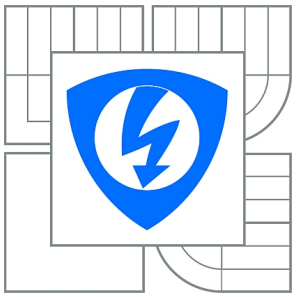
VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

STUDIUM VLIVU AKUSTICKÝCH PODNĚTŮ NA ČLOVĚKA

STUDY OF THE INFLUENCE OF ACOUSTIC STIMULI ON MAN

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

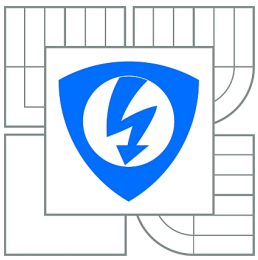
AUTOR PRÁCE — Bc. MIROSLAV SCHWANZER

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. MARINA RONZHINA

SUPERVISOR

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student:	Bc. Miroslav Schwanzer	***ID:***	77877
Ročník:	2	***Akademický rok:***	2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Studium vlivu akustických podnětů na člověka

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši z oblasti elektroencefalografie (EEG) a metod používaných pro analýzu EEG signálů. Zaměřte se na využití elektroencefalografie pro studium vlivu akustických podnětů na člověka. 2) Navrhněte protokol měření zahrnující měření EEG signálů pomocí systému TruScan 32. Používejte různé akustické podněty. 3) V prostředí Matlab vytvořte programovou aplikaci s grafickým uživatelským rozhraním pro analýzu získaných signálů pomocí vybraných metod. 4) Výsledky statisticky zhodnoťte a udělejte závěr o vlivu akustických podnětů na elektrickou aktivitu mozku. 5) Proveďte diskusi získaných výsledků a porovnejte je s údaji z odborné literatury.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MITRA P, BOKIL H.: Observed brain dynamics. Oxford University Press, 2008.
[2] SOMMO L, LAGUNA P.: Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání:	6.2.2012	***Termín odevzdání:***	18.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina
Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá měřením elektroencefalografických signálů (EEG), jejich popisem, metodami kvantitativní analýzy a zpracováním v časově-frekvenčních oblastech potažmo energetických spektrech. Mozková aktivita je sledována v závislosti na vnějších zvukových podmětech vyvolaných reprodukcí hudební ukázky Mozartovy sonáty K448. Byla navržena podrobná metodika měření, na jejímž základě bylo realizováno snímání EEG u vzorku respondentů. Pro potřeby vizualizace a vyhodnocení naměřených dat byla vytvořena aplikace s grafickým rozhraním, umožňující topologické mapování mozkové aktivity a zobrazování v časově-frekvenční oblasti.

KLÍČOVÁ SLOVA

EEG signál, Mozartův efekt, spektrální analýza EEG, časově-frekvenční analýza EEG, topografické mapování EEG, koherence spekter

ABSTRACT

The thesis deals with EEG signals, their description, methods of quantitative analysis and the processes in time-frequency domains, or power spectrums. The relationsheep between brain electrical activity and acustic stimuli (Mozart´s “Sonata K448”) was studied using EEG analysis in relation to sound impulses from replayed extracts of. The proposed experiment protocol included recording of EEG of volunteers. In order to visualize and analyze the data, the software with the graphic user interface was created, which enables topological mapping of brain activity and its vizualization in the time-frequency domain.

KEYWORDS

EEG signal, Mozart effect, spectral analysis of EEG, time-frequency analysis of EEG, topographic brain mapping, spectral coherence

SCHWANZER, M. *Studium vlivu akustických podnětů na člověka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 53 s. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Studium vlivu akustických podnětů na člověka jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne ....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Marině Ronzhině za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne ....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků **vii**

Seznam tabulek **viii**

Úvod **1**

1 ELEKTROENCEFALOGRAFICKÉ SIGNÁly **2**

1.1 Snímání EEG signálu ... 2

1.2 Popis EEG signálu ... 5

1.3 Bdělá EEG aktivita ... 5

1.4 Evokované potenciály (EP) ... 9

1.5 EEG artefakty ... 11

1.5.1 Artefakty z pacienta ... 11

1.5.2 Artefakty z přístroje ... 13

1.5.3 Interferenční artefakty ... 13

2 MOZEK A HUDBA **14**

2.1 Funkční členění mozku ... 14

2.2 Mozartův efekt ... 16

3 ANALÝZA EEG SIGNÁLŮ **20**

3.1 Spektrální analýza ... 20

3.2 Periodogram ... 21

3.3 Welchova metoda ... 22

3.4 Časově-frekvenční analýza signálů ... 23

3.5 Koherence ... 24

3.6 Topografické mapování EEG ... 26

4 REALIZACE EXPERIMENTU – METODIKA MĚŘÍCÍHO POSTUPU **28**

5 ANALÝZA A ZPRACOVÁNÍ DAT ZÍSKANÝCH BĚHEM MĚŘENÍ **31**

5.1 Analýza signálů v programovém prostředí MATLAB ... 32

5.2 Programová aplikace GUI ... 32

5.2.1 Analýza pomocí frekvenčního mapování ... 35

5.2.2 Analýza pomocí mapování koherence 36
5.3 Statistické vyhodnocení 37
5.3.1 Nepárový studentův t – test 37
5.3.2 Testování vlivu hudby na PSD 41
5.3.3 Korelace 45
5.3.4 Testování vzájemných korelací 46
6 DISKUZE **49**
ZÁVĚR **50**
Literatura **51**
Seznam symbolů, veličin a zkratek **53**

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Rozmístění elektrod podle mezinárodního 10-20 systému 3
Obr. 2: Znázornění směrové orientace hlavy 6
Obr. 3: Znázornění EEG signálu jednotlivých pásem 7
Obr. 4: Znázornění významných center mozku 15
Obr. 5: Členění mozku do základních oblastí 17
Obr. 6: Znázornění oblastí a způsobu vlivu sonáty na mozek 17
Obr. 8: Princip koherenčního mapování EEG zprava interhemisferální a intrahemisferální(převzato z[30]) 27
Obr. 9: Měřící jednotka a snímací elektrodová čepice 28
Obr. 10 Diagram časové posloupnosti měřících fází 29
Obr. 11: Vývojový diagram zpracování signálu 31
Obr. 12: Ukázka výkonového spektra EEG z jedné elektrody 32
Obr. 13: Jedná se o koherence mezi elektrodami T4 a T3 33
Obr. 14: Ukázka koherence dvou elektrod T3 a T4 a jejich vzájemná fáze 33
Obr. 15: Vyskakovací okno pro určení správné orientace brain mappingu 34
Obr. 16 Ukázka pracovní oblasti pro vykreslování topografického zobrazování 35
Obr. 17:Zobrazení topografické mapy frekvenčních spekter pro pásmo alfa v předtestové fázi a) experimentální b) kontrolní skupina 36
Obr. 18: Ukázka frekvenčního mapování pro pásmo theta v předtestové fázi, a) experimentální skupina b) kontrolní 36
Obr. 19: Znázornění topografického vykreslení koherence s vybranou elektrodou a interhemisferální koherence, nahoře pro experimentální skupinu a dole kontrolní 37
Obr. 15: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro celkové spektrální pásmo 47
Obr. 16: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro pásmo alfa 48
Obr. 17: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro pásmo theta. 48

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Přehled funkcí základních oblastí mozku 8

Tabulka 2: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro pásmo alfa. Hladinu významnosti α = 0,05. 42

Tabulka 3: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro pásmo theta. Hladinu významnosti α = 0,05. 43

Tabulka 4: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro celkové pásmo. Hladinu významnosti α = 0,05. 44

Tabulka 5: Hodnoty získané vyhodnocením PF&C úloh, hladina významnosti α = 0,05 44

Tabulka 6 Hodnoty korelačních koeficientů celkových spekter vybraných párů elektrod 46

ÚVOD

Hudba je už od dávné minulosti lidmi vnímána jako přirozený aspekt jejich životního bytí. V obecném měřítku jí však spousta z nich přisuzuje z velké části spíše charakter emoční. V nedávné době se ovšem ukázalo, že hudba může nabývat mnohem významnějších rozměrů, a navíc dokáže příznivě ovlivňovat mozkovou činnost v rozlišných výkonnostních oblastech jako je čtení, mluva, matematika nebo vizuální představivost.

Spousta vědců a odborníků je přesvědčena, že by hudba mohla hrát také výraznější roli v oblasti kognitivního vnímání a poznávání, a mnohé studie to potvrzují. Tématem a zároveň i výzvou této práce se tedy stává ověření vlivu akustických podmětů na lidské vnímání, přesněji ověření tzv. Mozartova efektu.

Diplomová práce se zprvu zaměřuje na pojmy a metodiku snímání elektroencefalografických signálů (EEG), které se velice často nabízí jako prostředek k ověření vlivu hudby, nebo akustického prostředí na aktivitu lidského mozku. Do samostatné kapitoly jsou potom začleněny popisy stěžejních mozkových lokací, které se na zpracování akustických podnětů podílejí.

Cílem této práce je poté zkoumání vlivu akustického prostředí na inteligenční schopnosti jedince, které zasahují do prostorově-orientačního vnímání a ověření teorie Mozartova efektu. Změny mozkové aktivity jsou sledovány převážně ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti.

Konečné zpracování signálů je realizováno v programovém prostředí Matlab, kde lze efektivně aplikovat stěžejní metody a principy analýzy jako je Fourierová resp. rychlá Fourierová transformace nebo metody spektrogramu. Vytvořená aplikace v prostředí Matlab GUI pak umožňuje vizualizaci získaných hodnot mimo jiné ve formě topografických map, tzv. brain mappingu. Jako podklad pro porovnání výsledků získaných analýzou signálů a následné diskuzi slouží také vyhodnocení psychologického testu, na jehož základě se Mozartův efekt ověřoval.

1 ELEKTROENCEFALOGRAFICKÉ SIGNÁLY

Elektroencefalografie (EEG) je funkční pomocná diagnostická metoda, pomocí které jsou snímány s velkou časovou přesností elektrické potenciály vznikající během činnosti mozku. Záznam takovéto aktivity (tzv. elektroencefalogram) je souhrnem prostorové a časové sumace postsynaptických potenciálů, které jsou generovány neurony. Závisí na cytoarchytektuře neuronálních populací, jejich vzájemné konektivitě a geometrii extracelulárních elektromagnetických polí [14]. Vstupní impulz v mozku excituje skupinu neuronů, kdy adekvátní odezvou na takovýto impulz je synchronizovaný elektrický výboj. Takto vygenerovaný výboj podráždí jiné skupiny neuronů v okolí, přičemž se postupně vytváří postupující vlna a zároveň dochází k útlumu předchozích excitujících neuronů do klidového stavu, dokud nedojde k opakování celého procesu. Celková velikost vlny potom odpovídá množství synchronizovaných neuronů produkující výboje. EEG tedy slouží k odhalení změn v elektrické aktivitě mozku. Snímá se signál vzniklý superpozicí celé řady jednodušších signálů.

Jednotlivé EEG rytmy můžeme odlišovat např. podle lokalizací na povrchu lebky, velikostí amplitudy, frekvenčního rozsahu nebo také vztahu k definovaným fyziologickým stavům, jako jsou spánek, bdění, volná pohybová aktivita, příjem a zpracování senzorické informace a změna vnitřního prostředí.

V EEG signálu se mohou vyskytovat další charakteristické a diagnosticky významné vlny označované jako grafoelementy, nápadně odlišné s negativní hlavní komponentou. Mezi takové se řadí např. epileptiformní hroty Wicked spikes, k-komplex (objevuje se těsně před spaním), dále SSS (BETS) vlny, při jejímž výskytu je téměř 100% pravděpodobnost, že dotyčný trpí epilepsií. Dále se mohou detekovat různé ostré vlny (Sharp waves), vlny vertexové, lambda vlny objevující se převážně v okcipitální oblasti (jejich vznik je přičítán upoutání zraku) atd. [9]

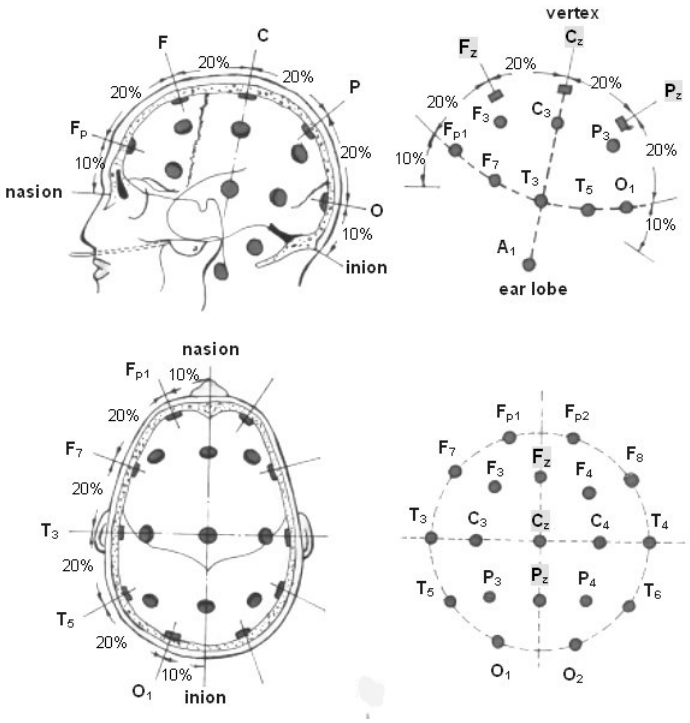
1.1 Snímání EEG signálu

Měření EEG signálů se provádí pomocí elektroencefalografu. Elektroencefalograf je přístroj, který pracuje na principu snímání elektrického potenciálu pomocí elektrod. Elektrody snímají jemné rozdíly elektrických potenciálů (kolem 10 mV).

Pro snímání EEG signálů se využívají povrchové (skalpové) popřípadě podkožní

elektrody. Skalpové elektrody mají kruhový tvar (ploché někdy také vypouklé) o průměru 7 – 10 mm. Elektrická charakteristika elektrod je určena použitým druhem kovu, z něhož je vyrobena, a tekutým médiem. Kombinace elektrod a aplikovaného vodivého gelu potom vytvářejí v klidovém stavu elektrický potenciál, přičemž při průchodu proudu dochází k polarizaci. Ke snímání běžného EEG je tedy nutné využívat elektrody z takových kovů, které polarizaci odolávají, čili jsou nepolarizovatelné a umožňující zaznamenávat rychlé změny. Výrobním materiálem je převážně stříbro, kdy jsou stříbrné elektrody potažené vrstvou chloridu stříbrného, zřídka se pak využívá zlato nebo u speciálních elektrod nerezové oceli popř. speciální slitiny. Pro spojení elektrody se vstupem EEG přístroje slouží flexibilní vodič.

V klinické praxi se nejčastěji používá neinvazivní záznam spontánní elektrické aktivity mozku a to přímo z pokožky hlavy.



Obr. 1: Rozmístění elektrod podle mezinárodního 10-20 systému

Elektroencefalografické záznamy jsou obvykle snímány větším počtem elektrod, zpravidla 19 až 64. V praxi se rozmístění elektrod na povrchu lebky řídí podle mezinárodní konvence, kdy je standardně využíváno tzv. systému 10-20 (viz Obr.2). Ten umožňuje pokrytí skalpu soustavou elektrod, přičemž obvod hlavy je rozdělen na úseky po 10% a 20%. Poloha jednotlivých elektrod je pak odvozena podle soustavy linií, vedených mezi kostěnými výstupky na hlavě. Podobným systematickým

způsobem probíhá rozměření ve zbývajících dvou kolmých rovinách. Vzniká tím síť bodů, podle kterých jsou pak umísťovány elektrody na standardní místa. Tento mezinárodní systém zaručuje reprodukovatelnost vyšetření u téhož pacienta stejně jako u pacientů jiných. Zapojení je většinou realizováno pomocí speciální EEG čepice.

Při elektroencefalografickém měření se využívá dvou základních zapojení elektrod. Tato zapojení jsou známá také například z registrace elektrokardiogramu, a to unipolárního i bipolárního.

Bipolární režim – u bipolárního způsobu zapojení se měří rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma aktivními (explorativními) elektrodami.

Unipolární režim - u unipolární metody je měření prováděno za pomoci aktivní elektrody umístěné na hlavě a indiferentní (referenční) elektrody, která je nejčastěji připevněna na ušním lalůčku.

1.2 Popis EEG signálu

Jak již bylo řečeno, EEG se převážně popisuje pomocí následujících parametrů [10]:

- **Amplituda** – představuje vertikální rozměr EEG vzorců a udává se standardně v mikrovoltech. Přesně měření amplitudy jednotlivých vln EEG signálu je prakticky bezvýznamné, jelikož jejich výška závisí na mnoha faktorech (např. vzdálenost mezi elektrodami).
- **Frekvence** – představuje počet vln, které se periodicky opakují za 1 s. Hodnota frekvence se vyjadřuje v Hertzově stupnici [Hz]. Jednotlivé frekvence EEG vzorce jsou separovány do charakteristických frekvenčních pásem.
- **Reaktivita** – je změna, kterou je možno navodit v normálním či abnormálním EEG vzorci zevními stimuly. Podměty užívané ke zkoumání reaktivity jsou opačně od aktivačních procedur zaměřeny spíše na objasnění přítomnosti nebo nepřítomnosti normální odpovědi na stimulaci. Klasickými známými jevy jsou vymizení alfa aktivity po otevření očí.
- **Perzistence** – udává frekvenci, s níž se daný EEG vzorec v delším úseku grafu vyskytuje. Některé vzorce se můžou vyskytovat občasně či intermiterně. Tuto frekvenci popisujeme indexem, který představuje podíl z celkové doby natáčení, při němž se daný vzorec objeví, čili index 20% popisuje fakt, že daný EEG vzorec se vyskytuje v 20% grafu.

Dalšími parametry sledovanými pro vyhodnocování EEG záznamu jsou tvar, lokalizace, kontinuita, symetrie a reaktivita atd.

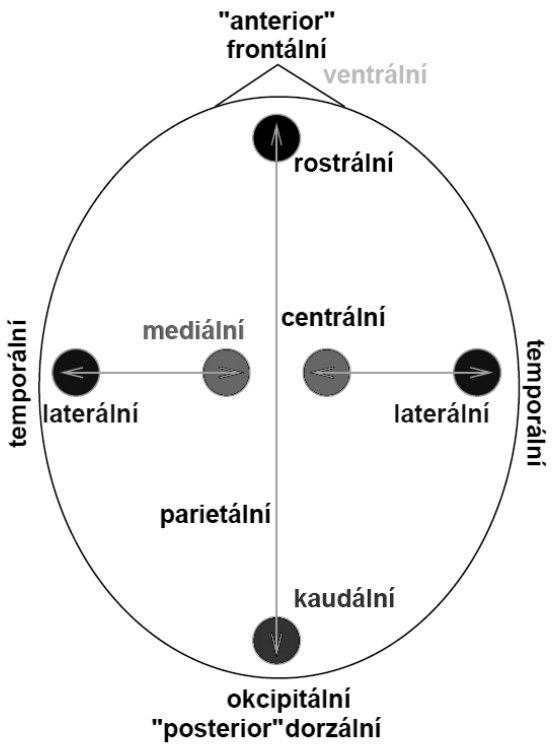
1.3 Bdělá EEG aktivita

Elektrická aktivita mozku vykazuje rytmickou aktivitu o různých frekvencích. Podle toho rozlišujeme vlny do několika základních pásem: delta (0,3 - 4 Hz), vlny pásma teta (4 - 7 Hz), aktivita alfa (8 - 13 Hz) a směrem k vyšším frekvencím rozlišujeme vlny beta (13 - 30 Hz) a gama (25 – 50 Hz).

Delta rytmus - projevuje se především ve frekvenčním pásmu 0,3-4 Hz. Jde o rytmus typický pro hluboký spánek, s amplitudou o velikostí 75–210 μV. Může se vyskytovat také při stavech transu a hypnózy. Za normálního bdělého stavu se téměř vůbec nevyskytuje. Ke zvýšení delta aktivity však může dojít během řešení nějakého problému a to tak, že čím je daný problém složitější, tím dochází k větším změnám v

oblasti delta aktivity. Jeho výskyt lze také předpokládat během prožívání emočního stresu.

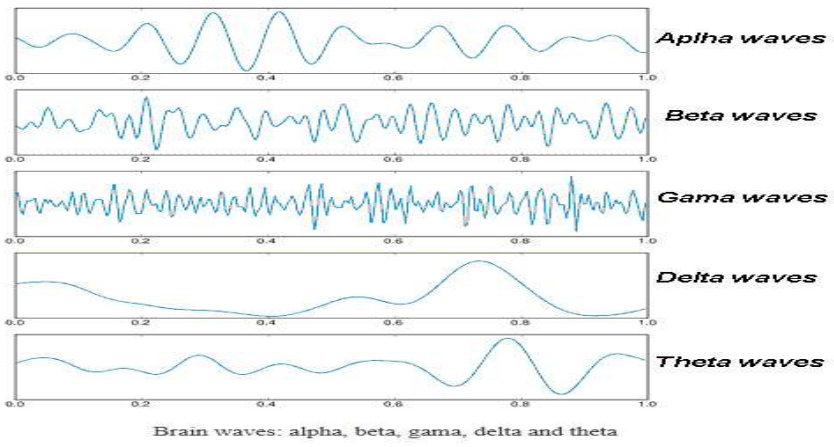
Theta rytmus - frekvenční pásmo od 4 do 8 Hz, amplituda 5-100μV. Pásmo typické pro výrazný útlum všech funkcí kdy mysl ani tělo prakticky nereagují na téměř žádné smyslové podměty. Charakteristické je pak pro toto pásmo stav ospalosti, usínání, hluboké uvolnění, objevuje se také během nepozornosti a lehké mozkové dysfunkci, poruchách zpracování informací, či při emocionálním stresu. U zdravých jedinců je výskyt theta vln převážně v centrální, spánkové (temporální) a temenní (parientální) oblasti a výrazněji se dá zachytit u žen. Theta aktivita je také přisuzována nadměrné představivosti, fantazií, zvýšené kreativitě nebo vizualizaci myšlenek a tvarů a pojí se často se živými vzpomínkami. Odlišný typ theta rytmů je naopak charakterizován pro pozornost zaměřenou na určitou věc, pro duševní úsilí či efektivní zpracování stimulů a je nazýván frontálně středoosou theta aktivitou. V temporální oblasti bývá theta aktivita často nalézána převážně u starší části populace. V normálním bdělém stavu je přítomna jen v malém množství. V ospalosti se theta vlny vyskytují především pod předními kvadranty hemisfér s různým stupněm rytmicity.



Obr. 2: Znázornění směrové orientace hlavy

Alfa rytmus - frekvence alfa aktivity se pohybuje v rozmezí 8-13 Hz a v tomto rozpětí je definována jako normální. Amplituda těchto vln kolísá v rozmezí 5-100 μV, jako střední jsou považovány amplitudy 20-80 μV. Ve stavu bdělosti se maximum vln alfa nachází hlavně nad zadními, zejména okcipito-temporálními a parientálními oblastmi hemisfér mozku. Je nejlépe vyjádřena ve stavu tělesné a psychické relaxace, určují stav duševního i tělesného uvolnění, poklesu soustředění, snížení mozkové aktivity, ale i vnitřní uklidnění. Jedná se o bdělý stav se zavřenýma očima. Blokuje se v důsledku otevření očí a při náhlém mentálním soustředění se na nějaký problém (tzv. alfa atenuační reakce nebo alfa desynchronizace). Znovu se objevuje při opětovném zavření očí. Útlum nastává také během emočního napětí, nebo ospalostí. Alfa rytmus je především aktivitou optického analyzátoru. Dokonce může být alfa aktivita spojována s vizuálními funkcemi a to i při absenci vizuálních vstupů. [171] Amplituda alfa vln se ve většině případů zvyšuje při hypoventilaci a nebo také během psychického napětí. Obecně pak aktivita těchto vln s přibývajícím věkem klesá. U lidí nemocných, vystavených dlouhodobému stresu či závislých na alkoholu a drogách je aktivita alfa méně výrazná, než u zdravých. Alfa aktivitu lze také podle funkčnosti dále rozdělovat do subpásem. U kognitivního zpracování rozlišujeme nižší alfa pásmo (8 – 10 Hz), kdy desynchronizace a útlum je přičítán méně specifickým úkolům na pozornost a vyšší alfa pásmo (10 – 13 Hz) charakterizované více specifickým zpracováním smyslově–sémantických informací. Toto subpásmo také odráží proces vyhledávání a získávání informací v dlouhodobé paměti.

Jednotlivé vlny EEG signálů jsou znázorněné na následujícím obrázku (obr. 2):



Obr. 3: Znázornění EEG signálu jednotlivých pásem

Beta rytmus - je charakteristický pro frekvence 13–30 Hz, obvykle se pak vyskytuje v rozmezí 18–25 Hz. Tato rychlá aktivita bývá ve skalpovém EEG silně atenuována, přičemž velikosti amplitud těchto signálů jsou nízké v rozmezí 20–30 μV,

téměř vždy však bývají nižší než 20 μV. Trvání jednotlivých vln je přibližně 40–50 ms. Maxima beta rytmu jsou nejvíce patrná nad frontálními až fronto centrálními laloky mozku, ale vyskytovat se může také v ostatních mozkových oblastech, směrem dozadu však aktivita ubývá. Výskyt beta aktivity je patřičný především pro centrální nervový systém, vykazující zvýšenou pozornost nebo mentální činnost u osob v bdělém stavu s otevřenýma očima a je tedy typický u smyslového soustředění na okolí a připravenost reagovat, dále u logické-analytického myšlení, ale beta aktivita je také spjata s pocitem neklidu, hněvu a strachu. Vyšší hranice frekvencí v rozmezí 30–40 Hz se zřídkakdy objevují při podráždění, stavech úzkosti, trémě nebo během psychicky vypjatých situacích. Poměr beta aktivity se postupně zvyšuje také s věkem a u žen bývá ve větším zastoupení než u mužské části populace. Značný podíl beta vln se může objevit při medikamentózním ovlivnění (např. barbituráty).

Tabulka 1 Přehled funkcí základních oblastí mozku

Část	Oblast	Funkce
Přední (frontální) lalok	Pravá strana pod čelem	Oblast zodpovědná za kontrolu emocí a mluvených výrazů, podílí se na plánování, rozhodování, mínění (vyhodnocující) na základě našich denních aktivit, reakce na události z našeho okolí Uložená paměť vyčleněná pro návyky a motorické aktivity
Temenní (parientální) lalok	Převážně v horní a zadní části hlavy	Zodpovídá za senzorické procesy včetně prostorového vyhodnocování. Zpracovává vizuální pozornost a dotekové vnímání, centrum pohybu ovládaných vůlí, manipulace s objekty, integrace rozlišných rozumových schopnost
Zádní (occipitiální) lalok	Zadní část hlavy	Zpracování vizuálních informací
Spánkový (temporální) lalok	Bok hlavy v oblasti nad ušima	Sluchové schopnosti, paměťová akvizice (poznatky), vizuální vnímání, kategorizace objektů

Gama rytmus – gama rytmy se řadí do skupiny tzv. vysokofrekvenčních oscilací s frekvenčním rozmezím (26 – 80 Hz), které jsou běžným skalpovým EEG vyšetřením díky filtračním vlastnostem lebky a kůže slabě rozeznatelné. Nejlépe se dají měřit

přiložením elektrod přímo na mozkovou kůru pomocí metody zvané elektrokortikografie, nebo magnetoencefalografií, která měří magnetické pole tvořené elektrickou aktivitou mozku. Gama oscilace jsou přímo spojeny s aktivací mozku, vznikají během rozpoznávání objektů, při zaměřené pozornosti, mají nejspíš vazbu na vyšší duševní aktivity, vnímání, řešení problému, strachu a vědomí.

1.4 Evokované potenciály (EP)

K zvýraznění nebo vyvolání normální či abnormální aktivity mozku se používají tak zvané aktivační metody. Pojmem aktivační stimuly chápeme různé senzomotorické modality, elektrickou a farmakologickou stimulaci a změny v behaviorálnímm stavu nebo stavu vědomí.

Evokované potenciály (EP) představují bioelektrický projev zpracování a odpovědí neuronů mozku resp. dalších přidružených částí centrálního nervového systému (CNS) na podráždění smyslového orgánu. Odpovídají tedy modifikacím EEG signálu provokovaným různými somatosenzorickými stimuly a podněty. Takovýmito stimuly pak mohou být tvořeny podměty různých modalit (zrakový, sluchový, bolestivý, nebo chuťový podmět). Evokované potenciály patří mezi klinicky využívané metody založené na zaznamenávání výchylek a výkyvů elektrické aktivity mozku, které jsou zároveň v závislosti na čas vázány na určitý zevní podmět. V principu tak dochází ke snímání surového EEG synchronizovaného s adekvátním dynamickým průběhem tvořeným vnější stimulací. Při vyhodnocování EP se zpravidla posuzuje zpoždění odezvy jednotlivých vln od okamžiku stimulace, potom také tvar EP, amplituda a polarita vln. Při běžném posuzování EP se většinou rozlišují dvě složky:

Primární odpověď (primární EP) - lze zaznamenat jen v oblasti primární senzorické kůry, v oblastech, kde je zakončena nervová dráha příslušného vyšetřovaného smyslového orgánu.

Difúzní sekundární odpověď (pozdní EP) – vzniká v návaznosti na primární odpověď. Oproti primární odpovědi je však méně specifická svojí lokalizací díky difúznější projekcí do mozkové kůry. [120]

Evokované potenciály rozdělujeme na:

- **Exogenní:** které představují zpracování senzorického podmětu podnětu počínaje percepcí až po jeho zpracování na úrovni primárního senzorického kortexu. V

tomto případě se nevyžaduje aktivní účast subjektu (VEP - visual evoked potencials, MLAEP – middle latency auditory evoked potencials…).

- **Kognitivní:** odpovídají určité kognitivní funkci a je zde vyžadována aktivní účast subjektu při zpracovávání stimulů, kdy se očekává jejich generování z více oblastí kortexů (MMN – Mishmatch Negativity, Vlna P3 – využívá se také označení P300,..)

K vyvolání zrakových EP se zpravidla využívá stupňujících se krátkých záblesků tzv. fotostimulace, kdy se ze zábleskového zařízení vysílají na pacienta světelné podměty s definovanou dobou trvání, intenzitou a opakovací frekvencí (1 až 100 Hz, ale také náhodně). Vedle běžné fotostimulace stroboskopem můžeme použít stimulace vizuálními vzorci, využívá se okamžiků rezervace černobílého šachovitého podmětu sledování obrazů nebo televize, hrou počítačových her atd. Odezva na takovýto podmět vniká následně v okolí fissura calcarina, což jsou optické oblasti laloku okcipitálního kortexu.

Pro sluchové evokované potenciály je hojně využíváno krátkých tónů popř. cvaknutí. Snímaný EEG signál je tímto tvořen souhrnem elektrických aktivit značného množství excitovaných neuronových generátorů, ovšem pouze malá část přímo souvisí se samotnou percepcí (vjemem) vlastního podmětu. Kvůli tomu se v klinické praxi často využívá takzvaných epoch, které jsou tvořeny průměrováním úseků pořízených EEG záznamů, jež následovaly okamžitě po každém vnějším stimulu. Takovýchto stimulů je pak potřeba aplikovat v krátkém čase velké množství (desítky až stovky). [číslo odkazu]

V klinické praxi se také zpravidla počítá během stimulace akustickým podmětem, že měřený signál EP bude snímán s určitou latencí. Velikost latence je potom determinována podle lokace v mozku, kde byl příslušný signál generován. Dobu zpoždění můžeme členit na *krátkou* (0 – 10 ms) – signály jsou generovány v mozkovém kmeni nebo hlemýždi, *střdní* (10 – 50 ms) – odezva signálů pocházejích ze sluchové kůry, *dlouhou* (50 – 300 ms) – jejichž původ je připisován hladké kůře mozkové a *velmi dlouhou* (300 ms a více).

Speciální stimuly představuje třeba úleková situace, spánek (resp. spánková deprivace) čtení, psaní, psychické děje (představy, počítání atd.).[5]

EP bývají zobrazovány buďto ve formě křivek nebo potenciálových map, případně se pomocí prostorové derivace potenciálové mapy dají získat také mapy proudové denzity.[9]

1.5 EEG artefakty

Artefaktem rozumíme takové rysy signálu, které nemají fyziologický původ z mozkové aktivity. EEG signály téměř pokaždé artefakty vykazují. Jelikož signály, které u EEG měříme, mají velmi malou amplitud řádově μV, může se díky tomu ve výsledném signálu objevit rušení. Rušivé polarizační napětí elektrod pak není stálé, mění se např. v závislosti na pohybu elektrody, či pacienta, na pocení (evaporaci) nebo na chemickém složení okolí elektrody, popřípadě na dalších faktorech.

Nejčastěji artefakty dělíme na:

- artefakty z pacienta
- artefakty z přístroje
- artefakty z interference se zdroji elektrické energie.

Artefakty se obvykle jasně odlišují od EEG aktivity a mohou se objevovat v jedné nebo několika elektrodách. Objevují-li se pouze v jedné elektrodě, jedná se o podezřelý jev, jelikož taková EEG aktivita je vzácná. Objevují-li se pak ve více elektrodách, bývá jejich distribuce nelogická, nerespektují lokalizační pravidla EEG. Elektroencefalografické vzorce mají obvykle při maximu v jedné elektrodě současnou distribuci na několika elektrodách.

1.5.1 Artefakty z pacienta

Artefakty z pacienta představují elektroencefalografický záznam biologického signálu jiného než EEG. Řada z nich je přitom zaznamenávána jinými elektrografickými metodikami (např. oční pohyby zaznamenávané elektronystagmograficky, dále svalové potenciály zaznamenávané elektromyograficky, či elektrické projevy srdeční činnosti s elektrokardiografickým záznamem.

Artefakty očí - jedná se o artefakty z mrkání a jiných očních pohybů, které jsou zaznamenávány hlavně elektrodami ve frontální části, sledovány mohou být ale také elektrodami centrálními a temporálními. Jejich hlavním zdrojem je korneoretinální potenciál. Jeho velikost je 50-100 mV a můžeme si ho představit jako dipól s pozitivním pólem na rohovce a negativním na sítnici Kmitání (flutter) očních víček tvoří na EEG rytmickou aktivitu, obvykle o frekvenci 5-8 Hz. Oční artefakty jsou nejčastějším typem artefaktu z pacienta. Odstraňují je tím, že pacienta požádají, aby udržoval oči v klidu a zavřené.

Artefakty z pohybu – tyto artefakty jsou v rutinních EEG obvykle náhlé, nerepetitivní, mají bizarní tvar a vyskytují se ve většině nebo ve všech elektrodách

v referenčním zapojení. Zásadní vlastností pohybových artefaktů je to, že se pohyb hlavou promítá do všech elektrod. Při transformaci grafu do bipolárního zapojení pak mají pohybové artefakty tendenci se alespoň částečně vyrušit.

Artefakty svalové - jejich charakter je spíše krátkodobý a bývají hodně časté. Nejčastěji jsou elektromyografické artefakty zaznamenávány z frontálních a temporálních svalových skupin. Lze je také rozpoznat podle jejich charakteristického ostrého tvaru s krátkým trváním.

EKG (elektrokardiografické) artefakty – artefakty ze srdeční činnosti mají periodicitu udávanou frekvencí srdeční akce. Tato periodicita bývá pravidelná, pokud ovšem není přítomna žádná arytmie. Tyto artefakty bývají zachycovány v jednom či více svodech, časté jsou pak ze svodů ušních. Někdy bývají získávány vlivem špatného elektrodového kontaktu. Artefakty vznikají také při činností kardiostimulátoru, ovšem díky jejich vyspělejším konstrukcím je výskyt těchto artefaktů méně častý. EKG artefakty jsou dobře rozeznatelné podle jejich pravidelnosti a tvaru. Lze jim někdy zabránit úpravou elektrodového kontaktu nebo změnou polohy nemocného tak, aby hlava byla vzdálena více od hrudníku. V určitých sporných případech je zapotřebí současně snímat jak EEG, tak také EKG signál.

Pulzové artefakty – artefakty jsou zapříčiněné pulzovou vlnou, která způsobuje pohyb elektrody, vytvářející se v důsledku pulzování tkáně pod elektrodou. Nejčastěji tedy vznikají při umístění elektrody v blízkosti tepny a tedy většinou ve svodech z jedné elektrody. Jejich periodicita je také shodná se srdeční frekvencí. Právě díky oné periodicitě a tvaru, který může mít charakter oblých nebo trojúhelníkovitých vln, se dají tyto artefakty během natáčení snáze rozeznat a případně odstranit přemístěním elektrody. Od EKG artefaktů jsou odlišitelné tím, že na souběžně snímaném EKG předchází artefakt EKG artefakt pulzový.

Galvanické kožní artefakty – artefakty z pocení mají tvar velmi pomalých vln, nejčastěji jsou lokalizované frontálně a temporálně. Někdy může být u osob s potivým zátylkem jejich distribuce největší nad zadními oblastmi. Jejich vznik je zapříčiněn změnami impedance a kožního potenciálu při pocení.

Artefakty dentální – dentální artefakty se vytvářejí hlavně u osob se zubními výplněmi z rozdílných kovů. Takovéto artefakty mohou být velmi matoucí.

Artefakty z pohybů jazyka a ostatních orofaryngenálních struktur – zde se zavádí představa jazyku jako dipólu, jehož špička je negativnější než kořen. Artefakty z jeho pohybů se popisují klasicky jako pomalé vlny, za to však s širokou distribucí, často se středočárovým maximem.

Artefakty složené - řadí se mezi artefakty z pacienta, které nelze beze zbytku přičíst k jednomu zdroji. Také jednoduché artefakty mohou v sobě obsahovat různé složené vzorce (artefakt žvýkání, ale i artefakty očí). Tyto artefakty vznikají během řeči, polykání nebo při pláči a škytání.

1.5.2 Artefakty z přístroje

Artefakty elektrodové – elektrodové artefakty se objevují ve svodech jedné elektrody. Některé mohou mít charakteristický tvar diametrálně odlišný od jakékoliv EEG aktivity, většina však má bohužel tvar této aktivitě podobný.

1.5.3 Interferenční artefakty

Interferenční artefakty se vytvářejí záznamem elektrické interference, vznikající z bližšího či vzdálenějšího okolí EEG přístroje. Mohou být generovány elektrostaticky bez ohledu na intenzitu proudu či elektromagneticky při vyšších intenzitách proudu. Dříve byl velmi častým interferenčním artefaktem artefakt od střídavého elektrického proudu s frekvencí 50 Hz. I nyní se s tímto artefaktem setkáváme často. Stále častěji ale můžeme narazit na artefakty s jinou frekvencí a morfologií, které se vytvářejí např. zvoněním telefonu, zapnutí a vypnutí osvětlení, činností signalizačních přístrojů, infůzních souprav atd. Zdrojů těchto artefaktů může být téměř neomezené množství.

2 MOZEK A HUDBA

2.1 Funkční členění mozku

Mozková kůra je rozdělena podle funkčnosti do několika specializovaných oblastí. Tyto oblasti můžeme následně kategorizovat na části senzorické, motorické a asociativní. Podle procesu zpracování informace rozlišujeme senzorické a motorické oblastí:

Primární

- *senzorické* (přímo propojeny s aferentními senzorickými vstupy ze smyslových orgánů např. uši nebo oči)
- *motorické* (propojeny přímo s motorickými částmi míchy)

Sekundární a terciální

- smyslové oblasti jsou pak přilehlé k primárním a zpracovávají složitější stimulační procesy

Hudba podobně jako je tomu i u řeči vstupuje do mozku sluchovým systémem a směřuje do sluchové kůry mozku (sluchového kortexu) ve spánkovém laloku. Sluchová část mozku se skládá z pěti převodních jader, kde se zpracovává sluchová informace.[12]

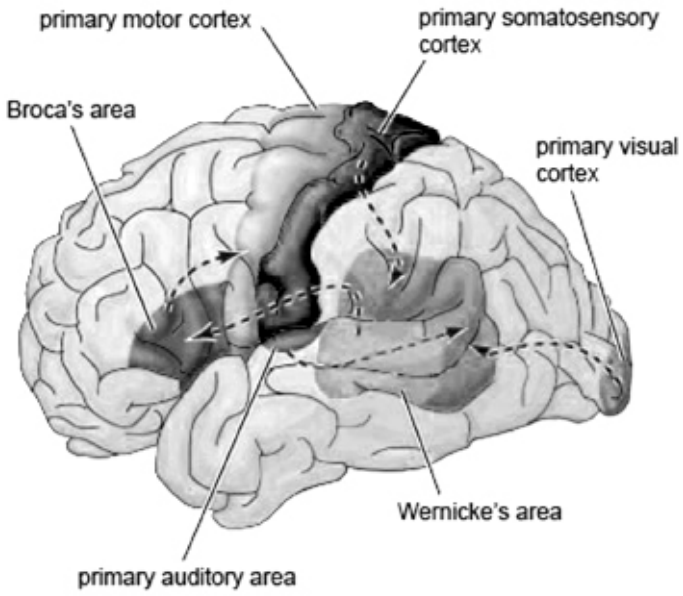
Primární sluchový kortex, který se nachází v tzv. Heschlově závitu, zpracovává především základní prvky hudby, jako jsou frekvence tónů a hlasitosti. Naopak sekundárnísluchové kůry, připadající do tzv. Wernickové oblasti (umožňuje také rozpoznávání řeči), se podílejí na rozlišování harmonických, melodických nebo rytmických vzorů. Terciální sluchové kůry potom slouží ke zpracování komplexních zvukových vzorů v hudebním celku. Kromě takovéhoto zpracovávání informací pomocí takovéto vcelku složitého hierarchické uspořádání mozkových struktur, navíc nabízí také možnost paralelního fungování v rámci jednoho mozkového centra, jelikož jak primární tak i sekundární, či terciální oblasti dostávají informace ve stejnou dobu, ovšem každá zpracovává odlišné aspekty. Díky tomu, že smyslová centra mohou zpracovávat pouze informace z jedné smyslové modality, dochází v mozku ke sdružování jednotlivých oblastí a k integracím informací z různých oblastí, ať už senzorických nebo motorických. Tento proces demonstruje například chování mozku během prezentace popř. komponování hudebních partů spolu za pomocí nástroje. [1]

Každá z obou hemisfér lidského mozku je specializovaná na konkrétní

mozkovou funkci. Ovšem obě dvě hemisféry se velice silně ovlivňují a to převážně prostřednictvím části zvané corpus callosum. Výměna informací mezi oběma polovinami probíhá navíc ve velmi krátkém čase, řádově v desítkách milisekund

V případě tradičního pohledu na rozdělení a organizaci mozku na pravou a levou hemisféru přisuzujeme, v kontrastu s verbálními schopnostmi, procesy hudebního vnímání do pravé mozkové hemisféry. Tento obecný pohled se ovšem může částečné jevit jako krátkozraký, neboť různé aspekty hudby jsou zpracovávány v různých mozkových částech, třebaže i v částečně se překrývajících sítí neuronů obou hemisfér. Jako příklad může sloužit zvukový vstup levého ucha. Informace z něho jsou ve velké míře zpracovávány v pravé hemisféře, ovšem sluchový systém má zvláště silné propojení mezi vstupy pravého a levého ucha pomocí četných vláken, které se v drahách příslušejících sluchovému zpracování navzájem křižují.

Projevy hudebního vnímání v mozku navíc můžeme také kategorizovat podle toho, zdali je mozek podrobován pravidelnému hudebnímu tréninku, či nikoliv. Zde se podíl pravých a levých hemisfér dá určit následovně: u trénovaného je více exhibována levá (přesněji fronto-temporální oblast), naopak u hudebně necvičeného se do procesu zapojuje převážně pravá hemisféra (pravý temporální lalok), ovšem dochází také k oboustranné aktivaci laloků frontálních.



Obr. 4: Znázornění významných center mozku

Jedním z hlavních akustických atributů hrajících roli během sluchového vjemu

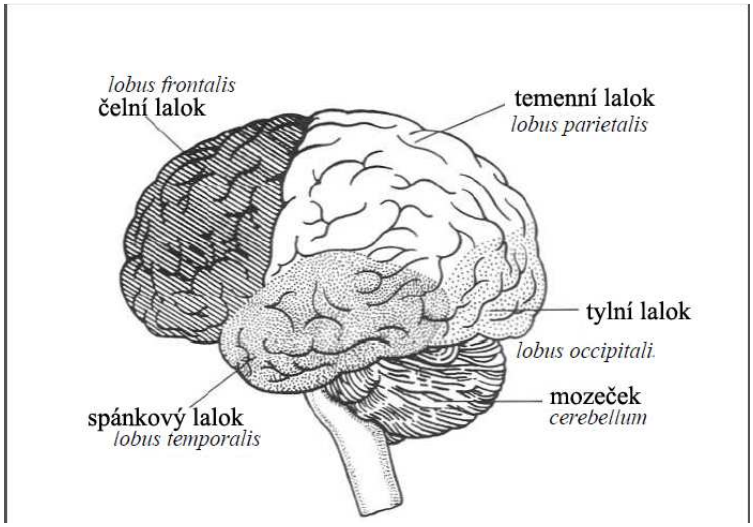
je frekvence, která zprostředkovává informaci o výšce a barvě hudebních tónů a jejich změně (frekvenční modulaci). Její zpracování je pak přisuzováno levé hemisféře. Díky frekvcenci můžeme sluchový kortex topograficky rozčlenit podle frekvenčního gradientu resp. nízkých a vysokých frekvencí, kdy nízké frekvence jsou reprezentovány laterálně, zatímco vysoké frekvence jsou reprezentovány mediálně. K tomu lze ještě sluchový kortex tonotopicky (zvláštní případ topografické organizace, či prostorového uspořádání během zpracování zvuků o různých frekvencích, kdy tóny blízko u sebe jsou zastoupeny v topologicky sousedních regionech mozku) determinovat podrobněji. Pro případ vysokých frekvencí (4 kHz) probíhá zpracování hlouběji a spíše v zadních částech temporálního laloku oproti tónům nízkých frekvencí (500 Hz) .

Komplexní vnímání hudby je s určitostí vysoce složitý děj, kdy pro zajištění kompletní sluchové funkce jsou tedy nezbytné individuálně proměnné oblasti mozku, zahrnující převážně části posteriori parietalních laloků a frontálních laloků.[11]

Podle nejnovějších poznatků je také nutné brát v potaz vliv hudebního výcviku, tedy výuky hry na hudební nástroj, který v mozku vyvolává funkční i strukturální změny. Zde se dají nacházet určité diference během mozkové reakce na hudební podmět mezi hudebníky a nehudebníky. Při pasivním poslechu hudby pak u hudebníků dochází k mnohem výraznější aktivaci levého planum temporale (oblast nacházející se na horní ploše spánkového laloku) a levé oblasti čelního laloku, tzv. posteriorně-dorzolaterální (zadní boční) kůry, naopak u nehudebníků se aktivují oblasti zrcadlově vpravo. Navíc stupeň aktivace výrazně lépe koreluje s léty věnovanými hrou na nástroj.[12]

2.2 Mozartův efekt

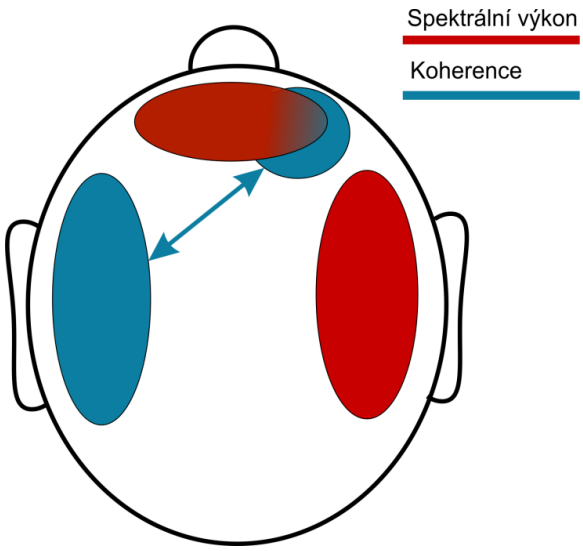
V souvislostech s působením hudby na lidský mozek byl formulován a zaveden pojem tzv. Mozartova efektu. V rámci tohoto jevu se předpokládá, že po krátkodobém, zhruba desetiminutovém vystavení poslechu Mozartovi sonáty pro dva klavíry v D dur (K448), kterou měl složit Wolfgang Amadeus Mozart ve svých 25 letech roku 1781, dojde u jedince k částečnému zvýšení IQ v oblastech časově prostorových schopností, či prostorového vnímání, vázající se k určitým změnám neurofyziologických činností. Mozartův efekt se tak částečně i díky dalším předpokládaným účinkům stal v poslední době předmětem silného zájmu a vyhledávaným tématem v oborech neurověd, či v oblastech spadajících do odvětví hudební terapie.



Obr. 5: Členění mozku do základních oblastí

Výzkum Mozartova efektu byl motivován modelem vysoce strukturované neuronové sítě představující vyšší mozkové funkce tvz. Trion modelem (matematická realizace Mountcastlových principů tzv. sloupcových principů kortexu) pro kódování hudebních struktur a dalších vyšších mozkových funkcí, který navrhoval, že rodiny neuronových sití .

Samotným jádrem, stojícím za účinky Mozartovy sonáty na aktivitu mozku, je skutečnost, že sonáta K448 vykazuje jisté speciální hudebně-kvalitativní znaky, odpovídající dlouhodobé periodicitě v oblasti spektrální energie a také netradičně se opakujícím melodickým motivům, jejichž charakter periodicity je v porovnání s jinými skladateli zcela netypický.



Obr. 6: Znázornění oblastí a způsobu vlivu sonáty na mozek

Tyto aspekty potom vedou k fyziologickým účinkům odrážejících se na aktivitě mozku. Ke stěžejním účinkům, které jsou přičítány poslechu Mozatovy sonáty dle různých studií patří hlavně výrazné zlepšení celkové koherence EEG signálů, resp. zvýšení interhemisferální koherence (mezi pravou a levou hemisférou), a také lokální koherence v oblastech pravého temporálního laloku. Dále změny v amplitudách alfa rytmů, zvýšení elektrofyziologické aktivity levostranné temporální a frontální oblasti. Změny v poměrech rozložení energetických pásem (změna energetického zastoupení EEG), a změna v energickém zastoupení zejména v pravé temporální oblasti. Zvýšení míry korelace neurofyzikálních aktivit v temporálních a levofrontálních oblastech. Může také docházet k aktivaci kromě temporální části také v dorzo-laterálním prefrontálním kortexu, okcipitální kůře, a aktivaci spojení mezi určitými centry mozkové struktur, kdy se výrazně moduluje mozková aktivita ve strukturách jako jsou amygdala, hypotalamus.

Výše uvedené neurofyzikální děje vyvolané poslechem sonáty pak mohou mít přímý účinek na mentální schopnosti jedince. Ačkoliv se v této práci zabýváme pouze dopady na prostorově rozlišovací schopnosti, pro zajímavost uvádím také další

- zlepšení prostorových schopností, resp. prostorového uvažování a vnímání (a to také díky vyvolání jistého stupně emocionálního vzrušení)
- schopností mentálně rozvinout složité abstraktní figury
- dosáhnutí lepších matematických schopností u dětí, či dokonce celkových studijních schopností
- Zvýšení časově prostorových dovedností v souvislostech s výukou hry na piáno u předškolních dětí
- zvýšení skóre prostorově orientovaného IQ testu o 8 – 9 bodů u vysokoškolských studentů
- snížení epileptických záchvatů (během poslechu dochází k reorganizaci abnormálních neuronových výbojů, které záchvaty způsobují, a to hlavně díky vysokému počtu dlouhodobě periodicky se opakujícím sekvencím a partům).
- Zvýšení citlivosti vestibulárních a somatosenzorických vstupů (což může tvořit prostředek k rehabilitaci pacientů s vestibulárním poškozením)
- díky poslechu Mozartovy sonáty je také možné zkoumat rozdíly ve fungování mozku mezi pohlavím muže a ženy, kdy je třeba brát v potaz zásadní vliv zde emočního vnímání obou pohlaví

Ve studiích provedených v minulosti [Petsche and colleagues (Petsche,1996; Petsche et al., 1986, 1993] se uvádí, že při poslech sonáty k448 dochází ke změnám

výkonu a koherence EEG. Obzvláště se tak děje v pravé temporální oblasti. V jiných studiích bylo objeveno, že účinky poslechu sonáty se projevují v přední frontální a levé temporálně-parientální koherenční aktivity. Tyto domněnky byly ověřovány pomocí řešení prostorově orientačních testů a úkonů. Jako protiklad byl uveden příklad, kdy se tento přechodový efekt neobjevil a to poslech mluveného testu.

Poslech klasické hudby (Mozart) by se měl projevit většinou (pravidelně) v interhemisferální koherenci alfa pásma a také pásma gama poměrově k průměrným hodnotám, tedy pro pásmo alfa se očekává EEG růst koherence v pravé přední oblastí (F8 –Fp2, F8-F4, a F8-C4) a pokles v převládající v levé hemisféře.

Pro pásmo alfa a beta by mělo dojít ke zvýšení pro intrahemisferální koherence pravé temporální a přední, centrální a parientální oblasti (T4 – Fp2, T4 – F4,T4-C4, a T4-P4) v levé hemisféře by pak koherence měla být klesající. Pro pásmo beta očekáváme vzrůst koherence v temporálně- centrální a temporálně parientálních oblastech pravé hemisféry (T4-C4 a T4-P4)

Podle jné studie melodická stimulace ukazuje zvýšenou aktivitu spektrálního výkonu v pravé středo-temporální a levé oblasti pro pásmo alfa. Pro prostorovou představivost se pak ukázaly stěžejní oblasti, které pokrývají elektrody F7 a F8. Ukázalo se, že během poslechu hudební melodie (sekvence) jsou zapojeny oblasti superior-temporální a také frontální laloky. Při poslechu klasické hudby by pak mělo dojít ovlivnění a ke zvýšení spektrálního výkonu pro pásma alfa a beta a to převážně v oblastech elektrod T4 a T6, tedy pravé hemisféry, pravé temporální a také v oblastech pariento-centrálních, které snímají elektrody T4. C4 a P4.[23]

Koherence v případě poslechu klasické hudby projevuje nejvíce mezi temporálními a okcipitální oblastí pravé hemisféry ve všech frekvenčních pásmech. Alfa pásmo potom vykazuje zvýšení aktivity při poslechu sonátu. Malý korelační koeficient v tomto případě vykazují elektrody T3 a Pz oproti ostatním kanálům.

3 ANALÝZA EEG SIGNÁLŮ

3.1 Spektrální analýza

Jsou dvě možnosti analýzy EEG signálu, v časové a frekvenční oblasti. Pro automatickou analýzu změn mozkové aktivity je však vhodnější využití znalosti o frekvenčním složení signálu. U každé analýzy signálu je nutné brát v potaz povahu naměřených signálů a jejich vlastnosti, které každý signál charakterizují a tím také předurčují způsob a metodu analýzy. EEG signály jsou charakteristické svou nestacionárnosti, proto "klasická" metoda analýzy pomocí Fourierovy transformace (FT) není v tomto případě vhodná.

K popisu vlastností spektra náhodných signálů se používají spektrální charakteristiky. Jedná se především o výkonové spektrum a spektrální výkonovou hustotu (angl. PSD - power spectral density). Mezi další varianty řádíme charakteristiky, které mohou popisovat také vzájemné vztahy dvou signálů. [3]

Oblast odhadu výkonového spektra můžeme rozdělit do dvou kategorií, na neparamertrické a parametrické, kdy u metod neparametrických jsou hodnoty PSD odhadovány přímo ze signálu. Neparametrické metody standardně slouží pro odhad spekter náhodných procesů, a na rozdíl od metod parametrických bývají také vhodnější pro analýzy krátkých úseků. Naproti tomu parametrické metody jsou založeny na předpokladu, že signál je popsán pomocí parametrického modelu. Koeficienty tohoto modelu pak můžeme získat různými metodami.

Pro neparametrické metody, které budeme v této práci výhradně využívat je typickým reprezentantem odhad výkonového spektra pomocí metod založených na FT . U této metody předpokládáme, že každý periodický signál lze reprezentovat součtem základních sinusovek a kosinusovek o příslušné amplitudě a frekvenci. Metody založené na Fourierově transformaci jsou pak velice snadno realizovatelné skrze výpočet rychlé Fourierové transformace (FFT – Fast Fourier Transformation).

Disktrétní Fourierova (DFT) transformace je definována vztahem:

$$Xk(b,\ f) = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j(2\pi k)n/N}, \tag{3.1}$$

Jedním z možných postupů, jak analyzovat časový výskyt frekvenčních složek nestacionárních signálů, je použití krátkodobé FT (angl. STFT – Short Time Fourier

Transformation). Při této definici se předpokládá, že parametry analyzovaného signálu se v čase mění, ale signál lokálně vykazuje periodické chování. STFT můžeme v diskrétní formě definovat:

$$S_{TFT}(b, f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n g(n-m) e^{-j(2\pi f)n}, \tag{3.2}$$

Signály *g()* jsou tzv. okna specifikující časový interval, pro který se STFT počítá. Odhad spektra lze s použitím STFT vyjádřit ve formě spektrogramu (viz 1.2) [a3]

Základním principem této metody je rozdělení signálu na dostatečně malé realizace, u nichž je značný předpokládat dostatečné stacionarity, tedy předpokládáme, že je signál v okolí okénka periodický s periodou okénka. Chyba, která vzniká mimo soulad tohoto předpokladu, může být právě použitím okénka do jisté míry kompenzována. Okno je definováno jako posloupnost vah pro prvky segmentu. To je provedeno multiplikací jisté okénkové funkce a signálu. Tím by se také tado metoda dala označit jako okénková. Dále na každém takovém výřezu je provedena Fourierová transformace, kdy se následně okénko posouvá v čase.

PSD představuje pro náhodné signály vyhlazené výkonové spektrum. Výpočet PSD se pak v případě nestacionárních signálů stanoví odhadem, a děje se tak většinou na základě průměrování výkonových spekter přes počet *L* realizací náhodného signálu – **periodogram**. Periodogram patří mezi základní metodu výpočtu ve spektrální oblasti, díky níž lez určit výkon konkrétní harmonické složky signálu (viz kapitola Periodogram).[a1]

3.2 Periodogram

Základní neparametrickou metodou pro dohad výkonového spektra signálu *x(n)* délky *N* je metoda periodogramu, který lze určit pomocí rychlé Fourierovy transformace:

$$S_x(f) = \frac{1}{N} \cdot \left| \sum_{n=1}^{N} x_n e^{-j(2\pi f)n} \right|^2, \tag{3.3}$$

Kde *N* je počet vzorků signálu *x(n).* Výpočet periodogramu pomocí zmiňovaného vztahu využívá pro odhad spektra pouze jedné realizace analyzovaného signálu. Takovýto odhad spektrální výkonové hustoty označíme potom jako vychýlený a navíc nekonzistentní, který tak může vykazovat velký rozptyl, jenž neklesá s rostoucí délkou

signálu. Přesnějšího odhadu můžeme dosáhnout průměrováním periodogramu přes *M* realizací signálu. Většinou ovšem známe pouze jednu realizaci, v tom případě lze analyzovaný signál rozdělit na *K* kratších úseků [a2]. Zmenšení rozptylu je přímo úměrné počtu segmentů.

3.3 Welchova metoda

Welchova metoda vychází z principální definice spektrální výkonové hustoty, ovšem spektra jsou průměrována. Jedná se o metodu modifikovaných periodogramů. Signál je segmentován na segmenty délky 2^N , kde N je celé číslo a jednotlivé segmenty se navzájem překrývají, přičemž nejčastěji je voleno překrytí 50%. Každý segment je váhován váhovacím oknem z důvodu potlačení jevu prosakování spektra. Z jednotlivých segmentů se vypočítá spektrální hustota (tedy modifikovaný periodogram):

$$P_{xx}[k] = \frac{1}{M^2 U} \cdot \left| \sum_{n=1}^{L} x_i[n] w[n] e^{-j(2\pi f)n/M} \right|^2 , \tag{3.1}$$

přičemž *M* je počet dat v segmentu. Normalizační koeficient (norma vektoru okénkové funkce) je:

$$U = \frac{1}{M} \cdot \sum_{n=1}^{M} w^2[n], \tag{3.2}$$

Podle Welchovy metody se výkonové hustoty pro jednotlivé segmenty se zprůměrují použitím vzorce:

$$S_s[k] = \frac{1}{K} \cdot \left| \sum_{w=1}^{L} P_{xx}[k] \right| , \tag{3.3}$$

kde *K* značí počet segmentů. Výsledný průběh spektra je pak díky této metodě hladší a lépe se s ním pracuje. Metoda tedy slouží pro konzistentní odhad výkonové spektrální hustoty. [7] Samozřejmostí je zvolení kompromisu mezi délkou segmentů a jejich překrytím, protože velký počet oken a velké délky segmentu znamená příliš velké časové zprůměrování hodnot a krátké segmenty znamenají zhoršení frekvenčního rozlišení [a9]. Blokové schéma Welchovy metody je znázorněno na obr.

Názorně tady vidíme postup výpočtu, kdy je signál rozdělen na *K* segmentů, každý o zvolené délce *M* vzorků. Jednotlivé segmenty jsou umístěny buď těsně vedle sebe, pak dostáváme *N = K*M*, kde *N* je délka signálu, nebo se mohou vzájemně překrývat. Každý segment vstupního signálu je následně váhován vhodným oknem typu *Hamming, Hann* nebo *Kaiser*.

3.4 Časově-frekvenční analýza signálů

Pokud je potřeba přejít z časové do frekvenční oblasti, jsou k dispozici různé druhy transformací. Jak již bylo řečeno v předchozích kapitolách, nejčastější a nejrozšířenější transformací je Fourierova transformace (FT) a její různé modifikace. Všeobecná koncepce pro zpracování a analýzu signálů ve spektrálních oblastech pomocí Fourierové metody vychází z předpokladu, že se analyzovaný signál v průběhu analýzy po frekvenční stránce nemění (má stacionární charakter), tím pádem zde uvažujeme práci s celými signály.

Pracujeme-li se však se signály, u kterých je jejich délka výrazně dlouhá nebo se jedná o signály s nestacionární povahou, u nichž dochází k rychlým změnám jejich charakteru v čase (signál přechodového charakteru), je nejschůdnějším řešením rozvinout koncept tzv. krátkodobých spekter. Tento koncept pak formuluje spektrum jako dvojrozměrnou funkci, která je závislá nejen na frekvenci, ale také na pozici v čase. V praxi takováto analýza vychází čistě jen z konečných úseků signálů tzv. krátkodobých segmentů, vymezených použitým typem okna. Pokud má okno nastavenou vhodnou délku *N* a je definováno jako klouzavé na časové ose (viz předchozí kapitola), lze tento přístup použít také pro časově-frekvenční analýzu. Pozorovací interval je u takovéhoto typu analýzy kompromisem mezi požadavkem na dostatečnou rozlišovací schopnost ve frekvenční oblasti (rozlišitelná diference frekvencí je nepřímo úměrná délce okna) a zároveň také snahou o zřetelné rozlišení v čase (minimální rozlišitelný časový rozdíl je úměrný délce okna. [3 konečný odkaz]

K získání informace o frekvenční a časové lokalizaci signálu aplikujeme krátkodobá výkonová spektra. Jedná se o jednu ze základních charakteristik ve spektrální oblasti a je popsaná následujícím vztahem:

$$S_i(k) = \frac{1}{N} \cdot \left| F_{wi}(k) \right|^2, \tag{3.4}$$

Na takto stanovené úseky signálu vznikají požadovaná krátkodobá výkonová spektra časových úseků délky *N*. $F_{wi}(\omega)$ je potom spektrum jednotlivého úseku signálu

$f_{wi}(n)$ s použitím diskrétní Fourierové transformace:

$$DFT\{f_{wi}(n)\} = \left\{ F_{wi}(k) = \sum_{n=1}^{M} f_{wi}(n) W^{kn} \right\} \cdot, W = e^{-2\pi / N} \tag{3.5}$$

Hodnoty krátkodobého spektra náleží celému časovému úseku okna, a nelze tím už rozlišit, zda uvnitř tohoto intervalu došlo k nějakému vývoji – tím je v zásadě určena časová rozlišovací schopnost. Naproti tomu délka signálového okna určuje také frekvenční rozlišovací schopnost, která je zhruba *N*-tým dílem z rozsahu <-ω_s/2 , ω_s/2 > a je tudíž konstantní v celém rozsahu zpracovaných frekvencí.[3]

Pokud si přejeme sledovat vývoj frekvenčního obsahu v rámci úseku signálu, lze v nejjednodušším případě použít dělení posloupnosti signálových vzorků na seky o délce *N* a z celkového úseku signálu o M vzorcích, který je pro analýzu k dispozici tak získat *M/N* spekter. Přitom dosahujeme frekvenční rozlišovací schopnosti, odpovídající délce okna *NT*, kde *T* značí periodu vzorků, a tento časový úsek znamená současně také nejmenší rozlišitelnou rozdílnost v čase. Tuto časovou rozlišovací schopnost lze částečně zvýšit tím, že dílčí okna budou mít zvolený přesah, např. o polovinu své délky. Pak dostaneme podél časové osy přiměřeně více spekter a lze snadněji sledovat případný rychlý vývoj zejména na straně vysokých kmitočtů. Takovýto soubor spekter se nazývá spektrogram a může být názorně zobrazen jako dvojrozměrný obraz, v němž jedna ze souřadnic odpovídá frekvenci a druhá času. Barva nebo úroveň jasu resp. šedi pak ve spektrogramu odpovídá amplitudě odpovídajících koeficientů spekter.

3.5 Koherence

Koherence v oblasti elektroencefalografického snímání a zpracování udává míru synchronizace resp. míru přesnosti vzájemné spektrální hustoty dvou různých signálů snímaných z různých míst a je chápána jako ukazatel funkčních neboli morfologických spojitostí různých oblastí mozků. Jedná se tedy o analýzu ve frekvenční oblasti. Mezi hlavní charakteristické atributy koherence poté patří nezávislost na amplitudách a fázích EEG signálu, tudíž lze pomocí ní odhalit jisté změny, které nejdou zachytit za pomoci prosté spektrální analýzy.

Výpočet EEG koherencí je relativně hojně využívanou a zavedenou metodou v rámci kvantitativní analýzy EEG

Definice koherenční funkce vychází z definice vlastní a vzájemné spektrální výkonové hustoty, která se vypočítá podle vztahu:

$$Cxy(f) = \frac{\left|S_{xy}(f)\right|^2}{S_{xx}(f)S_{yy}(f)} \tag{3.6}$$

pro frekvence f náleží <0, f_{vz}/2>, přičemž platí, že 0 ≤ C_{xy} ≤ 1, tedy samotná koherenční funkce může nabývat hodnot v rozmezí <0, 1>, kdy hodnoty nacházející se blízko 1 korespondují s vysokou korelací příslušných frekvenčních složek, tedy oba signálu mají vysoký poměr podobnosti, zatímco výsledné hodnoty koherence blízké 0 vypovídají o nekorelovanosti obou signálů. Složka $S_{xx}(f)$ ve výpočtu představuje odhad vzájemné výkonové spektrální hustoty, $S_{xx}(f)$ je odhad vlastní výkonové spektrální hustoty pro signál {x(n)}, S_{yy} pak odhad vlastní výkonové spektrální hodnoty pro signál {y(n)} a f_{vz} potom představuje vzorkovací frekvenci.

$$S_{xy}(f) = \frac{1}{L} \cdot \sum_{x=1}^{M} Xi(f)Yi^*(f) \tag{3.7}$$

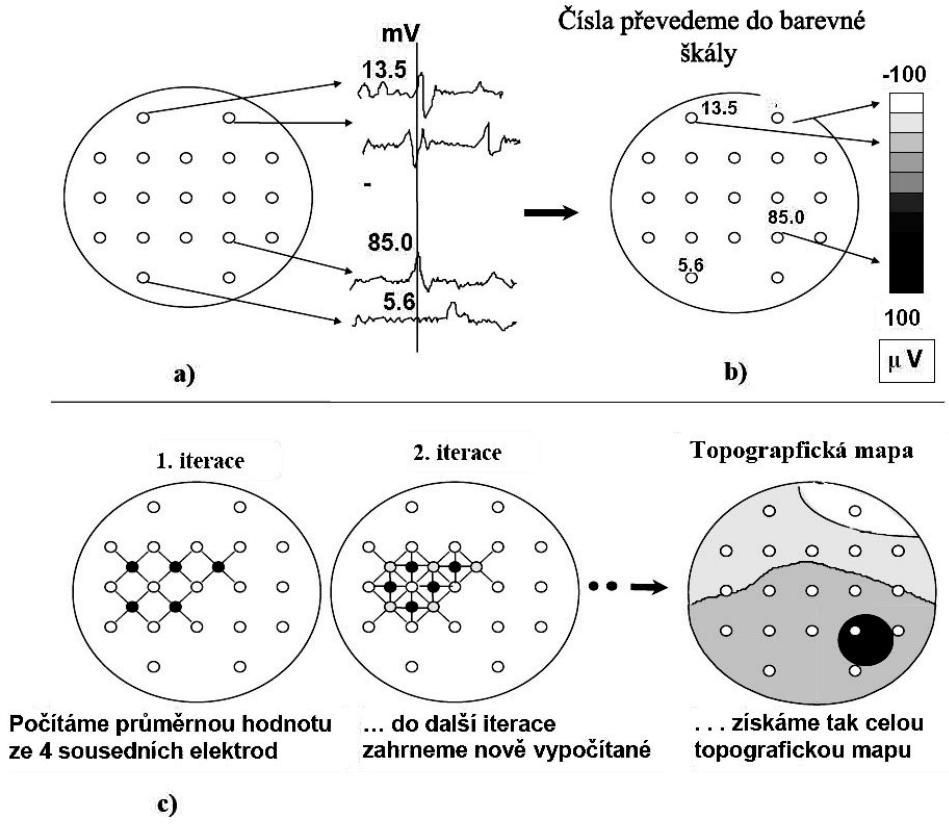
kde Xi(*f*) a Yi(*f*) jsou spektra dílčích signálů určená pomocí jejich diskrétní Fourierovy transformace (DFT). Pokud tento vztah dosadíme do výše popsaného vztahu (2.1), dostáváme následující tvar odhadu koherenční funkce:

$$Cxy(f) = \frac{\left|\sum_{x=1}^{M} Xi(f)Yi^*(f)\right|^2}{\sum_{x=1}^{M}\left|X_i(f)\right|^2 \sum_{x=1}^{M}\left|Y_i^*(f)\right|^2} \tag{3.8}$$

Pokud probíhá realizace o konečné délce, lze provést rozdělení na L úseků stejné délky s možností překrývání dílčích úseků a poté aplikovat průměrování odhadů výkonových spektrálních hustot.

3.6 Topografické mapování EEG

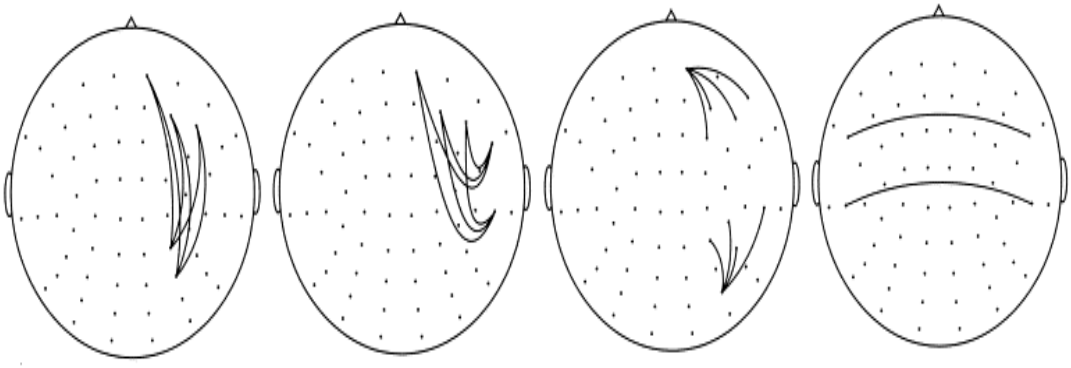
Metoda topografického mapování vznikla na počátku 80. let minulého století a osvojila si standardní označení „brain mapping“. Jedná se o zobrazovací techniku, během níž se získává pomocí měřících elektrod prostorový obraz aktivity jednotlivých částí kortexu, který je následně promítnut na povrch lebky. Mapují se buď elektrické potenciály zobrazované přímo v odpovídajícím čase (zřídka používané), nebo výkony spekter jednotlivých elektrod na určitých frekvencích, popř. daných frekvenčních pásmech za zvolený čas



Obr. 7: Ukázka realizace topografického mapování EEG (Převzato z[18])

Následné vyhodnocení míry aktivity se prezentuje pomocí barevné stupnice přecházející standardně od chladných barev (modrá, černá), jež značí lokace nízké aktivity až po teplé barvy znázorňující lokace s aktivitou vysokou. Výsledná mapa tak představuje doplňkovou metodu k elektroencefalografickému vyšetření, která se nezaměřuje klasicky na časovou, nýbrž převážně na prostorovou lokaci EEG rytmů. [číslo odkazu] Konečná mapa vytvořená pomocí tomografického mapování pak představuje rozložení výsledků FFT zpracování signálů. Obraz (mapa) vzniká interpolací skutečně naměřených hodnot z jednotlivých elektrod v krocích několika interpolací. (Obr. 5) [18]

Hojně využívaným procesem u analýzy EEG signálů je vykreslování tzv. koherenčních map, které se opírající se o metody výpočtu koherence (viz kap. 3.5). Díky této metodě lze sledovat vzájemné koherenční vztahy v různých oblastech mozku, symetrii obou hemisfér nebo koherence v určité mozkové lokaci. Koherence v tomto případě měří lineární závislosti mezi dvěma kanály a to pro každý elektrodový pár



Obr. 8: Princip koherenčního mapování EEG zprava interhemisferální a intrahemisferální(převzato z[30])

4 REALIZACE EXPERIMENTU – METODIKA MĚŘÍCÍHO POSTUPU

Celé měření bylo realizováno v podmínkách laboratoře elektroencefalografie na půdě Ústavu biomedicínského a ekologického inženýrství VUT v Brně. Celkový vzorek zúčastněných respondentů čítal 32 osob, z čehož 6 osob v zastoupení pohlaví ženského a 26 osob pohlaví mužského. Zmíněný počet naměřených osob můžeme považovat za relativně reprezentativní vzorek. Ve všech případech se pak jednalo o vysokoškolské studenty ve věkovém rozmezí 20 – 26 let.

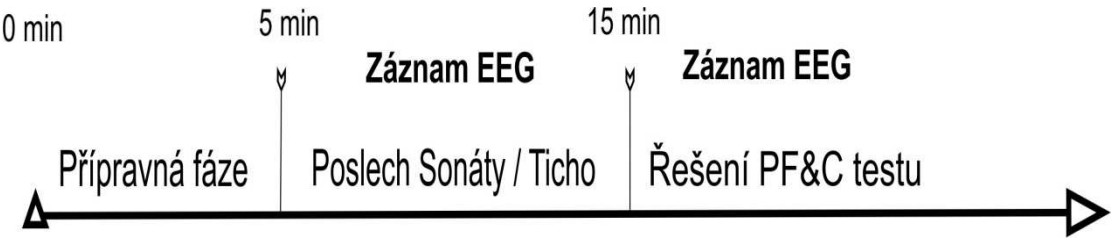
Laboratoř elektroencefalografie na UBMI je vybavena kvalitním a pro naše účely plně dostačujícím měřícím systémem od firmy Alien Technik TruSCAN 32. Toto zařízení je sestrojeno a určeno nejen k získávání nativních EEG signálů, přičemž má v sobě implementováno také softwarové vybavení pro nahrávání, prohlížení a bližší analýzu dat. Pro měření byl využit modul (snímací jednotka) EEG (viz obr. 7) a měřící elektrodová čepice od firmy Deymed s 19-ti připojenými elektrodami (Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, T3, T4, T5, T6, C3, C4, P3, P4, O1, O2, Fz, Cz a Pz) včetně implementované referenční elektrody. V softwarovém rozhraní pro záznam EEG lze zvolit popřípadě nastavit potřebnou montáž, vzorkovací frekvenci, je zde obrazově znázorněno měření impedance jednotlivých elektrod. Frekvence vzorkování signálu byla zvolena 128 Hz s ohledem na požadovanou šířku pásma pokrývající rozsah do 40 Hz, která pro měřené účely vyhovovala.

Obr. 9: Měřící jednotka a snímací elektrodová čepice

Systém Alien všechna naměřená data ukládá podle svého vlastního standardu do formátu souboru **.Dat*. Pro následné načtení a zpracování signálů v programovém prostředí Matlab bylo k importu využito skriptu *read_alien.m* získaného z knihovny UBMI.

Samotný protokol měření byl navržen s patřičným důrazem na to, aby co nejlépe vystihoval a reflektoval podstatu zkoumaného a vytyčeného cíle, tzv. Mozartova efektu. Byly ustanoveny a kategorizovány dvě skupiny účastníku měření, a to skupina kontrolní a druhá pak skupina experimentální. Absence hudebního poslechu u kontrolní skupiny byla vyvážena delší klidovou fází jako kontrast k akustickým podmětům.

Respondentům byla měřena aktivita EEG po celou dobu experimentu v průběhu všech jeho navržených fázích. Každý z dobrovolníků vyplnil před vlastním začátkem měření připravený formulář, který měl za úkol orientačně zachytit jeho aktuální fyzické i duševní rozpoložení, emocionální stav a také základní údaje týkající se individuálních hudebních zkušeností a oblíbeného hudebního žánru resp. hudebního interpreta. Po této nutné a pečlivé přípravě respondenta k samotné fázi měření, zahrnující hlavně nasazení měřící čepice a aplikaci vodivého gelu, mohlo se přejít v experimentu do první tzv. klidové fáze. Během této doby měřená osoba setrvala usazena po dobu několika minut v klidovém stavu, bez jakéhokoliv cíleného aktivního zapojení, či aktivní spolupráce. U kontrolní skupiny pak tvořila tato doba o něco větší část experimentu oproti skupině experimentální (zhruba dvojnásobek), u které po přibližně pětiminutové klidové fázi následoval soustředěný poslech prvního momentu (Allegro con spirito) Mozartovy sonáty pro dva klavíry (K448) v D-dur.



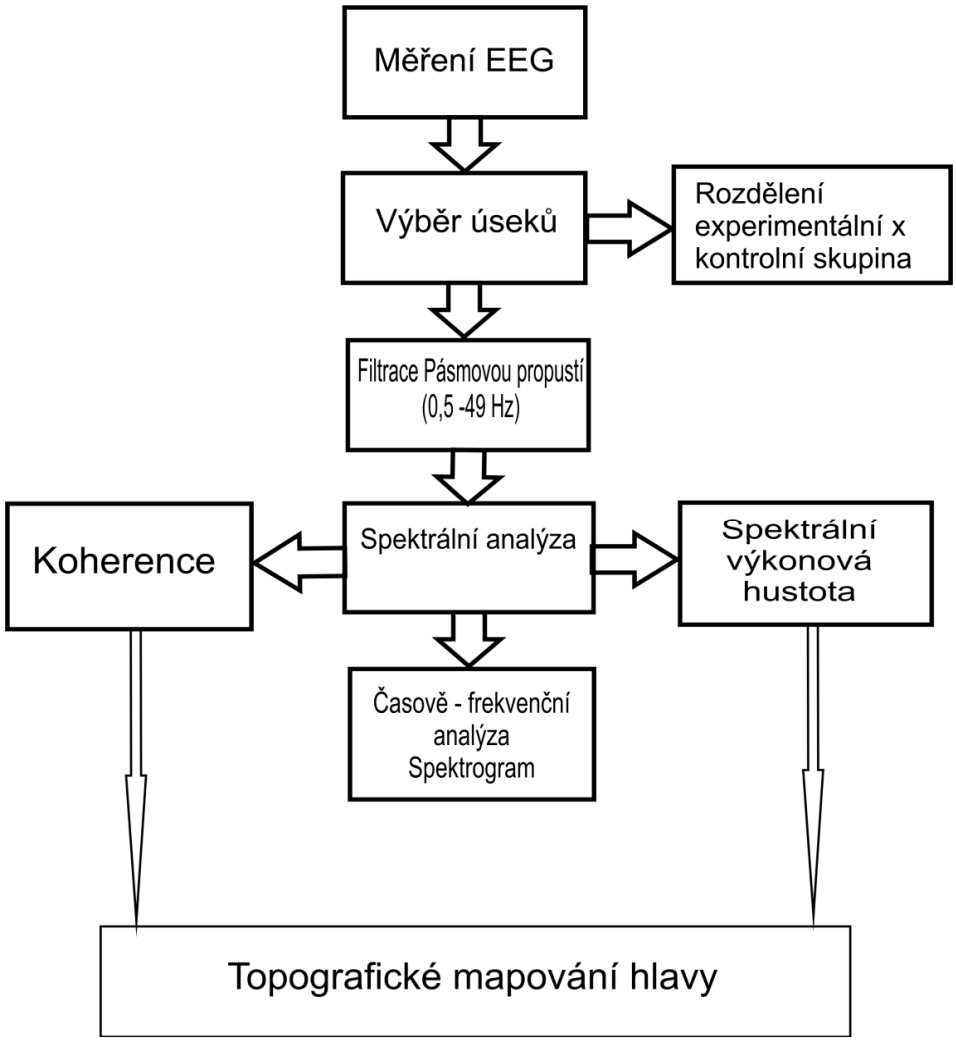
Obr. 10 Diagram časové posloupnosti měřících fází

Během poslechu nebylo opět zapotřebí, aby měřená osoba vykazovala jakoukoli aktivní činnost. Pro reprodukovaný poslech byly použity sluchátka značky SENNSHEISER MX460 s relativné kvalitními technickými parametry, přičemž

sluchátka měla za úkol také omezit případné rušivé vlivy generované okolím. Hladina akustického tlaku byla individuálně upravována tak, aby byl poslech příjemný. Aby se naplnily kritéria zkoumaného Mozartova efektu, bylo potřeba, aby proband strávil pasivním uceleným poslechem dobu kolem deseti minut, po níž by měl být kýžený vliv patrný. Po poslechové fázi resp. v druhém případě dvojnásobné fázi klidové se přistoupilo k poslední části měření, testové fázi. Zde byl měřené osobě předložen předem zvolený test (IQ subtest prostorové inteligence), jehož jednotlivé úlohy a úkoly byly zaměřeny kategoricky na objektové vnímání a prostorou představivost. Náročnost testu byla koncipována se vzestupnou tendencí, kdy jednodušší úkoly byly zařazeny na začátek, přičemž postupně jejich složitost rostla. Každý proband měl na vypracování neomezené množství času. Podle teoretických předpokladů se doba strávená ve fázi testu měla pohybovat mezi 10 – 20 minutami. Jednotlivé úlohy byly zobrazovány na monitoru notebooku a příslušné odpovědi z nabízených možností zaznamenány do připraveného záznamového archu.

5 ANALÝZA A ZPRACOVÁNÍ DAT ZÍSKANÝCH BĚHEM MĚŘENÍ

Budeme se zabývat zpracováním signálu především v časově-frekvenční resp. frekvenční oblasti. Jelikož byla elektroencefalografická data pořízená z celého průběhu experimentu, bylo nutné vzhledem k délce signálů přistoupit hned na počátku analýzy k výběru a separaci dílčích úseků a až následně se mohlo přistoupit k dalšímu zpracování. Pro účely analýzy byly vyhraněny úseky každý v délce 20 sekund od každého zúčastněného jedince. Výběr úseků byl zaměřen jak na fázi předtestovou tak na dobu zahrnující řešení testu. Vývojový diagram postupu během zpracování je uveden na obr. 11

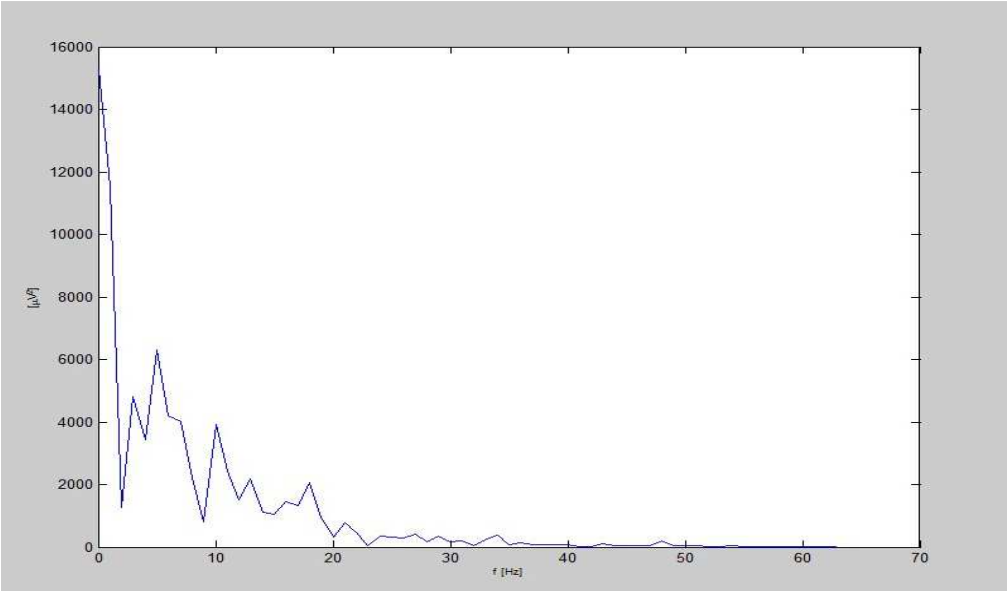


Obr. 11: Vývojový diagram zpracování signálu

5.1 Analýza signálů v programovém prostředí MATLAB

Úseky signálů získaných měřením byly importovány do programového prostředí Matlab a následně uloženy jako soubory s příponou **.mat*, aby mohly použity k následujícímu zpracování.

Z úseků signálů byly spočítány za pomoci Welchovy metody (průměrování modifikovaných periodogramů) PSD na jednotlivých elektrodách. Na obr. 12 je znázorněno PSD vypočítané pomocí Welchovy metody.



Obr. 12: Ukázka výkonového spektra EEG z jedné elektrody

Sledování spektrálního výkonu reprezentující mozkovou aktivitu v čase nám dovoluje princip tzv. rozvinutého spektrogramu. Časově frekvenční analýza je typickou metodou využívanou pro analýzu biologických signálů, k čemuž patří tedy i analýza EEG. Signál se převede pro získání frekvenčních koeficientů pomocí STFT. Energie určitých frekvenčních pásem v určitých časových posloupnostech se poté vykreslí ve formě zmiňovaného spektrogramu.

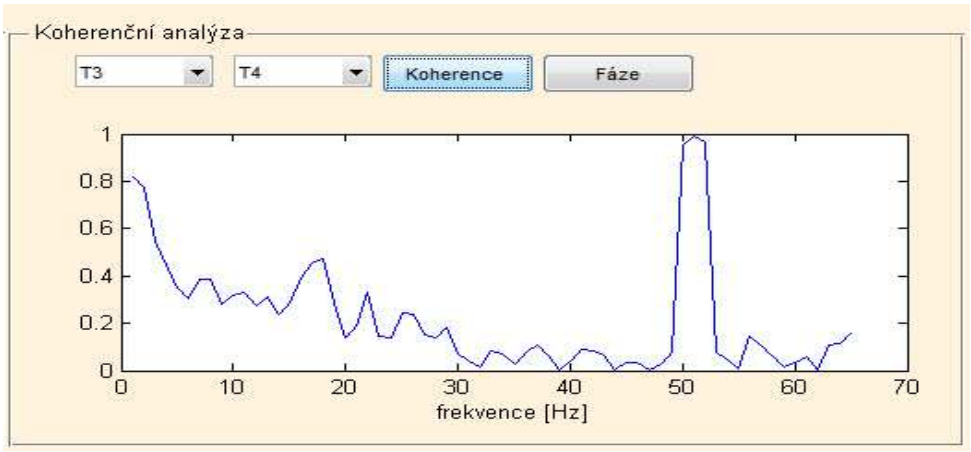
5.2 Programová aplikace GUI

Pro komplexnější a přehlednější analýzu dat byla pro tuto práci vytvořena ve vývojovém prostředí matlab GUI aplikace s názvem *EEG_Hudba_Analyza.m*, jejíž možnosti budou v této kapitole postupně nastíněny a popsány v podobě názorných ukázek.

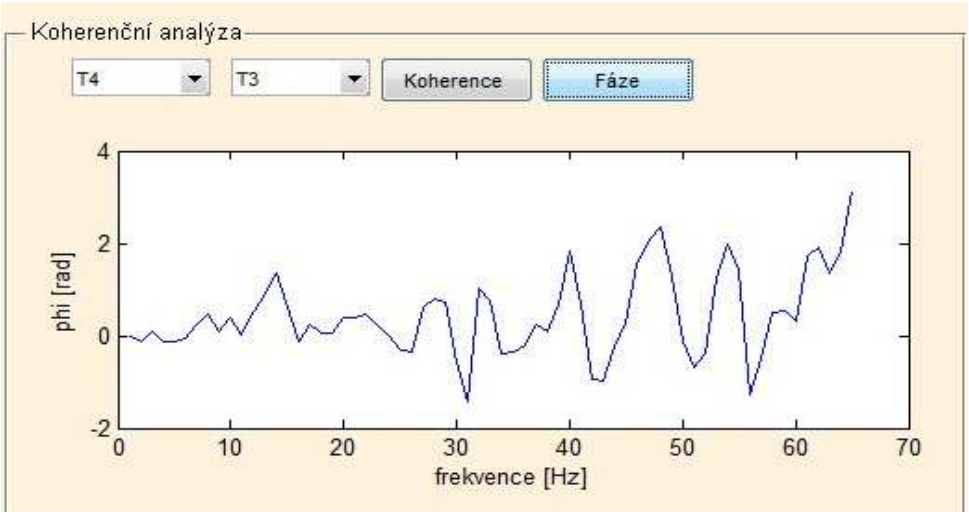
Aplikace pro zpracování dat získaných během experimentálního měření je

navržena do jednoho hlavního okna, ve kterém můžeme vykreslovat signály v časové, časově-frekvenční a frekvenční oblasti. Okno je rozděleno do tří segmentů. První s názvem *Časově-frekvenční analýza* slouží k zobrazení vybraného úseku signálu, jeho spektra a spektrogramu. Pro výpočet spektra byla využita matlabovská funkce *pwelch* s nastavením překrytí jednotlivých segmentů na 50%, což by mělo odpovídat ideálnímu kompromisu pro příznivé frekvenční rozlišení, a k získání spektrogramu bylo využito funkce *spectrogram* s totožnými parametry.

V pravé části pod názvem *Koherenční analýza* nabízí aplikace možnost pracovat v oblasti koherence dvou signálů. Volbou libovolného elektrodového páru tak můžeme graficky pozorovat jejich frekvenčně závislou vzájemnou koherenci resp. také fázi koherence. Uvedená vykreslení vidíme na obr 13.



Obr. 13: Jedná se o koherence mezi elektrodami T4 a T3

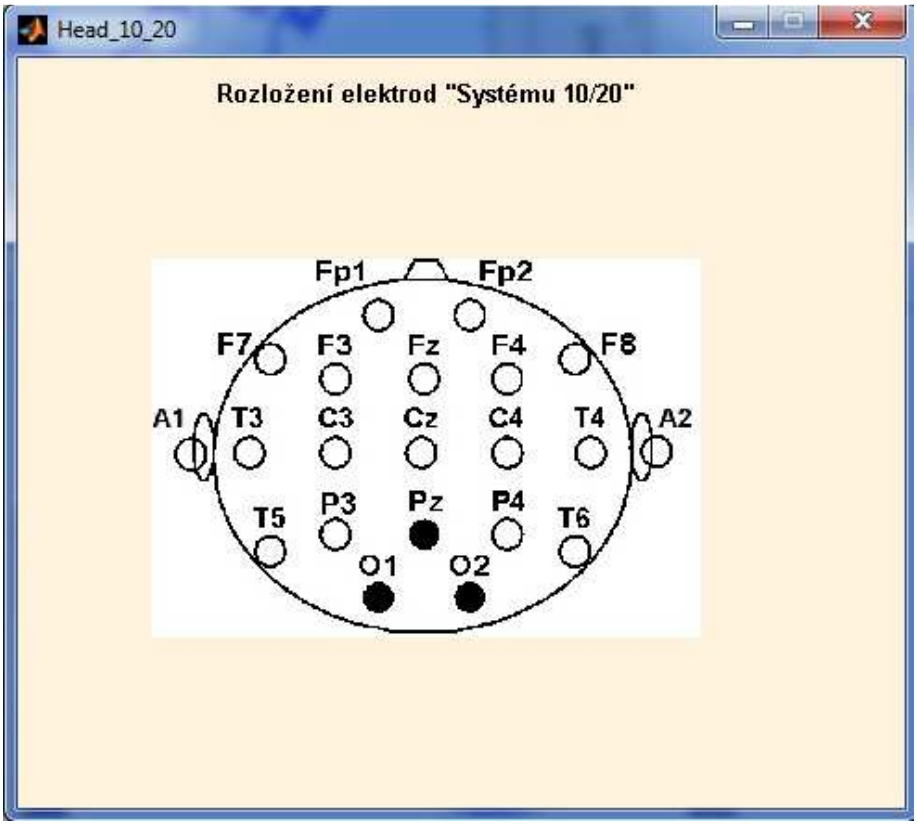


Obr. 14: Ukázka koherence dvou elektrod T3 a T4 a jejich vzájemná fáze

Pro výpočet koherence byla použita funkce *mscohere*, která nám dává

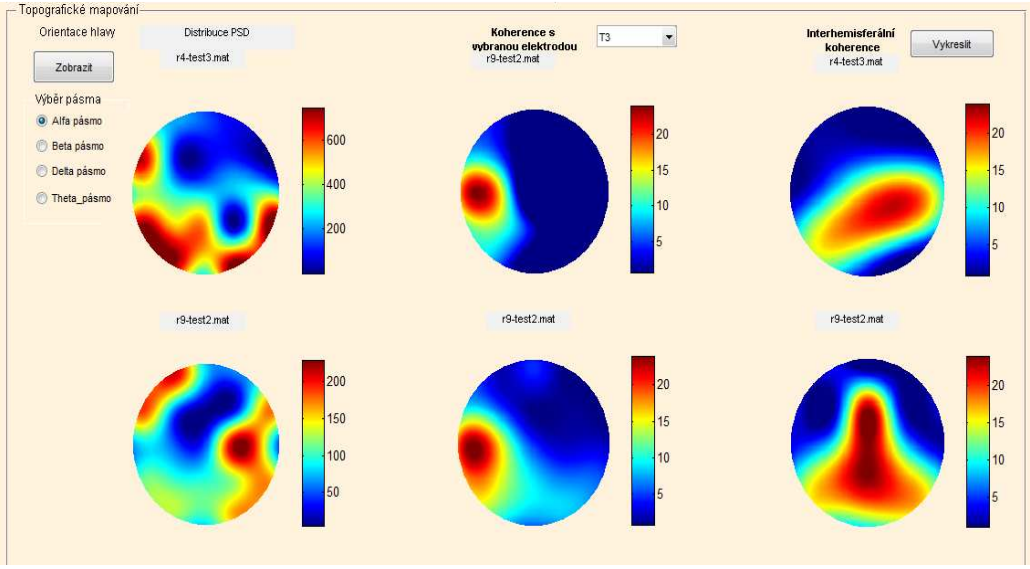
frekvenční závislost míry koherence. Koherenční fáze je pak získána skrze výpočet vzájemného spektra dvou signálů za pomoci funkce *cpsd* (cross spektrum). Na obr. 14 máme vyobrazenou fázi, můžeme pozorovat linearitu této fáze zhruba do frekvence 10 Hz. Díky koherenci dostáváme informaci, na kterých frekvenčních složkách dochází k synchronizaci signálů dvou elektrod.

Následující část ve spodní oblasti aplikace je vymezena celá topografickému mapování, díky kterému získáme představu o distribuci spektrálního výkonu resp. koherence na skalpu hlavy.



Obr. 15: Vyskakovací okno pro určení správné orientace brain mappingu

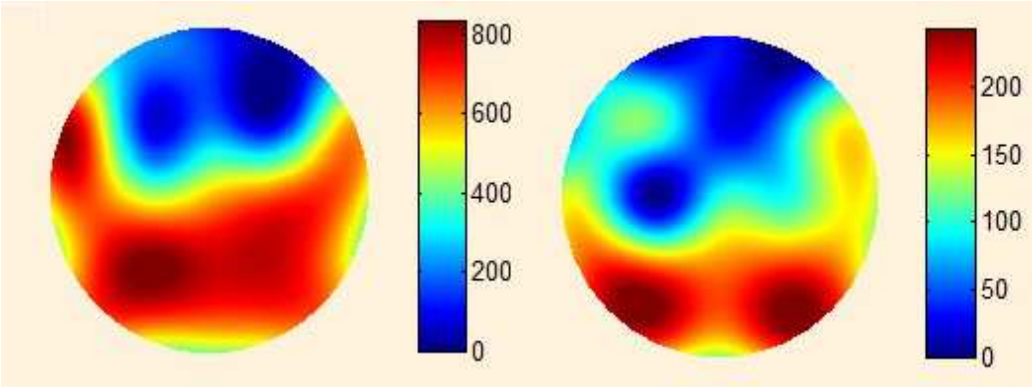
Zde si může uživatel libovolně vykreslovat mapy spektrálních aktivit v jednotlivých frekvenčních pásmech (alfa, beta, theta, delta) a také koherenční mapování interhemisferální pro kontrolu symetrie obou hemisfér, nebo koherenci vztaženou vůči libovolně vybrané elektrodě jak lze vidět na následujícím obrázku. Pozice se v tomto poli vykreslují odshora podle pořadí načtených signálů, čili první signál horní pozice, druhý dolní (viz. Obr 16)



Obr. 16 Ukázka pracovní oblasti pro vykreslování topografického zobrazování.

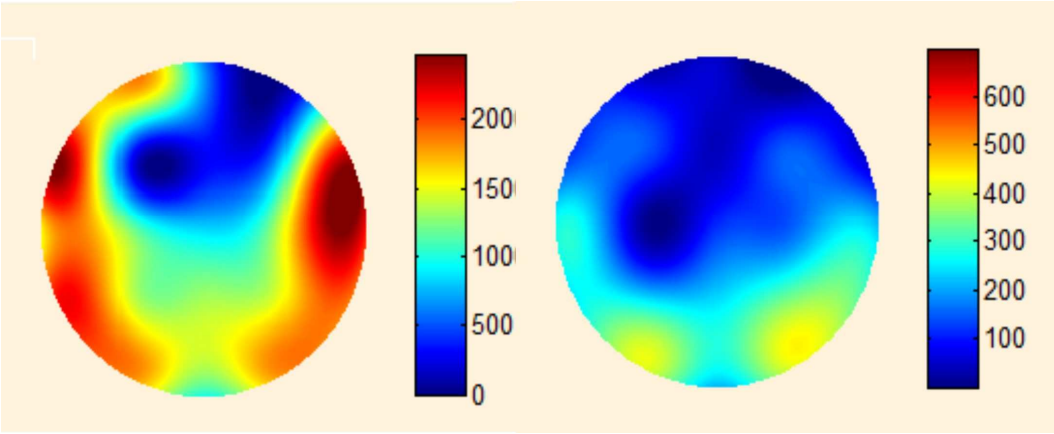
5.2.1 Analýza pomocí frekvenčního mapování

K vytvoření topografické mapy bylo využito spektrálních výkonů získaných ze základních frekvenčních pásem u jednotlivých elektrod. Hodnota z každého frekvenčního pásma jedné elektrody byla získána sumací všech spektrálních hodnot daného pásma. Tato hodnota byla následně umístěna do matice na místo podle pozice příslušné elektrody tak, aby bylo zachováno rozmístění podle standardu „10-20“. Tímto vznikla matice pěti řádků a pěti sloupců. Dále byly potřeba ošetřit chybějící pozice v rozích a mezi čelními a zadními elektrodami, které byly dopočítány jako váhovaný průměr okolních elektrod. Tato matice pak byla zvětšena s ohledem na ořezání do kruhového tvaru ve výsledném zobrazení, provedené funkcí *recangle*. Do takovéto matice poté byla potřebná data s použitím funkce *interp2* interpolována. Výsledné hodnoty v nově získané matici byly normovány a přepočteny na procenta podle maximální hodnoty. Konečné zobrazení do barevné škály bylo realizováno díky funkci *colormap*. Obě frekvenční mapy jsou v hlavním uživatelském okně situovány v horní polovině v příslušném oddílu. Podoba topologické mapy pro dva signály je ukázána na obr. 14 a obr. 15.



a) B)

Obr. 17:Zobrazení topografické mapy frekvenčních spekter pro pásmo alfa v předtestové fázi a) experimentální b) kontrolní skupina



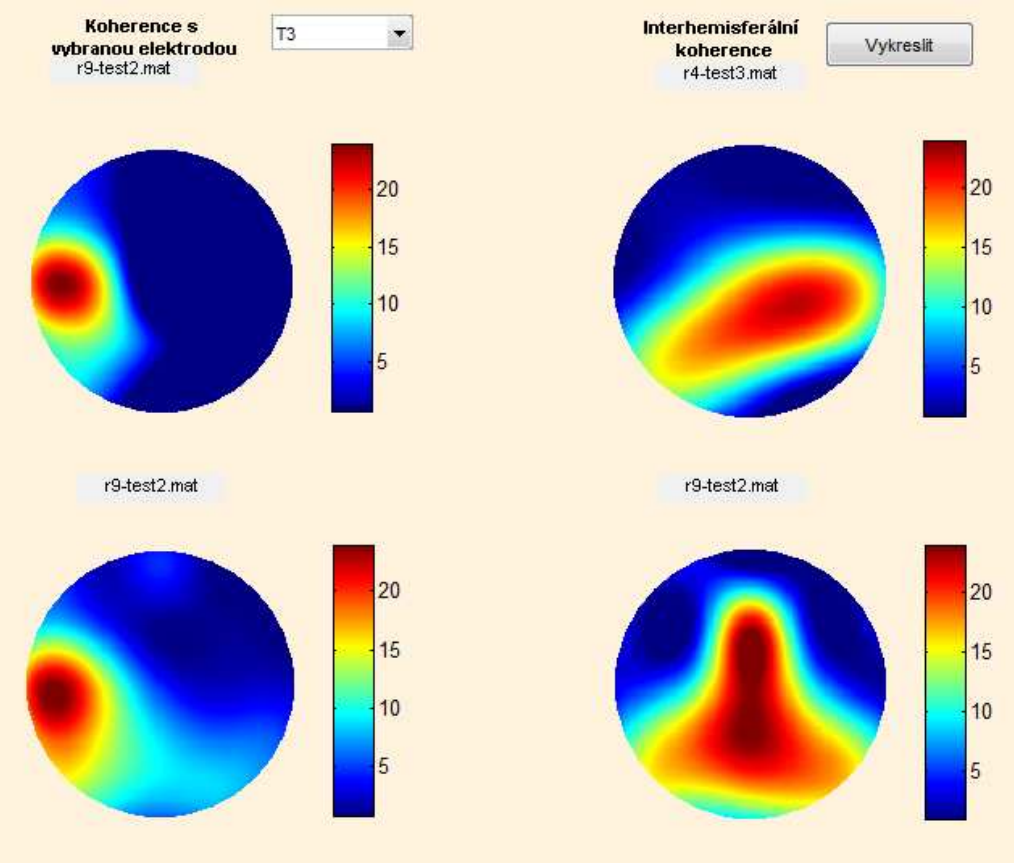
a) b)

Obr. 18: Ukázka frekvenčního mapování pro pásmo theta v předtestové fázi, a) experimentální skupina b) kontrolní

5.2.2 Analýza pomocí mapování koherence

Tvorba koherenční mapy byla realizována v základu na obdobném principu jako v případě předchozí frekvenční mapy. Jednotlivé hodnoty potřebné pro vytvoření matice byly ovšem vypočteny jako koherence signálů ze dvou elektrod, přičemž jedna elektroda vždy plnila funkci vztažné elektrody. Aplikace pak nabízí dvoje možnosti vykreslení. V prvním případě lze vztažnou elektrodu, k níž budou koherence dopočítávány zvolit pomocí výběrového pole. V druhém případě byly vybrány vztažné elektrody tak, aby tvořili centrální linii znázorňující rozhraní mezi levou a pravou polovinou, analogicky představující hranici mezi levou a pravou hemisférou. Výpočet koherence mezi dvěmi elektrodami byl realizován za pomocí Matlabem nabízené funkce *mscohere*, s implicitně nastaveným oknem typu hanning a 50 % překrytím jednotlivých vzorků signálu. Vztažná elektroda mezi čelními a zadními elektrodami

byla zvolena stejná jako nejbližší vztažná elektroda. Vykreslení koherentní mapy převedeno do barevné škály pomocí funkce *colormap*. Podoba koherenční mapy pro obě skupiny je zobrazena na obr. 15.



Obr. 19: Znázornění topografického vykreslení koherence s vybranou elektrodou a interhemisferální koherence, nahoře pro experimentální skupinu a dole kontrolní

5.3 Statistické vyhodnocení

Pro náš případ měření byl zvolen parametrický Studentův nepárový (dvouvýběrový) t-test. Tedy předpokládáme, že soubory diponují normálním rozložením a stejnými rozptyly.

5.3.1 Nepárový studentův t – test

V případě studií či experimentech, kdy pracujeme s dvěma soubory, které mezi sebou nemají úzkou vazbu, čili jsou nezávislé, využívá se pro vyhodnocení nejčastěji nepárový dvouvýběrový t-test. Nepárovým t-testem tak porovnáváme data, která jsou získána ze dvou různých skupin jedinců. Typicky jde o porovnání hodnot pokusné, tzv. experimentální skupiny (kde byl aplikován pokusný zásah) a kontrolní skupiny (kde

aplikace pokusného zásahu provedena nebyla).

Předpokládá se normalita rozložení dat obou porovnávaných populací. Předpokládáme, že sledujeme spojitou veličinu ve dvou vzájemně nezávislých podskupinách, přičemž ovšem lze v obou předpokládat vhodnost normálního Gaussova modelu. Úkolem je dle dat posoudit, jestli se oba modely statisticky významně liší či nikoliv.

Dále uvedená modifikace t-testu předpokládá stejný počet prvků v obou souborech a přibližnou podobnost rozptylů (možné ověření F-testem pro srovnání dvou výběrových rozptylů). Dále také platí, že čím více dat, tím se rozdělení blíží normálnímu (centrální limitní věta), pokud je dat málo, nelze většinou zamítnou, že data nepochází z normálního rozložení.

Testujeme, zdali dva nezávislé náhodné výběry pochází ze stejného základního souboru, tzn. disponují stejnou střední hodnotou:

$$H_0: \mu_A = \mu_B$$

kde μ značí střední hodnotu pro rozdíly (střední rozdíl) ve dvojicích měření. Výpočet testu vychází z odhadů parametrů obou srovnávaných populací, což znamená aritmetický průměr a výběrový rozptyl u pokusného a kontrolního výběru, přičemž aritmetický průměr spočítáme dle vzorce:

$$t = \frac{|x1 - x2}{\sqrt{s2\left(\frac{1}{n1} + \frac{1}{n2}\right)}} \tag{5.1}$$

výběrový rozptyl poté získáme ze vztahu:

$$t = \frac{|x1 - x2}{\sqrt{s2\left(\frac{1}{n1} + \frac{1}{n2}\right)}} \tag{5.2}$$

Definuje se hladina významnosti α, vyjadřující pravděpodobnost, že hypotéza H_o bude zamítnuta, ačkoli platí chyba prvního druhu, ta bývá většinou 5 % (α = 0,05). Pokud je spočítané p menší než α, zamítá se H_0 a přijímá se H_A.

Výsledkem je posléze vypočtená signifikace, přičemž nízké hodnoty ukazují na

statisticky významné rozdíly v průměrech mezi vybranými skupinami

Jako výsledek statistického testu se uvádí hodnota testované statistiky, stupně volnosti a dosažená hladina významnosti (p)

Výpočet testovací charakteristiky t:

Pro otestování rozdílu středních hodnot použijeme nepárový t-test pro shodné chyby. Podle výsledku předchozího testování rovnosti rozptylů nebo za předpokladu, že se rozptyly souborů liší či neliší, zvolíme následující postup pro výpočet t – testu

1. Je-li $F \leq F_\alpha \Rightarrow \sigma_1^2 = \sigma_2^2$ pak použijeme vztahu:

$$t = \frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{\frac{(n_1 - 1) * s_1^{\,2} + (n_2 - 1) * s_2^{\,2}}{n_1 + n_2 - 2} * \frac{n_1 + n_2}{n_1 * n_2}}} \tag{5.3}$$

kde stupně volnosti jsou definovány jako $v = n_1 + n_2 - 2$. Pro $n_1 = n_2 = n$ pak stupně volnosti zjistíme podle vztahu $v = (n - 1)*2$ a k výpočtu nepárového t-testu využijeme vzorec:

$$t = \frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{\left(\frac{s_1^{\,2} + s_2^{\,2}}{n}\right)}} \tag{5.4}$$

kde x_1 je průměr prvního souboru, x_2 je průměr druhého souboru, s_1 je směrodatná odchylka prvního a s_2 směrodatná odchylka druhého souboru, n_1 je počet prvků prvního souboru (ovšem $n_1 = n_2$). Testovací charakteristika se porovná s tabelovanými hodnotami, přičemž hodnotami pod 2,0 se prakticky nemá smysl zabývat, jelikož jsou nesignifikantní.

Je-li $F > F_\alpha \Rightarrow \sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$

$$t = \frac{|x_1 - x_2|}{\sqrt{\frac{s_1^{\,2}}{n_1} + \frac{s_2^{\,2}}{n_2}}} \tag{5.5}$$

Stupně volnosti pro t-test poté vypočítáme ze vztahu:

$$v = \frac{\left(\frac{s12}{n1} + \frac{s22}{n2}\right)^2}{\frac{\left(\frac{s12}{n1}\right)^2}{n_1 - 1} + \frac{\left(\frac{s22}{n2}\right)^2}{n_2 - 1}} \qquad (5.6)$$

Pro n_1, $n_2 > 30$ pak $v = \infty$

Výsledné t srovnáme s tabulární hodnotou t pro dané stupně volnosti a α (obvykle α = 0,05). Můžou nastat dva případy:

- Je-li $t \leq t_{1-\alpha/2}$ dostáváme statisticky nevýznamný rozdíl mezi μ_1 a μ_2 při zvolené hladině α tedy platí H0: $\mu_1 = \mu_2$, což by se dalo interpretovat, že pokusný zásah nebyl účinný.
- Je-li $t > t_{1-\alpha/2}$ dostáváme statisticky významný rozdíl mezi μ_1 a μ_2 při α = 0,05 nebo vysoce významný rozdíl při α = 0,01, což by se dalo interpretovat, že pokusný zásah byl účinný a díky němu nastala změna střední hodnoty u pokusného souboru

Jako výsledek statistického testu se nakonec uvádí buďto hodnota testované statistiky t, popřípadě stupně volnosti (s.v.), a nebo dosažená hladina významnosti (p).

Testování hypotéz

Jedná se o proces ověřování správnosti nebo nesprávnosti hypotézy pomocí výsledků získaných náhodným výběrem

Nulová hypotéza H_0 - předpoklad, který vyslovíme o určité charakteristice či tvaru rozdělení v základním souboru

Alternativní hypotéza H_1 - tato hypotéza nějakým způsobem popírá konstatování formulované nulovou hypotézou

Protože při testování hypotézy jde o úsudek prováděný z údajů získaných náhodným výběrem, můžeme se ve svých úsudcích dopustit i chybných závěrů. Možnosti chybných závěrů jsou následující:

Jestliže zamítneme testovanou hypotézu H_0, ačkoliv ve skutečnosti platí;

- pak se dopouštíme tzv. chyby I. Druhu
- pravděpodobnost této chyby značíme α.

Jestliže přijmeme testovanou hypotézu H_0, i když ve skutečnosti platí alternativní hypotéza H_1

- pak se dopouštíme tzv. chyby II. druhu
- pravděpodobnost této chyby značíme α.

5.3.2 Testování vlivu hudby na PSD

Na základě spektrálních analýzy změřených úseků EEG signálu a dále podle topografické vizualizace jsme vytipovali elektrody, které hrají důležitou roli pro námi sledovaný efekt. Do skupiny zájmových elektrod byly přiřazeny elektrody Fp2, T3, T4, F8, C4, P4, T6, F7.

Testování spektrálních výkonů jednotlivých pásem na zmíněných vybraných elektrodách pomocí dvouvýběrového t-testu umožňuje Matlab pomocí funkce *ttest2*. Funkce následně vrací hodnotu t-testu *t*, požadovanou signifikaci *p*, udávající maximální hladinu významnosti, při níž ještě platí nulová hypotéza a dále také rozmezí kritického oboru.

Pří testování jsme vycházeli z předpokladu, že se PSD pro vybranou elektrodu se u obou testovaných skupin neliší, tímto byla definována nulová hypotéza $H_{0.}$

Získané výsledky testování společně s jejich vyhodnoceními pro obě stěžejní fáze experimentu, kdy jedna skupina byla v předtestové fázi vystavěna poslechu sonáty a druhá pobývala v tichu, jsou uvedeny v následujících tabulkách. Pro pásmo alfa jsou hodnoty rozepsané v tabulce 1, hodnoty pro pásmo theta obsahuje tabulka 2, a pro celkové pásmo můžeme výsledky vidět v tabulce 3.

Tabulka 2: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro pásmo alfa. Hladinu významnosti α = 0,05.

Elelektroda	Průměry obou skupin		Hodnota t-testu *t*	Hladina p	Zamítnutí nebo přijetí H_0
	Experiment-tální	kontrolní			
F8	608,2362	759,3296	0.24001	0,81236	Přijetí – výběry se neliší
T4	1430,315	1511,624	1,1186	0,27456	Přijetí – výběry se neliší
C4	1411,751	1205,224	0,3626	0,721	Přijetí – výběry se neliší
P4	3293,153	2750,586	0.3828	0,7052	Přijetí – výběry se neliší
T6	3220,118	3187,508	0.0254	0.9799	Přijetí – výběry se neliší
F7	847,937	874,070	0.1133	0.9108	Přijetí – výběry se neliší
T3	5125,169	2880,623	2,0641	0,04997	Nepřijetí – výběry se liší

Z tabulky 2. vidíme, že testované skupiny výběrů se téměř na všech elektrodách od sebe nijak výrazně statisticky neliší, respektive vliv sledovaného faktoru je v tomto pásmu pro hladinu α = 0,05 nevýznamný. Situace, kdy byla zamítnuta nulová hypotéza, nastala pouze pro elektrodu T3, kdy hodnota testu byla $t \leq t_{1-\alpha/2}$. Zde bychom mohli říci, že vliv poslechu sonáty byl statisticky významný.

Tabulka 3: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro pásmo theta. Hladinu významnosti α = 0,05.

Elelektroda	Průměry obou skupin		Hodnota t-testu *t*	Hladina p	Zamítnutí nebo přijetí H_0
	Experim ent-tální	kontrolní			
F8	1534,939	1554,864	-0.0497	0.9608	Přijetí – výběry se neliší
T4	3189,562	2327,601	1.0887	0.2871	Přijetí – výběry se neliší
C4	2132,605	1558,497	1.7734	0.3330	Přijetí – výběry se neliší
P4	3162,729	2353,239	1.0604	0.2995	Přijetí – výběry se neliší
T6	3970,57	2921,956	1.1387	0.2661	Přijetí – výběry se neliší
F7	1821,295	1438,478	1.0494	0.3044	Přijetí – výběry se neliší
T3	3364,397	2507,461	1,1064	0,2794	Přijetí – výběry se neliší

V tabulce 3 můžeme vidět statistické vyhodnocení pro pásmo theta, z něhož je patrné, že pro toto pásmo nenastává žádný významný vliv sledovaného faktoru. To samé pak platí také pro celkové spektrální pásmo v tabulce 4, u něhož opět nenastala v obou skupinách žádná významná statistická změna.

Tabulka 4: Porovnání experimentální a kontrolní skupiny v předtestové fázi pro celkové pásmo. Hladinu významnosti α = 0,05.

Elelektroda	Průměry obou skupin		Hodnota t-testu *t*	Hladina p	Zamítnutí nebo přijetí H_0
	Experiment-tální	kontrolní			
F8	608,236	759,3296	-0.7798	0.4431	Přijetí – výběry se neliší
T4	1580018	832215,3	-0.5835	0.5650	Přijetí – výběry se neliší
C4	190760	222817	0.8246	0.2241	Přijetí – výběry se neliší
P4	190856,1	336530,2	-0.5962	0.5566	Přijetí – výběry se neliší
T6	2018888	559991,2	-1.2399	0.2270	Přijetí – výběry se neliší
F7	852873,97	852873,97	-0.3222	0.7501	Přijetí – výběry se neliší
T3	2877192	538272,1	1,1369	0,276	Přijetí – výběry se neliší

Tabulka 5: Hodnoty získané vyhodnocením PF&C úloh, hladina významnosti α = 0,05

Skupina	Průměr dosažených bodů	Hladina p	Průměr délka trvání testu	Hladina p
Kontrolní	16,8125	0,08522	639,75	0,96300
Experimentální	15,6875		643,1875	

Tabulka 6 ukazuje výsledky úloh, které probandi řešili v poslední fázi měření. Test byl proveden pomocí dvouvýběrového t-testu na hladině α = 0,05. Z těchto hodnot je patrné, že k předpokládanému navýšení skóre nedošlo.

5.3.3 Korelace

Korelace umožňuje posoudit, zda jsou dvě proměnné lineárně závislé, či nikoliv. Tento vztah lze následně zjistit pomocí korelačního koeficientu. Pro korelační koeficient poté platí, že nabývá hodnot od -1 do +1. V případě kladných hodnot korelace hodnoty obou proměnných zároveň stoupají, v případě, kdy dostáváme záporné korelace, pak hodnota jedné proměnné stoupá a druhá klesá

Výpočet korelačního koeficientu se liší podle zkoumaných statistických veličin. Pokud zkoumané veličiny mají tvar normálního rozložení lze pro tyto hodnoty výběrový korelační koeficient vypočítat pomocí vztahu 5.7, který se nazývá Pearsův korelační koeficient.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n} (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{n} (y_i - \bar{y})^2}} \tag{5.7}$$

Součty čtverců ve jmenovateli jsou *n-1* násobkem výběrových rozptylů. Proto se často setkáváme s jednodušším vyjádřením Pearsonova korelačního koeficientu:

$$r = \frac{s_{xy}}{s_x s_y} \tag{5.8}$$

kde s_x je směrodatná odchylka proměnné *X*, s_y směrodatná odchylka proměnné *Y* a s_{xy} takzvaná kovariance proměnných *X* a *Y*

$$s_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}). \tag{5.9}$$

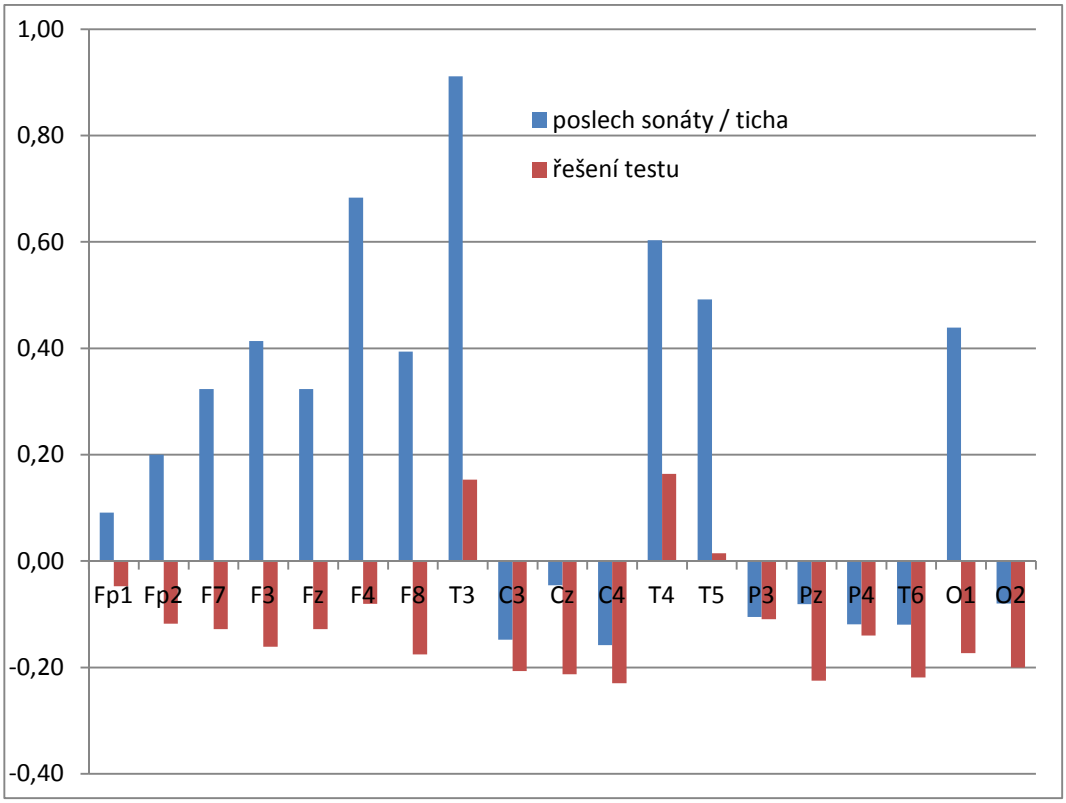
Předpokládá se, že obě proměnné jsou náhodné veličiny a mají společné dvourozměrné normální rozdělení. V tomto případě nulový korelační koeficient znamená, že veličiny jsou nezávislé. [27]

5.3.4 Testování vzájemných korelací

Pro vybraná spektrální pásma jsme provedli vzájemné korelace jednotlivých elektrod a to ve fázi předtestové, kdy jedna skupina byla vystavena poslechu sonáty, a druhá naopak setrvávala v tichu. Korelace byly provedeny v programu *MS Excel* za pomoci funkce *CORREL*, kterou program nabízí. Kromě hodnoty korelačního koeficientu

Tabulka 6 Hodnoty korelačních koeficientů celkových spekter vybraných párů elektrod

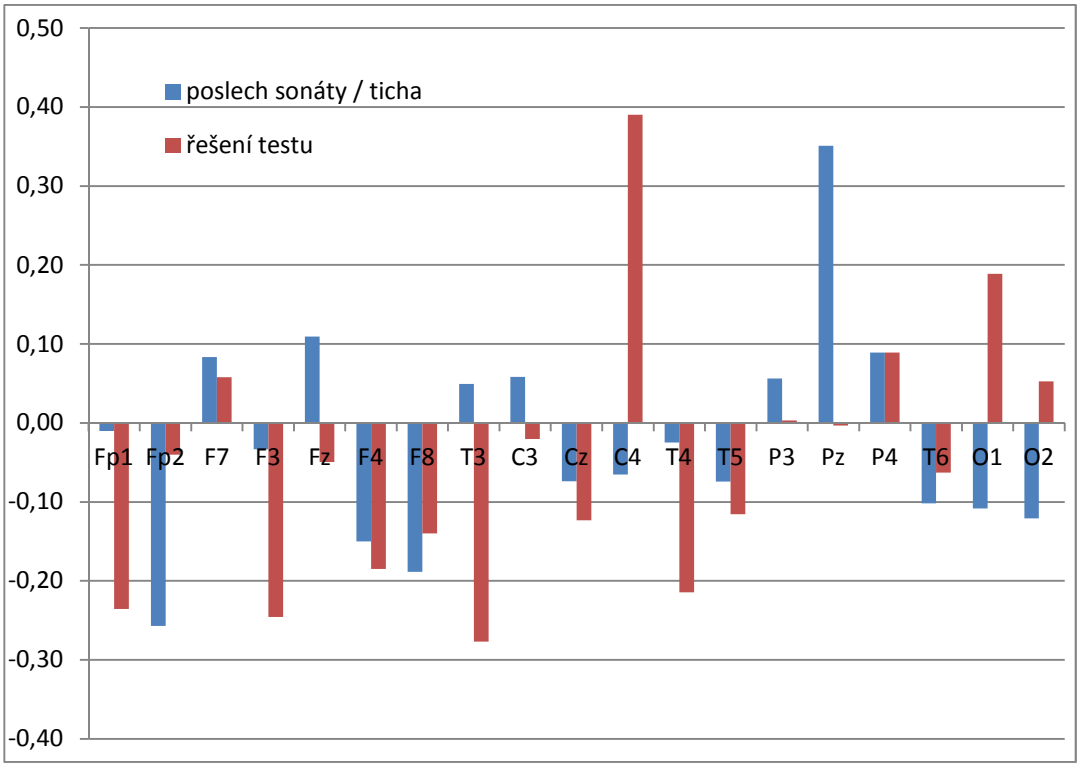
Korelační koeficient	**Spektrální výkon všech pásem**		**Spektrální výkon Pásma alfa**		**Spektrální výkon Pásma theta**	
elektrody	Poslech Sonáty/ticho	test	Poslech Sonáty/ticho	test	Poslech Sonáty/ticho	test
Fp1- Fp1	0,09	-0,05	-0,01	-0,24	0,41	-0,17
Fp2-Fp2	0,20	-0,12	-0,26	-0,04	-0,33	0,06
F7-F7	0,32	-0,13	0,08	0,06	-0,40	0,88
F3-F3	0,41	-0,16	-0,03	-0,25	-0,51	-0,23
Fz-Fz	0,32	-0,13	0,11	-0,05	-0,24	-0,05
F4-F4	0,68	-0,08	-0,15	-0,18	-0,37	0,01
F8-F8	0,39	-0,18	-0,19	-0,14	-0,41	0,23
T3-T3	0,91	0,15	0,05	-0,28	-0,19	-0,02
C3-C3	-0,15	-0,21	0,06	-0,02	-0,28	-0,01
Cz-Cz	-0,05	-0,21	-0,07	-0,12	-0,27	0,02
C4-C4	-0,16	-0,23	-0,07	0,39	-0,29	-0,05
T4-T4	0,60	0,16	-0,02	-0,21	-0,29	-0,06
T5-T5	0,49	0,01	-0,07	-0,12	-0,19	-0,02
P3-P3	-0,11	-0,11	0,06	0,00	-0,28	-0,04
Pz-Pz	-0,08	-0,23	0,35	0,00	-0,29	-0,06
P4-P4	-0,12	-0,14	0,09	0,09	-0,31	-0,09
T6-T6	-0,12	-0,22	-0,10	-0,06	-0,26	-0,10
O1-O1	0,44	-0,17	-0,11	0,19	-0,29	-0,11
O2-O2	-0,08	-0,20	-0,12	0,05	-0,29	-0,10



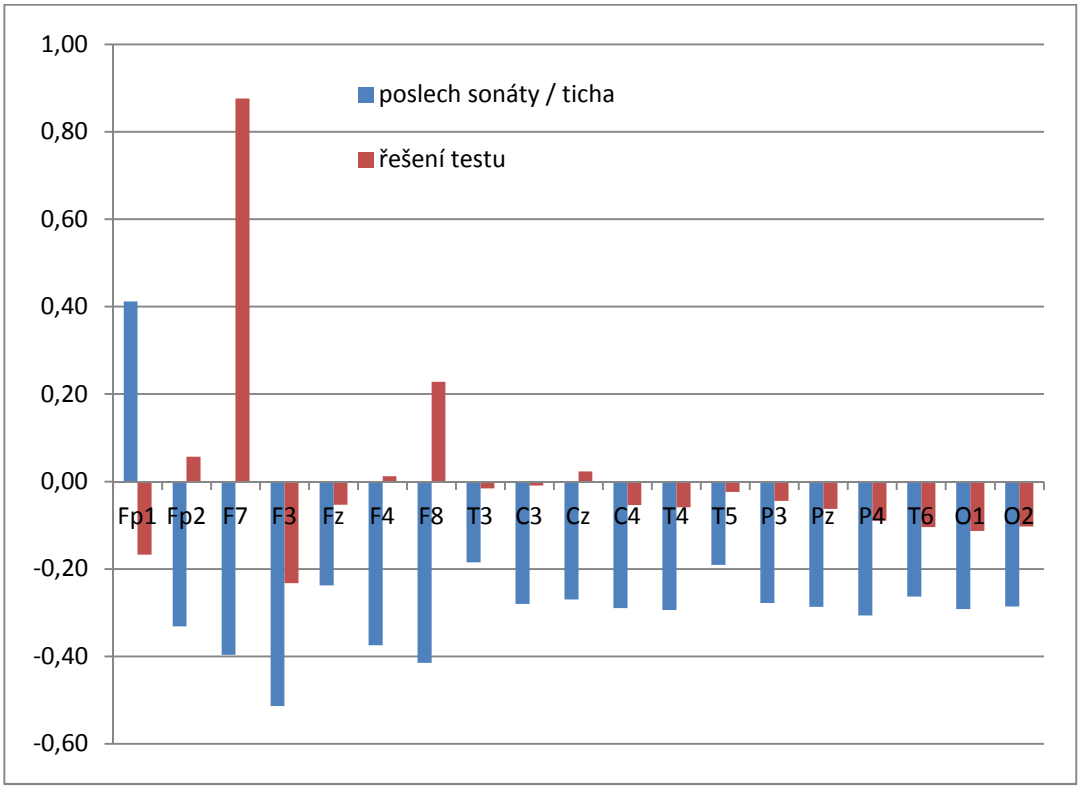
Obr. 20: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro celkové spektrální pásmo

Hodnoty získaných korelačních koeficientů jsou pro přehlednost uvedeny v tabulce 5. Po následném grafickém vyobrazení můžeme pozorovat, na které z elektrod dochází k nejzřetelnějšímu rozdílu při porovnání vzájemných spektrálních hustot ve sledovaných pásmech během poslechu sonáty a tichem, a dále nadcházející fází testovou. Z prvního grafu můžeme vidět, že největší korelace v celkovém pásmu, čili minimálního rozdílu dosahuje elektroda T3 a F4, dochází tady k významné korelaci, což znamená, že mezi hodnotami spektra nastává tzv. extrémně těsný vztah. Z toho lze vyvodit závěr, že aktivita mozku na těchto elektrodách dosahuje v celkovém výkonu minimálních rozdílů ve fázích poslechu a ticha. Naopak během řešení testu se rozdíly ve spektrech prohlubují.

Stejné srovnání podle parametru korelace pro zájmová pásma alfa a theta lze vidět na následujících grafech. Pro pásmo Alfa (obr. 16) je zřetelné snížení korelačního koeficientu spektrálních výkonů temporálních elektrod během poslechu hudby a tichem, čili se výrazně liší. Tento fakt naplňuje předpoklad, že poslech Mozartova sonáta má vliv právě na mozkovou aktivitu. Naopak pro toto pásmo dochází na těchto elektrodách k největší korelaci v období řešení testu.



Obr. 21: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro pásmo alfa



Obr. 22: Grafické znázornění korelací spekter mezi vybranými elektrodami (sonáta a ticho) pro pásmo theta.

6 DISKUZE

Úkolem této práce bylo ověření akustických vlivů na člověka a jeho prostorově-orientačního vnímání. Celý experiment byl založen na dvou testovaných skupinách. Skupina, která byla vystavena poslechu klasické hudby, přesněji sonáty K448, měla dle teoretických předpokladů vykazovat lepší výsledek při řešení PF&C inteligenčního testu. Po celkovém vyhodnocení, které neprokázalo výrazný rozdíl mezi oběma testovanými skupinami, můžeme vyvodit závěr, že se během našeho experimentu žádný významný vliv, vznikající poslechem sonáty K448 nepotvrdil.

Analýza dat, pořízených během záznamu byla směřována do oblasti spektrálních výkonových hustot a koherencí. Dle předpokladů se sledovaly účinky na vybraných elektrodách. [23] [25] [26]

V případě koherencí můžeme dojít k závěru, že velká těsnost nastává během poslechu u elektrod T3 a T4, tedy temporálních a to převážně pro pásmo teta a alfa. Tím potvrzujeme předpoklad, že se při poslechu hudby aktivují temporální oblasti. Výsledky vzájemných korelací spektrálních výkonových hustot také potvrzují, že pásmo alfa hraje při poslechu hudby významnější roli, než pásma ostatní. Při našem experimentu se však kromě elektrody T3 nepotvrdil statistický významný rozdíl v tomto pásmu. V oblasti alfa vln je také třeba brát v úvahu útlum této aktivity, protože alfa vlny jsou atenuovány díky otevřeným očím. Možná tento fakt zapříčinil v našem případě nesignifikantní rozdílnost obou skupin.

ZÁVĚR

V této práci byla probrána problematika měření a popisu elektroencefalografických signálů a tyto teoretické základy byly poté odzkoušeny v praxi. Teoretická část se dotkla také potřebných pojmů z fyziologie lidského mozku a popisu reakcí mozku na hudební stimulaci. Dále se práce zabývá běžnými metodami zpracování a analýzy naměřených EEG signálů jako jsou Fourierovské metody transformace.

Praktická měřící část se odehrávala na více etap, aby byl zajištěn pokud možno co největší reprezentativní vzorek respondentů, tak aby se měření dalo vyhodnotit také statisticky. Záznam EEG byl pořizován v průběhu předem navržené a připravené metodiky.

Z takto získaných signálů byly vybrány 20 sekundové úseky, tak aby odpovídaly zhruba podobnému časovému intervalu u všech osob. K analýze byla zhotovena aplikace s názvem *EEG_Hudba_Analýza* v programovém prostředí Matlab GUI, pomocí níž lze data vizualizovat buďto do podoby grafů nebo mnohem výmluvnějších topografických map pomocí tzv. brain mappingu. Výsledky poté byly statisticky vyhodnoceny.

LITERATURA

[1] ALTENMULLER E., BANGERT W., GRUHN W. *Mozart in us: How the brain processes music*, Medical Problems of Performing Artists, 2007, p. 99-106. Dostupné na www: <http://www.immm.hmtm-hannover.de/uploads/media/Altenmueller__2001__Mozart_in_Us.pdf>.

[2] BANGERTER A, HEATH CH. *The Mozart effect: Tracking the evolution of a scientific legend*, 2004, British Journal of Social Psychology, 43, 605-623.

[3] JAN J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*, 2. vydání: Vysoké učení technické v Brně, 2002. 427 a. ISBN 80-214-2911-9.

[4] KOLAROVA I., DOLEJSI I., TOMEK K. *Tvořivé myšlení do škol – další kroky*, dostupné na www: <http://clanky.rvp.cz/clanek/o/z/1622/TVORIVE-MYSLENI-DO-SKOL-–-DALSI-KROKY.html/>

[5] SORNMO L, LAGUNA P. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Elsevier Academoc Press, rok.

[6] SLAVIK J. *EEG Workshop*, 1999 - 2008.

[7] RONZHINA M. *Klasifikace mikrospánku analýzou EEG*. Diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2009.

[8] SCHALLNEROVA T. *Odborná analýza hodnotící jednotlivé psychotesty využívané při volbě povolání u většinové populace z hlediska specifických potřeb neslyšících*, 2007. dostupné na www:< http://proplnyzivot.osu.cz/test/soubory/psychotest.doc>

[9] HOLECKOVA I. *Reziduální kognitivní kapacita u pacientů s poruchou vědomí: ERP a PET studie*, Neurochirurgické oddělení, FN Plzeň, dostupné na: <http://dai.fmph.uniba.sk/events/kuz2009/prispevky-pdf/holeckova.pdf>

[10] VOJTECH Z. *EEG v epileptologii dospělých.* 1. vydání: Praha: Grada, 2005. 680 s. ISBN 80-217-0690-3.

[11] PERETZ I., ZATTORE J.R. *The cognitive neuroscience of music*,

[12] SYKA J. *Mozek a hudba*, Ústav experimentální medicíny AV CR, Praha, dostupné na: <http://www.address.cz/data/www.sanquis.cz/articles/files/84_MOZEK_A_HUDBA.pdf>

[13] MOHYLOVÁ J. KRAJCA V. *Zpracování biologických signálů*, 2010 [cit. 2010-04-28] Spektrální analýza. Dostupné z WWW: <http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/>.

[14] BARES M., BRUNOVSKÝ M., KOPEČEK M., STOPKOVÁ P. a kol. *EEG v predikci na antidepresiva u pacientů s depresivní poruchou: přehled a rozšířená pilotní data*, Psychiatrie, ročník 10, 2006 p. 205-210 dostupné na: < http://www.hoschl.cz/files/3142_cz_bares.pdf>

[15] Yingjun LU, Haizhen WU, Jing Q., Fei X. *Research on The Influence of Mozart Sonata K.448 on EEG Power Spectrum and Gravity Frequency*, ISSN: 1000-6737 CN: 11-1992/Q dostupné na: <http://www.cjb.org.cn/CN/abstract/abstract15059.shtml>

[16] BARES M., BRUNOVSKY M., KOPECEK M., STOPKOVA P. a kol. *EEG v predikci na antidepresiva u pacientů s depresivní poruchou: přehled a rozšířená pilotní data*, Psychiatrie, ročník 10, 2006 p. 205-210 dostupné na: < http://www.hoschl.cz/files/3142_cz_bares.pdf>

[17] WATERHOUSE L. *Multiple Intelligences, the Mozart Effect*, and *Emotional Intelligence: A Critical Revie*, Educational Psychologist, 41(4), p. 207–225

[18] CHMELAR M, ROZMAN J. *Lékařská přístrojová technika*. Brno: SNTL, 1982, 182s

[19] Firma Alien Technik, *TruScan32 EEG System*, [online pdf prospekt]. 2010 dostupné na: WWW: <http://eeg.cz/down/letakeeg.pdf>

[20] ZAPLATILEK K, DONAR B. *Matlab – Tvorba uživatelských aplikací*, 1.vydání, 216 s., BEN, 2004

[21] FAJMON B., RUZICKOVA I. *Matematika 3*, Skriptum, Brno: Nakladatelství VUTIUM, 2000

[22] KOZUMPLIK, J., KOLAR, R., JAN, J. *Číslicové zpracování a analýza signálů. Počítačová cvičen*, (Elektronická skripta, BMI102). Brno: FEKT VUT v Brně, 2003. s. 1-85. ISBN: BMI 102

[23] SAKHAROV D.S., DAVYDOV V.I., PAVLYGINA R. A. *Intercentral Relations of the Human EEG during Listening to Music*,Human psychology, 392 – 397, 2007

[24] LIU Y.CH, LO P.CH. Investigation of Spatial Characteristics of Meditation:

[25] JARKOVSKY J., LITTNEROVA S. *Vícerozměrné statistické metody*

[26] ADALARASU K. *A Review of influence of Music on Brain Activity Using Signal processing and Imagingn Systém*

[27] BASTINEC J., FAJMON B., KOLACEK J. *Pravděpodobonost, statistika a operační výzkum*, Skriptum, Brno

[28] ROUBIK K., KRIST P. *Zpracování biosignálů v prostředí Matlab*, dostupné na: <http://cust.sweb.cz/sem/popis.htm>

[29] BERENDSE H.W. *Magnetoencephalographic analysis of cortical activity in Alzheimer's disease: a pilot study* Clinical Neurophysiology, 2000

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EEG	Elektroencefalografie
f	Signál v časové oblasti
F	Signál ve frekvenční oblasti
FFT	Fast Fouriere Transform – rychlá Fourierova transformace
DFT	Discrete Fourier Transform – diskrétní Fourierova transformace
STFT	Short Time Fourier Transform – krátkodobá Fourierova transformace
DCT	Discrete Cosine Transform- diskrétní kosinová transformace
PSD	Power Spectrum Density – spektrální výkonová hustota