužkujte.
- Každá otázka má právě jednu správnou odpověď. Pokud se rozhodujete mezi dvěma možnostmi, zakroužkujte tu, která Vám přijde vhodnější.

## Dotazník

- 1.) Zakroužkujte u každého druhu hudby, jak na Vás působila během měření (Vyberte pouze jednu možnost v každém řádku).

Bez hudby	a. Nevnímal(a) jsem ji	b. Rušila mne	c. Pomáhala mi
Rychlá hudba	a. Nevnímal(a) jsem ji	b. Rušila mne	c. Pomáhala mi
Pomalá hudba	a. Nevnímal(a) jsem ji	b. Rušila mne	c. Pomáhala mi
Oblíbená hudba	a. Nevnímal(a) jsem ji	b. Rušila mne	c. Pomáhala mi

- 2.) Vyberte na stupnici od 1 do 5, jak moc Vám přišla hra ke konci měření nudná.

1      2      3      4      5      (1 = vůbec, 5 = velmi)

- 3.) Vyberte na stupnici od 1 do 5, jak moc pro Vás bylo měření stresující.

1      2      3      4      5      (1 = vůbec, 5 = velmi)

- 4.) Pociťovali jste při měření bolest hlavy?

1 – žádnou      2 – lehkou      3 – rušivou      4 – středně silnou      5 – nesnesitelnou

- 4a. Byla důvodem bolesti hlavy při měření měřící čepice a délka měření?

ANO                  NE

5.) Hrajete / nebo hráli jste v minulosti často pexeso?

1 – vůbec    2 – jednou    3 – občas    4 – často    5 – velmi často

6.) Vyberte na stupnici od 1 do 5, jak moc Vás baví hra pexeso (Pokud jste ho již dříve hráli, i pokud jste ho teď hráli poprvé).

1    2    3    4    5    (1 = vůbec, 5 = velmi)

7.) Za jak dobrého hráče v pexesu se považujete?

1 – špatný    2 – podprůměrný    3 – průměrný    4 – nadprůměrný    5 – výborný

8.) Vyberte na stupnici od 1 do 5, jak dobrou máte podle Vás krátkodobou paměť.

1 – špatná    2 – podprůměrná    3 – průměrná    4 – nadprůměrná    5 – výborná

9.) Posloucháte běžně hudbu při práci?

ANO    NE

10.) Posloucháte běžně hudbu při učení?

ANO    NE

11.) Při jakých jiných činnostech, které vyžadují soustředění, posloucháte běžně hudbu? (Uveďte konkrétní činnosti)

12.) Jaký druh hudby z nabízených možností preferujete?

Rychlá-Rytmická    Pomalá-Relaxační

# C Odpovědi subjektů na dotazník

## C.1 Informace získané z vyplněné části - Osobní údaje

Subjekt	Pohlaví	Věk	Vady zraku
1	M	26	ano - krátkozrakost
2	M	28	ne
3	Ž	25	ne
4	Ž	24	ano - dalekozrakost
5	Ž	22	ne
6	M	26	ne
7	Ž	27	ne
8	M	28	ano - krátkozrakost
9	Ž	24	ne
10	Ž	29	ano - krátkozrakost
11	Ž	23	ne
12	Ž	27	0,75/1,5 dioptrie na dálku
13	Ž	26	ano - krátkozrakost
14	M	30	ne
15	M	23	ne
16	M	29	ano - krátkozrakost
17	Ž	21	1,0/1,5 dioptrie
18	M	24	ne
19	M	21	ne
20	M	21	ne

Tabulka C.1: Informace získané od subjektů dle vyplnění osobních údajů.

## C.2 Odpovědi z dotazníku

S <sup>1</sup>	1 <sup>2</sup>	2	3	4	4a	5	6	7	8	9	10	11	12 <sup>3</sup>
1	a/c/a/b	4	2	4	ano	3	4	3	2	ne	ne	řízení auta	r
2	b/b/b/c	1	1	2	ne	2	1	1	1	ano	ne	-	r,p
3	b/c/c/c	1	3	1	-	3	4	2	2	ano	ano	-	r,p
4	c/b/b/c	5	3	2	ano	3	2	3	3	ne	ne	řízení auta	r
5	a/b/c/c	1	1	2	ano	3	4	3	2	ne	ne	vaření	p
6	a/b/b/b	4	1	1	-	3	2	3	3	ano	ne	práce,řízení	r
7	c/b/c/c	1	1	1	-	4	4	3	4	ne	ne	domácí práce	r
8	a/b/c/c	1	1	1	-	3	3	3	4	ano	ne	čtení,vaření,řízení	p
9	c/b/a/a	4	2	3	ano	4	3	3	3	ano	ne	-	r
10	c/b/b/b	4	5	1	-	3	1	2	4	ne	ne	řízení auta,uklizení	p
11	a/b/c/c	2	4	3	ano	3	4	4	4	ano	ne	nikdy	p
12	c/b/a/b	4	2	2	ne	3	4	3	2	ano	ne	-	r
13	a/b/b/c	1	1	1	-	2	5	1	2	ano	ne	řízení auta	p
14	c/c/b/a	2	1	1	-	1	3	2	3	ano	ne	řízení auta	r
15	c/b/a/b	4	2	1	-	3	2	2	2	ano	ano	řízení,studium	r
16	a/a/a/a	4	2	1	-	3	3	4	3	ano	ano	-	r
17	b/c/a/c	4	3	2	ano	3	3	3	3	ano	ano	řízení	r
18	a/b/c/c	2	1	3	ano	3	4	2	2	ano	ne	programování	r
19	a/b/a/a	4	2	3	ano	3	2	2	3	ano	ne	-	r
20	a/c/a/c	2	1	1	-	3	3	3	2	ano	ne	řízení,hraní her	r

<sup>1</sup> Číslo subjektu.

<sup>2</sup> Odpovědi na první otázku jsou rozděleny do čtyř částí ve formátu: Bez hudby / Rychlá hudba / Pomalá hudba / Oblíbená hudba.

<sup>3</sup> Rychlá hudba označena jako „r“, pomalá hudba jako „p“.

Tabulka C.2: Odpovědi na dotazník od jednotlivých subjektů.

# D Obsah DVD

- Dokumentace  
Obsahuje zdrojový text práce a text práce v pdf.
- Dotazník  
Informovaný souhlas s dotazníkovou částí a odpovědi subjektů na dotazník.
- EEG data  
Obsahuje neupravená EEG data, data po odstranění artefaktů, zpracovanou frekvenční analýzu a makra použitá pro zpracování EEG dat.
- Poster  
Poster ve formátu pub a pdf.
- Přehrávaná hudba  
Hudba přehrávaná při experimentu.
- Statistika  
Složka s analyzovanými daty.
- Výsledné hodnoty měřených dat  
Výsledné měřené hodnoty pulsu, alfa a beta aktivity, přesnost ve hře a počet odkrytých karet.