

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická  
Katedra řídicí techniky



Bakalářská práce  
**Vizualizace EEG dat**

*Kumpánová Kristýna*

Vedoucí práce: Ing. Gerla Václav, Ph.D.

Studijní program: Kybernetika a robotika, Bakalářský

Obor: Systémy a řízení

24. května 2016

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická

katedra řídicí techniky

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: **Kristýna Kumpánová**

Studijní program: Kybernetika a robotika  
Obor: Systémy a řízení

Název tématu: **Vizualizace EEG dat**

Pokyny pro vypracování:

Cílem bakalářské práce je sestavit sadu skriptů v prostředí programu MATLAB, které umožní odhad a zobrazení výkonových spekter a koherencí pro multikanálové EEG záznamy.

Pokyny:

1. Seznamte se se základními typy vizualizací používaných v EEG.
2. Implementujte algoritmus pro odhad a zobrazení výkonového spektra. Ve spektru barevně odlište frekvenční pásma, která jsou typická při analýze EEG.
3. Implementujte algoritmus, který umožní přehledně zobrazit výsledky spektrální analýzy pro více EEG kanálů současně.
4. Implementujte algoritmus pro odhad a zobrazení EEG koherencí.
5. Ověřte realizované řešení nad reálnými EEG záznamy.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ernst Niedermeyer, Fernando Lopes da Silva (2005) Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 5th Edition, Lippincott Williams & Wilkins.
- [2] Michael ten Caat (2008) Multichannel EEG Visualization, Ph.D. thesis, <http://irs.ub.rug.nl/ppn/306087987>

Vedoucí: Ing. Václav Gerla, Ph.D.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2016/2017

L.S.

prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.  
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 14. 7. 2015

## Poděkování

Chci poděkovat vedoucímu bakalářské práce Ing. Václavu Gerlovi, Ph.D. za konzultace, rady a cenné připomínky.



## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze 23. května, 2016

.....



# Abstract

The goal of this bachelor thesis was to create set of scripts in **MATLAB** enviroment, which (1) provides estimate of power spectral density and coherences and (2) provides display of multichannel results of analysis. In this thesis two types of multichannel visualization were implemented. The first type consists of several graphs each of which represents certain EEG electrode in one picture – which can be used to visualize power spectral density. Second type uses colored lines connecting two electrodes to display relation between them – which can be used to visualize coherences. In addition to coherences and power spectral density, correlations, spectrograms and average powers among frequency band commonly used in EEG were implemented. The solution was verified on real EEG data.

# Abstrakt

Cílem této bakalářské práce bylo v prostředí programu **MATLAB** vytvořit sadu skriptů, které (1) umožní odhad výkonových spekter a koherencí a (2) umožní multikanálové zobrazení výsledků analýzy. V práci byly implementovány dva typy multikanálového zobrazení. První typ sestává z vícero grafů reprezentujících vlastnosti signálů z jednotlivých EEG elektrod do jednoho obrázku – čehož se dá využít pro vizualizaci výkonových spekter. Druhý typ umožňuje zobrazení vztahů mezi elektrodami (EEG kanály) pomocí barevných čar spojujících příslušné elektrody – čehož se dá využít pro vizualizaci koherencí. Kromě koherencí a výkonových spekter bylo navíc implementováno zobrazení korelací, spektrogramů a průměrných výkonů přes frekvenční pásma, která se používají v souvislosti s EEG. Realizované řešení bylo ověřeno na reálných EEG záznamech.





# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Elektroencefalografie</b>	<b>3</b>
2.1	EEG elektrody . . . . .	3
2.2	Frekvenční pásma používaná v EEG . . . . .	3
2.3	Analýza EEG v časové oblasti . . . . .	4
2.4	Analýza EEG ve frekvenční oblasti . . . . .	5
<b>3</b>	<b>Základní typy vizualizací používaných v EEG</b>	<b>7</b>
<b>4</b>	<b>Implementované vícekanálové vizualizace</b>	<b>11</b>
4.1	Zobrazení vztahů mezi kanály . . . . .	11
4.2	Multigrafové zobrazení . . . . .	13
4.3	Odhad a zobrazení koherencí . . . . .	14
4.4	Odhad a zobrazení výkonového spektra . . . . .	14
<b>5</b>	<b>Ověření nad reálnými EEG záznamy</b>	<b>19</b>
5.1	19 kanálů . . . . .	19
5.2	Novorozenecké EEG . . . . .	24
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>33</b>
<b>A</b>	<b>Obsah přiloženého CD</b>	<b>37</b>



# Seznam obrázků

2.1	Rozložení elektrod v systému 10–20. (Zdroj: Wikipedia Commons <a href="http://commons.wikimedia.org">http://commons.wikimedia.org</a> )	
3.1	Příklad jednoduchého EEG grafu s horizontální časovou osou a napětím na vertikální ose. . . . .	7
3.2	Spektrogram ze zprůměrovaných EEG záznamů spících novorozenců. . . . .	8
3.3	Topografická mapa frekvenčního pásma theta ze zprůměrovaných EEG záznamů spících novorozenců. . . . .	9
3.4	Náčrt zobrazení koherencí mezi elektrodami. . . . .	9
4.1	Rozložení elektrod definované v této práci. . . . .	12
4.2	Layout obrázků v multikanálovém zobrazení vztahů mezi kanály v závislosti na počtu vykreslovaných obrázků. . . . .	12
4.3	Náčrt zcela vykresleného multigrafového zobrazení s legendou. . . . .	13
4.4	Koherence v pásmu theta z EEG záznamu dospělého člověka. Zobrazeno 19 elektrod, threshold 0,3. . . . .	15
4.5	Spektrogramy v multigrafovém zobrazení z EEG záznamů dospělého člověka. Segment o délce 60 vteřin. . . . .	17
5.1	Koherence v první sadě dat pro pásma delta, theta, alpha a beta. Zprůměrováno z 10–ti 30–ti vteřinových segmentů. Threshold 0,3. . . . .	20
5.2	Výkonová spektra v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment. . . . .	21
5.3	Průměrný výkon v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment. . . . .	21
5.4	Topografické mapování výkonu v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment. . . . .	22
5.5	Spektrogramy z první sady dat. Segment o délce 8 minut. . . . .	23
5.6	Korelace v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment, threshold 0,3. . . . .	24
5.7	Koherence v pásmech delta a theta z druhé sady dat. Fáze QS. . . . .	25
5.8	Koherence v pásmech delta a theta z druhé sady dat. Fáze AS. V theta pásmu lze pozorovat vyšší koherence v čelní a centrální oblasti oproti fázi QS. . . . .	25
5.9	Koherence v pásmech alpha a beta z druhé sady dat. Fáze QS. . . . .	26
5.10	Koherence v pásmech alpha a beta z druhé sady dat. Fáze AS. V alpha pásmu lze pozorovat vyšší koherenční koeficienty v čelní a centrální oblasti než v QS fázi. v beta pásmu lze pozorovat vyšší koherence v centrální a týlní oblasti. . . . .	26
5.11	Výkonová spektra z druhé sady dat. Z obrázků se nedá vyčíst žádný zásadní rozíl mezi fázemi QS a AS. . . . .	27
5.12	Průměrný výkon na pásmo z druhé sady dat. Na pásmu delta jsou zjevně vyšší výkony ve fázi QS. . . . .	27

5.13	Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo delta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti u obou fází. Minima dosahují výkony v týlní oblasti ve fázi QS a ve spánkové oblasti ve fázi AS. . . . .	28
5.14	Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo theta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti u obou fází. Minima dosahují výkony v týlní oblasti v obou fázích. . . . .	28
5.15	Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo alpha. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti v obou fázích a minima v čelní oblasti v obou fázích. . . . .	29
5.16	Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo beta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v levé týlní oblasti ve fázi QS a pravé týlní oblasti ve fázi AS. Minima pak v levé čelní oblasti ve fázi QS a pravé čelní oblasti ve fázi AS. . . . .	29
5.17	Spectrogramy z druhé sady dat. Na spektrogramech ve fázi QS jsou vidět vyšší výkony v pásmech theta a alpha než ve fázi AS. . . . .	30
5.18	Korelace z druhé sady dat. Treshold 0,3. Korelační koeficienty jsou vyšší ve fázi AS napříč všemi oblastmi hlavy. . . . .	30

# Kapitola 1

## Úvod

Vizualizace EEG dat umožňuje lékařům a jiným expertům těmto datům porozumět a získat z nich potřebné informace. Často se EEG záznamy hodnotí bez jakékoli matematické či statistické analýzy pouhým pohledem na časový záznam z jednotlivých elektrod. Analýza EEG a její multikanálová vizualizace přináší mnoho užitečných informací, které se klasickým způsobem hodnocení EEG záznamů nedají získat, a v poslední době tak získávají stále více na důležitosti [1],[2]. Analýza ve frekvenční oblasti má výpovědní hodnotu například u pacientů s Alzheimerovou nemocí [3], při klasifikaci spánkových záznamů u novorozenců [4] i dospělých [5] nebo detekci epileptických záchvatů [6].

V oblasti vizualizace multikanálových EEG dat přispěl například ten Caat představením *Tiled Parallel Coordinate map* [7] pro vizualizaci potenciálů pro velký počet kanálů nebo *Functional Unit map* [8],[9] pro zobrazení koherencí pro velký počet kanálů.

Kromě samotných metod zobrazování se v komerční i akademické sféře vyvíjí software schopný provádět analýzu EEG dat a vytvářet její vizualizace. Příkladem může být aplikace VisBrain [10] nebo open-source software MNE [11] tvořený v jazyce Python. Dále jsou vyvíjeny četné toolboxy jako například EEGLAB [12], FieldTrip [13] nebo Brainstorm [14], které jsou implementovány v prostředí MATLAB.

Metody implementované v této práci se stanou součástí širšího řešení, které je vyvíjeno v rámci toolboxu PSGLab [15]. Přínos této práce spočívá v multikanálovém zobrazování dat, což by byla pro PSGLab nová vlastnost.

V kapitole 2 je popsána stručná teorie k EEG a analýze potřebná pro tuto práci. Kapitola 3 se věnuje běžným způsobům vizualizace EEG dat. Popisují se v ní základní typy nejpoužívanějších zobrazení, jak vypadají a k čemu se dají využívat. V kapitole 4 jsou popsány zobrazení a odhady, které byly implementovány. Nad dvěma sadami dat s různými počty elektrod byly spuštěny vytvořené skripty a výsledné obrázky jsou ke shlédnutí v kapitole 5, kde jsou také popsány zmíněné sady dat.



## Kapitola 2

# Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je vyšetřovací metoda, při které se zaznamenává elektrická aktivita mozku snímáním elektrického potenciálu pomocí elektrod připevněných k povrchu hlavy pacienta vodivým gelem, jehož účel je snížit impedanci. Výstup vyšetření jsou pak diskrétní hodnoty elektrického potenciálu na jednotlivých elektrodách v čase daném vzorkovací frekvencí  $f_s$ .

### 2.1 EEG elektrody

Nejpoužívanější a doporučovaný systém pro rozmístění elektrod je systém 10–20. Vyznačuje se tím, že se jednotlivé elektrody kladou na hlavu ve vzdálenostech 10 % nebo 20 % šíře hlavy od sebe [16]. To dovoluje porovnávat záznamy lidí s různou velikostí hlavy (narozdíl od systémů, ve kterých jsou vzdálenosti mezi elektrodami absolutní). K přesnému umístění se používají anatomické orientační body. Systém 10–20 byl navržen pro 21 elektrod, ale dá se rozšířit o větší počet elektrod. Každá elektroda má své unikátní označení, které je kombinací písmen a číslic. Písmena referují k laloku, který je k elektrodě nejbližší, a čísla referují ke vzdálenosti od středu mezi hemisférami a straně mozku, na které se elektroda nachází. Bližší popis je uveden v tabulce 2.1 a rozložení elektrod v systému 10–20 na obrázku 2.1.

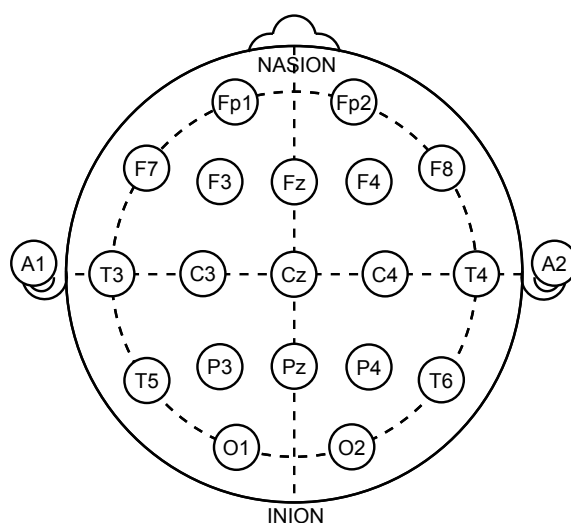
### 2.2 Frekvenční pásma používaná v EEG

V EEG záznamech jsou užitečné frekvence od 0.1 Hz do 100 Hz. Pro účely analýzy a interpretace EEG rozeznáváme 5 základních frekvenčních pásem – delta, theta, alpha, beta a gamma. Přehled je v tabulce 2.2 [17].

**Alpha** frekvence jsou přítomné v bdělém stavu v zadních částech hlavy, obvykle s vyšší amplitudou v týlních oblastech (occipital). Nejlépe se pozorují při zavřených očích a fyzické i mentální relaxaci. Při zvýšené pozornosti, otevření očí ve světle, nebo mentálním úsilí dochází k poklesu amplitudy v alpha pásmu.

Znak	Význam
C	centrální rýha (central fissure)
F	čelní lalok (frontal lobe)
P	temenní lalok (parietal lobe)
T	spánkový lalok (temporal lobe)
O	týlní lalok (occipital lobe)
Fp	prefrontální elektrody
1, 3, 5, 7, 9	levá hemisféra
2, 4, 6, 8, 10	pravá hemisféra
z	na středu mezi hemisférami

Tabulka 2.1: Označení elektrod v systému 10–20.

Obrázek 2.1: Rozložení elektrod v systému 10–20. (Zdroj: Wikipedia Commons <http://commons.wikimedia.org>)

**Beta** frekvence se vyskytují hlavně v čelní (frontal) a centrální oblasti. Beta frekvence v centrální oblasti jsou obvykle potlačitelné motorickou aktivitou nebo hmatovou stimulací.

**Theta** frekvence jsou důležité v EEG záznamech novorozenců a dětí a při stavech ospalosti a spánku. U dospělých lidí v bdělém stavu je přítomnost theta frekvencí považována za abnormální.

**Delta** frekvence se objevují v čelní oblasti ve stavu hlubokého spánku [18].

## 2.3 Analýza EEG v časové oblasti

K ohodnocení EEG signálu v časové oblasti se může použít samotný EEG záznam s naměřeným potenciálem na vertikální ose a horizontální časovou osou. Kvalifikovaná osoba



Název	Frekvenční rozsah (Hz)
Delta	$< 3.5$
Theta	$4 - 7.5$
Alpha	$8 - 13$
Beta	$14 - 30$
Gamma	$> 30$

Tabulka 2.2: Rozdělení frekvenčních pásem v teorii EEG.

je schopná v takovém grafu rozeznat známé vzory, jako k-komplexy, spánková vřetena a artefakty, nebo jinak podle tvaru signálu rozlišit normální a abnormální EEG záznamy v závislosti na věku a fyziologickém stavu pacienta.

Další možností analýzy EEG v časové oblasti je odhad vzájemné korelace, která určuje podobnost signálů  $f$  a  $g$  pomocí vztahu  $(f \star g)(n) = \sum_m f^*(m)g(n+m)$ , kde  $f^*(m)$  je signál komplexně sdružený k  $f$ . Korelace nabývá reálných hodnot od -1 do 1.

## 2.4 Analýza EEG ve frekvenční oblasti

Pro analýzu ve frekvenční oblasti se informace o jednotlivých harmonických  $X(m)$  o frekvencích  $f(m)$  tvořících signál získávají pomocí diskretní Fourierovy transformace (DFT) [19]

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nm/N}, \quad (2.1)$$

kde  $j$  je imaginární jednotka,  $N$  je počet vzorků v diskretizovaném signálu  $x$ ,  $n \in \{0, 1, \dots, N-1\}$  je pořadí vzorku a  $m \in \{0, 1, \dots, N-1\}$  je pořadí harmonické s frekvencí  $f(m)$ .

Hodnota frekvence  $f(m)$  pro  $m$ -tou harmonickou se získá výpočtem

$$f(m) = \frac{m \cdot f_s}{N}, \quad (2.2)$$

kde  $f_s$  je vzorkovací frekvence. Pro účely analýzy jsou významné harmonické s  $m$  od 0 do  $\frac{N}{2}$ , což zhruba odpovídá frekvenci  $\frac{f_s}{2}$ , která by podle Nyquistova–Shannonova teoremu měla být nejvyšší možná frekvence vyskytující se v signálu, aby při transformaci nedošlo k aliasingu.

$X(m)$  je komplexní číslo, které nese informace o harmonické s frekvencí  $f(m)$ . Jeho absolutní hodnota odpovídá magnitudě harmonické  $X_{mag}(m) = |X(m)|$  a jeho argument odpovídá fázovému posunu harmonické  $X_\phi(m) = \tan^{-1} \left( \frac{\mathcal{Im}(X(m))}{\mathcal{Re}(X(m))} \right)$ , kde  $\mathcal{Im}(X(m))$  je imaginární a  $\mathcal{Re}(X(m))$  je reálná složka  $X(m)$ . Výkonem harmonické se pak rozumí druhá mocnina její

magnitudy  $X_{PS}(m) = X_{mag}(m)^2$ .

Pro potřeby vizualizace je vhodné výkony zobrazovat v logaritmickém měřítku

$$X_{dB}(m) = 10 \cdot \log_{10}(X_{PS}(m)) \quad (2.3)$$

a normalizované

$$X_{dBnorm}(m) = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{X_{PS}(m)}{PS_{ref}}\right), \quad (2.4)$$

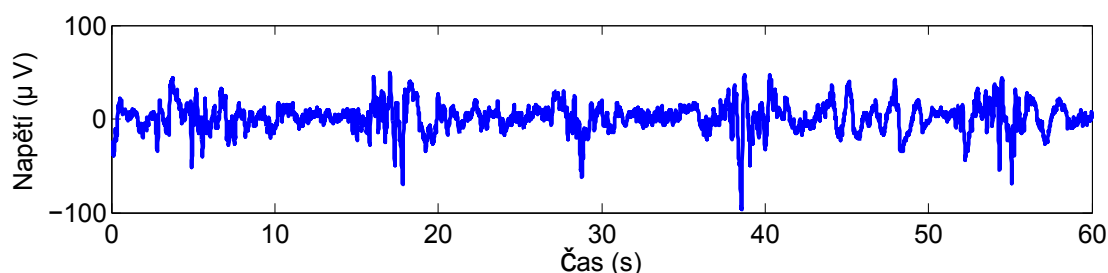
kde  $PS_{ref}$  je nějaká referenční hodnota výkonu.

Kromě samotných výkonů jednotlivých harmonických nebo celých frekvenčních pásem se pro analýzu EEG signálů využívá odhad podobnosti signálů ve frekvenční oblasti – koherence.

## Kapitola 3

# Základní typy vizualizací používaných v EEG

Vizualizovat EEG záznam lze jednoduše vynesáním naměřených hodnot z jedné elektrody do grafu oproti časové ose. Příklad takového grafu je na obrázku 3.1. Záznamy z více elektrod se pak dají zobrazit pod sebe jako samostatné grafy se shodnou časovou osou pro možnost porovnání.



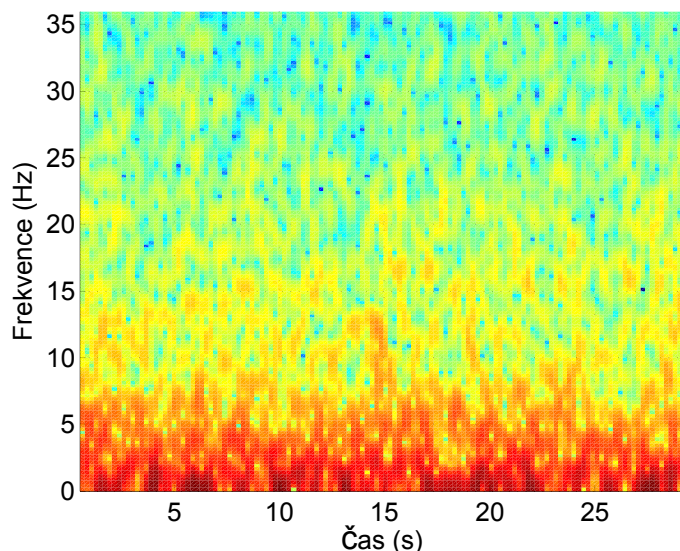
Obrázek 3.1: Příklad jednoduchého EEG grafu s horizontální časovou osou a napětím na vertikální ose.

Další možností vizualizace je Butterfly plot, který je podobný prvnímu výše popsanému způsobu s tím rozdílem, že se oproti horizontální časové ose vykreslují napětí ze všech elektrod zároveň, a tedy není možné rozlišit individuální kanály. Toho se využívá například v analýze evokovaných potenciálů.

Ve frekvenční oblasti pak lze zobrazovat frekvenční spektra – magnitudy harmonických na vertikální a frekvence na horizontální ose, nebo výkonová spektra – výkony na vertikální a frekvence na horizontální ose.

Další možností zobrazení informací o EEG signálu je spektrogram. Spektrogram je vizuální reprezentace průměrného výkonu harmonické (nebo skupiny harmonických) za časový interval. Na horizontální ose bývá vynesena čas a na vertikální ose frekvence. Hodnota výkonu pak

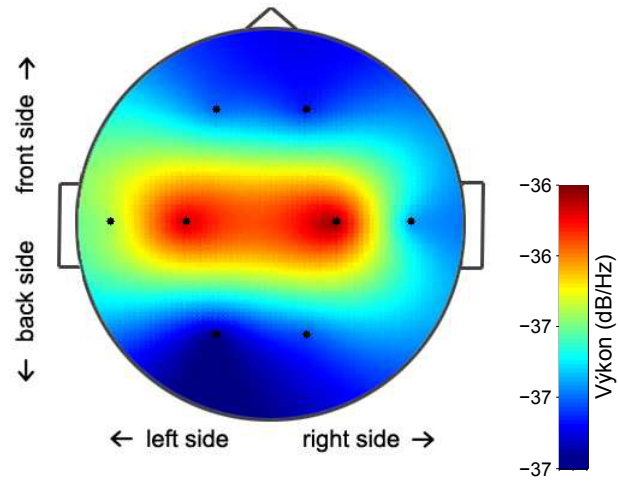
odpovídá barvě segmentu ve spektrogramu. Příklad takového grafu je na obrázku 3.2.



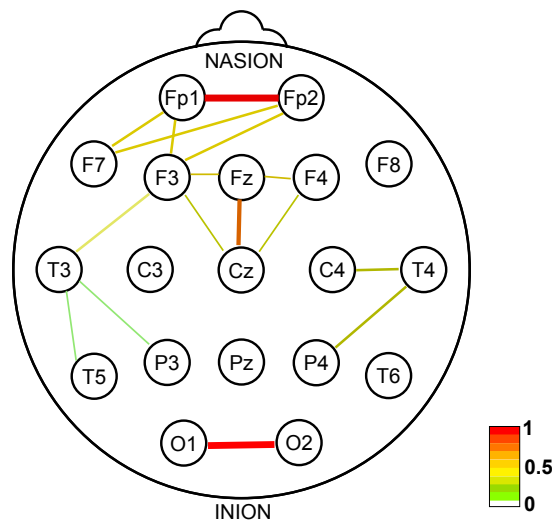
Obrázek 3.2: Spektrogram ze zprůměrovaných EEG záznamů spících novorozenců.

Používaná zobrazovací metoda je také topografická mapa (viz obrázek 3.3). Jedná se o obrázek hlavy s body na pozicích elektrod. Každému bodu je přiřazena určitá barva. Prostor mezi elektrodami se pak vybarví pomocí interpolace. Barva přiřazená každé elektrodě odpovídá nějaké skalární hodnotě reprezentující vlastnost dané elektrody. Může to být například průměrný výkon, potenciál a podobně.

Koherence se pak zobrazují způsobem, kdy je opět každá elektroda reprezentovaná bodem na pozici shodné s pozicí elektrody a jednotlivé elektrody jsou mezi sebou spojené čarou. Tato spojovací čára nějakým způsobem vypovídá o hodnotě koherenčního koeficientu mezi elektrodami. Může to být barva nebo odstín čáry, či její tloušťka. Náčrt takového zobrazení je na obrázku 3.4.



Obrázek 3.3: Topografická mapa frekvenčního pásma theta ze zprůměrovaných EEG záznamů spících novorozenců.



Obrázek 3.4: Náčrt zobrazení koherencí mezi elektrodami.



## Kapitola 4

# Implementované vícekanálové vizualizace

V této práci jsou implementovány dva typy vícekanálového zobrazení. Jeden sestává z obrázku hlavy s vyznačenými elektrodami. Je určen pro zobrazování vztahů reprezentovaných skalárním číslem mezi jednotlivými elektrodami. Druhé zobrazení sestává z vícero grafů rozložených na obrázku hlavy na pozicích příslušných elektrod. V této práci je definováno rozložení elektrod pro 75 elektrod (viz obrázek 4.1). K vizualizaci se pak dá použít jakákoli podmnožina definovaných kanálů. Výběr podmnožiny kanálů ze systému 10–20 pak přímo odpovídá rozložení v tomto systému. V kapitole 5 Ověření nad reálnými EEG záznamy bude pro vizualizaci použito 19 a 8 elektrod. Polohy elektrod jsou definovány v souboru `electrodes.m`.

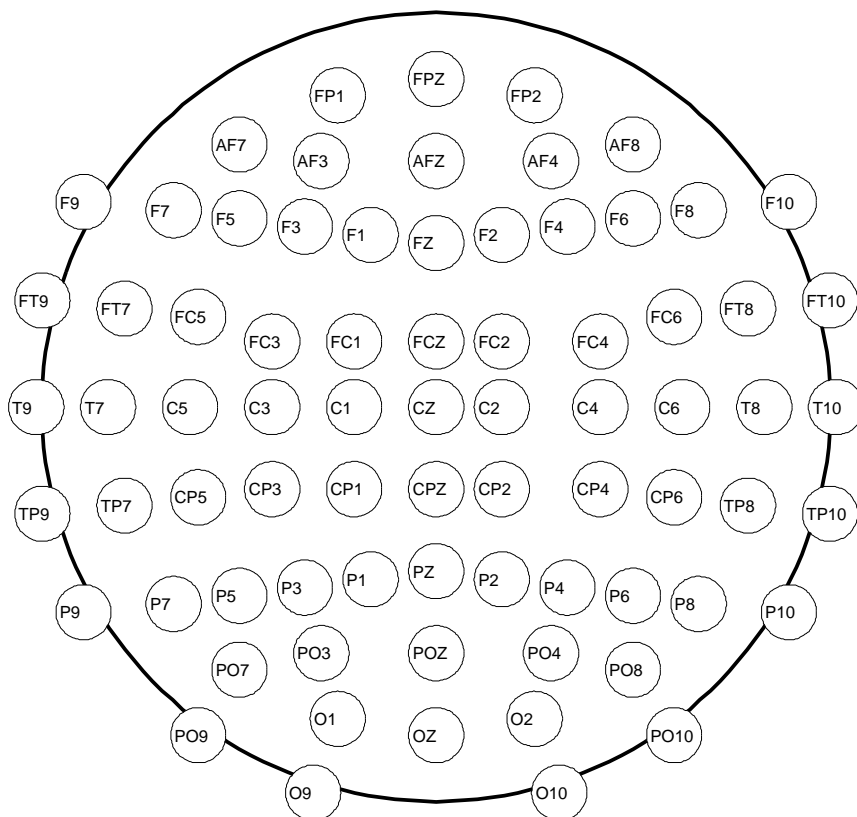
### 4.1 Zobrazení vztahů mezi kanály

Tento typ zobrazení je v práci použit pro vizualizaci koherencí a korelací. Před vykreslováním tohoto typu zobrazení se projdou data a zjistí se kolik obrázků se bude vykreslovat najednou. Toho se u zobrazování koherencí dá využít k zobrazení koherencí ve vícero frekvenčních pásmech najednou, u korelací pak například pro různé časové intervaly. Podle počtu obrázků se nastaví layout (viz obrázek 4.2). Layout pro počet obrázků od 1 do 4 je pevně daný. V případě vyššího počtu obrázků  $m$  se počet řádků  $r$  a počet sloupců  $c$  řídí vztahy  $r = \sqrt{m}$  a  $c = \lceil \frac{m}{r} \rceil$ .

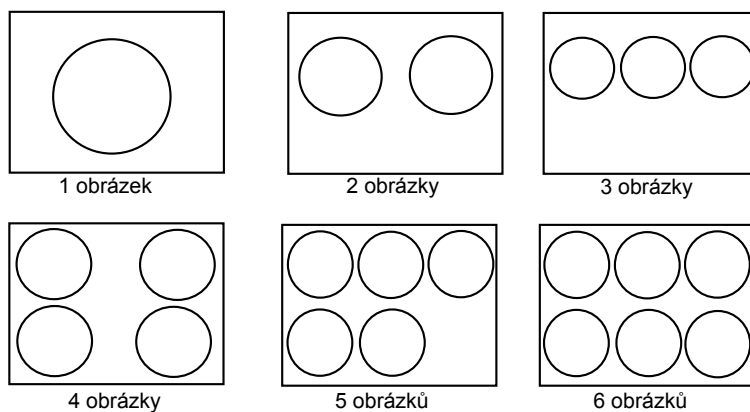
Za účelem zmenšení mezer mezi jednotlivými obrázky byla k uspořádání obrázků v jednom okně místo `subplot` použita volně dostupná funkce `panel`.

Podle zvoleného layoutu a velikosti obrazovky se vypočítá optimální velikost okna s obrázky. V případě přepínání mezi obrazovkami různých velikostí tady může dojít k chybě, kdy si MATLAB pamatuje rozlišení obrazovky, která byla nastavena jako hlavní při jeho spouštění.

Vykreslování každého obrázku v okně probíhá ve třech krocích. Nejprve se vykreslí obrys hlavy a nastaví se osy. Dále se projdou data pro daný obrázek a mezi body definované jako



Obrázek 4.1: Rozložení elektrod definované v této práci.



Obrázek 4.2: Layout obrázků v multikanálovém zobrazení vztahů mezi kanály v závislosti na počtu vykreslovaných obrázků.



pozice elektrod se vykreslí čáry příslušných barev a tlouštěk. Ve třetím kroku se vykreslují samotné elektrody a jejich označení.

V samostatném kroku se pak do dolního rohu okna vykreslí legenda (colorbar). Pro uložení okna do souboru pdf je v práci použita volně dostupná funkce `save2pdf`.

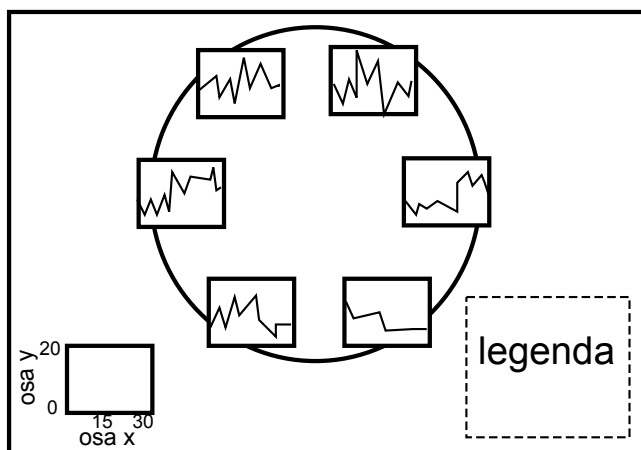
## 4.2 Multigrafové zobrazení

Metoda vykreslování samostatných grafů na pozicích elektrod je použita pro zobrazení výkonů a spektrogramů.

Pro vykreslení vícero grafů do jednoho obrázku je potřeba všechny grafy zvlášť nejprve vykreslit do samostatného okna a dočasně uložit na disk jako figure. Při vykreslování do společného obrázku se pak postupně otevřou všechny připravené grafy, nastaví se jim požadovaná velikost, osy a pozice a zkopírují se do společného obrázku na místo elektrody, kterou reprezentují.

V případě generování více multigrafových zobrazení najednou, je třeba dbát na to, aby se vytvořené grafy k různým obrázkům (multigrafovým zobrazením) navzájem nepřepsaly.

Podobně jako v předchozím případě se vypočte optimální velikost okna, ale v tomto případě se tato velikost oknu rovnou nastaví a vypne se možnost měnit velikost okna.



Obrázek 4.3: Náčrt zcela vykresleného multigrafového zobrazení s legendou.

Legenda se opět vykresluje zvlášť až nakonec a obrázek se uloží do souboru pdf pomocí funkce `save2pdf`. V rámci legendy se v levém dolním rohu vykreslí prázdné okénko o velikosti grafů. Toto prázdné okénko je opatřeno veškerými popisky os, které ve stejném měřítku platí pro všechny vykreslené grafy. U výkonových spekter a průměrných výkonů se dále v

pravém dolním rohu vykreslí barevná legenda pro frekvenční pásma. U spektrogramů se v pravém dolním rohu vykreslí colorbar. Náčrt multigrafového zobrazení opatřeného legendou je na obrázku 4.3.

### 4.3 Odhad a zobrazení koherencí

Pro zobrazení korelace signálů z jednotlivých elektrod mezi sebou na každé frekvenci se používá odhad koherence. V této práci je k odhadu použita funkce `mscohere` [20] ze Signal Processing Toolboxu. Koherence  $C_{xy}(m)$  mezi signály  $x$  a  $y$  se odhaduje podle vztahu

$$C_{xy}(m) = \frac{|P_{xy}(m)|^2}{P_{xx}(m)P_{yy}(m)}, \quad (4.1)$$

kde  $P_{xx}(m)$  s  $P_{yy}(m)$  jsou výkonové spektrální hustoty signálů  $x$  a  $y$  a  $P_{xy}(m)$  je vzájemná výkonová spektrální hustota mezi signály  $x$  a  $y$ . Koherence  $C_{xy}(m)$  nabývá reálných hodnot od 0 do 1.

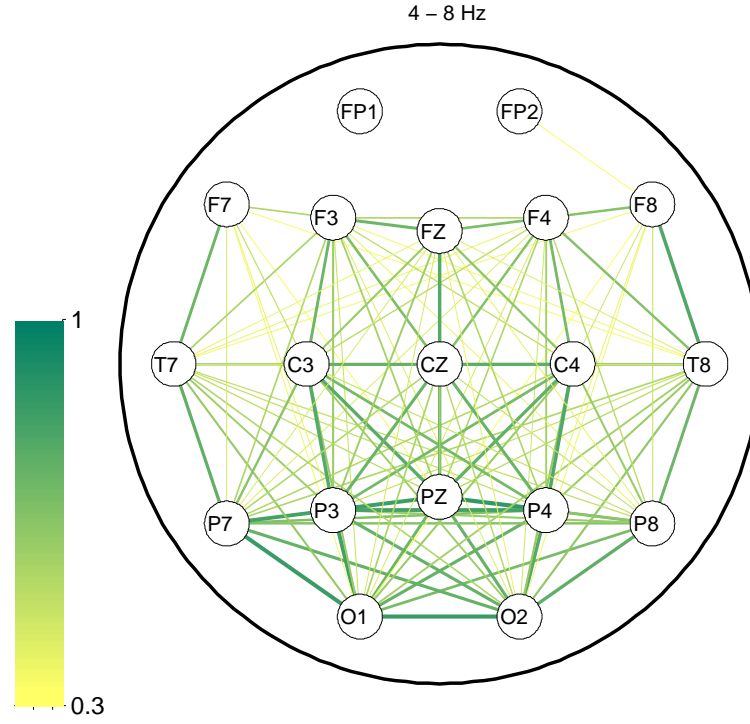
Výpočet koherencí a korelací je časově náročná operace. Pro zrychlení procesu byl ve skriptech použit příkaz `parfor`, díky kterému se výpočet rozloží přes všechny jádra počítače. Na dvoujádrovém stroji se výpočet koherencí z 1 minutového záznamu zrychlil ze 60–ti na 30 vteřin.

Koherence se zobrazují pro libovolně definovaná frekvenční pásma od 0.14 Hz do  $\frac{f_s}{2}$ . Přes vzorky  $C_{xy}(m)$ , které odpovídají zadaným frekvenčním pásmům, se vypočítá mean hodnota a ta se převede na barvu a tloušťku čáry, kterou se na obrázku spojí příslušné elektrody.

Při zobrazování koherencí (podobně i u korelací) se dá nastavit libovolný `threshold` (reálné číslo mezi 0 a 1), což bude mít za následek vykreslení pouze koherencí s hodnotou vyšší než je `threshold`. Koherencím s hodnotou těsně nad `thresholdem` pak bude odpovídat světle žlutá barva a koherencím o hodnotě 1 barva tmavě zelená. Barvy přiřazené jednotlivým hodnotám koherence se tak budou měnit v závislosti na `thresholdu`. Koherence zobrazená pomocí zobrazení vztahů mezi kanály pro 19 elektrod je na obrázku 4.4.

### 4.4 Odhad a zobrazení výkonového spektra

Pro výpočet diskrétní Fourierovy transformace je použita základní funkce `fft`, která využívá algoritmus fast Fourier transform (FFT), konkrétně FFTW [21] implementaci Cooleyova-Tukeyova FFT algoritmu. Algoritmy FFT mají nižší výpočetní náročnost než klasická DFT.



Obrázek 4.4: Koherence v pásmu theta z EEG záznamu dospělého člověka. Zobrazeno 19 elektrod, threshold 0,3.

Diskretizované hodnoty EEG signálu  $x(n)$  kde  $n \in \{0, 1, \dots, N-1\}$  jsou funkcí `fft` převedeny na frekvenční spektrum  $X(m)$  podle vztahu

$$X(m) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi nm/N}, \quad (4.2)$$

kde  $m \in \{0, 1, \dots, \lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor\}$ .

Převodu  $X(m)$  na výkonové spektrum  $X_{PS}(m)$  [22] se pak docílí vztahem

$$X_{PS}(m) = \begin{cases} \frac{|X(m)|^2}{N \cdot f_s} & \text{pro } m \in \{0, \lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor\} \\ 2 \cdot \frac{|X(m)|^2}{N \cdot f_s} & \text{pro } m \in \{1, 2, \dots, \lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor - 1\} \end{cases}. \quad (4.3)$$

Výkony jsou převedeny do logaritmického měřítka

$$X_{dB}(m) = 10 \cdot \log_{10}(X_{PS}(m)). \quad (4.4)$$

Takto získané výsledky jsou dále vyhlazeny [23]. Pro vyhlazení se zadávají parametry `smoothSpan` (celé číslo) a `smoothMethod` (řetězec). Parametr `smoothMethod` je název metody použité pro

vyhlazení, odpovídá parametru `method` ve funkci `smooth` která je součástí Curve Fitting Toolboxu. Může tedy nabývat hodnot `{'moving', 'lowess', 'loess', 'sgolay', 'rloess', 'rloess'}`. Při ověřování realizovaného řešení v kapitole 5 byla použita metoda `'moving'`. Tato metoda nahradí každý vzorek průměrem `smoothSpan` nejbližších vzorků. Při ověřování byl použit `smoothSpan` roven 51. Pro `smoothSpan` roven 5-ti by proces vyhlazení vypadal následovně:

$$\begin{aligned} X_{PSsmooth}(0) &= X_{dB}(0) \\ X_{PSsmooth}(1) &= (X_{dB}(0) + X_{dB}(1) + X_{dB}(2))/3 \\ X_{PSsmooth}(2) &= (X_{dB}(0) + X_{dB}(1) + X_{dB}(2) + X_{dB}(3) + X_{dB}(4))/5 \\ X_{PSsmooth}(3) &= (X_{dB}(1) + X_{dB}(2) + X_{dB}(3) + X_{dB}(4) + X_{dB}(5))/5 \\ &\dots \end{aligned}$$

Z takto upravených dat se vybírá maximum  $PSmax$  napříč všemi porovnávanými záznamy a elektrodami. Při vykreslování jsou data normalizována.

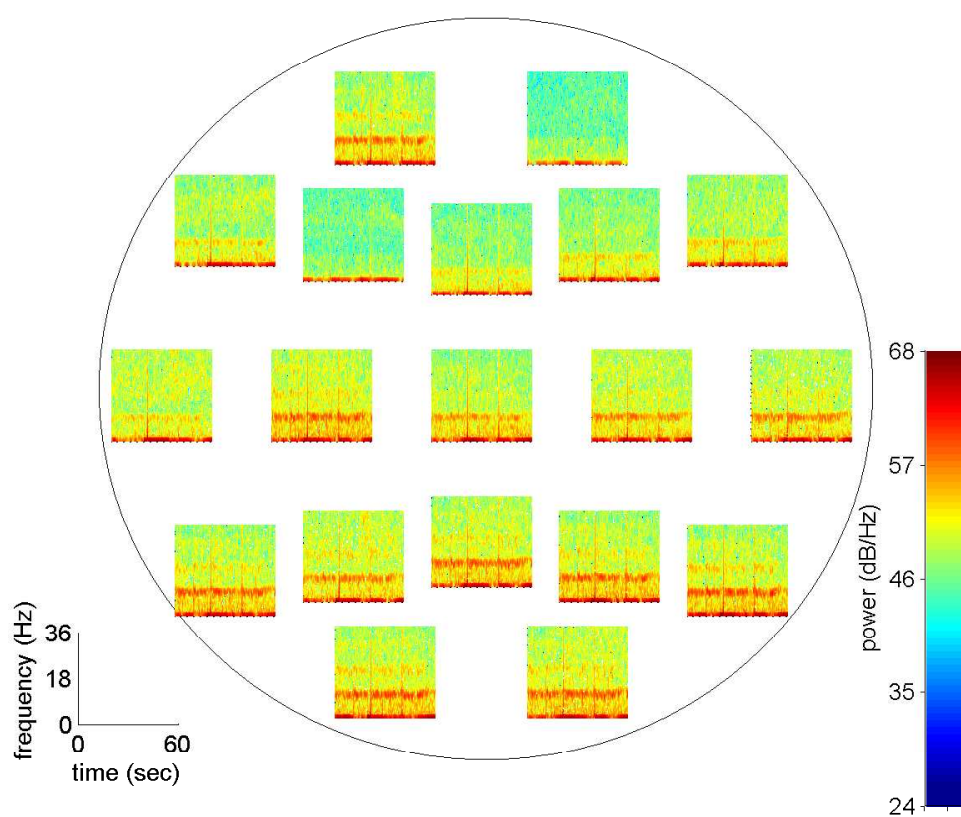
$$X_{norm}(m) = X_{PSsmooth}(m) - PSmax. \quad (4.5)$$

Takto vypočítaná výkonová spektra se pak dají přímo vykreslit do grafů a použít v multigrafovém zobrazení. V této práci jsou u tohoto typu vizualizace barevně odlišeny jednotlivá frekvenční pásma definovaná v tabulce 2.2. Stejným způsobem jsou do grafů vykreslovány průměrné výkony přes daná frekvenční pásma. Ze všech vzorků  $X_{PSsmooth}(m)$ , které náleží danému frekvenčnímu pásmu se vypočítá mean hodnota a ta se zobrazí ve sloupkovém grafu.

Další možností jak vizualizovat výkony v EEG je topografické mapování (viz obrázek 3.3). K vykreslení topografických map je v práci použit skript z Polysomnographic Data Processing Matlab Toolboxu [15].

Pro zobrazení topografické mapy jsou z každé elektrody získány mean hodnoty výkonů napříč zadaným frekvenčním pásmem. Tyto hodnoty jsou normalizovány a je jim přiřazena barva podle barevného schématu. Bod na místě elektrody se vybarví příslušnou barvou a zbytek plochy hlavy se vybarví pomocí interpolace mezi jednotlivými elektrodami.

Výkony se dále vizualizují pomocí spektrogramů. K vytvoření spektrogramů byla v práci použita funkce `spectrogram` ze Signal Processing Toolboxu. Spektrogramy v multigrafovém zobrazení jsou na obrázku 4.5.



Obrázek 4.5: Spektrogramy v multigrafovém zobrazení z EEG záznamů dospělého člověka. Segment o délce 60 vteřin.



## Kapitola 5

# Ověření nad reálnými EEG záznamy

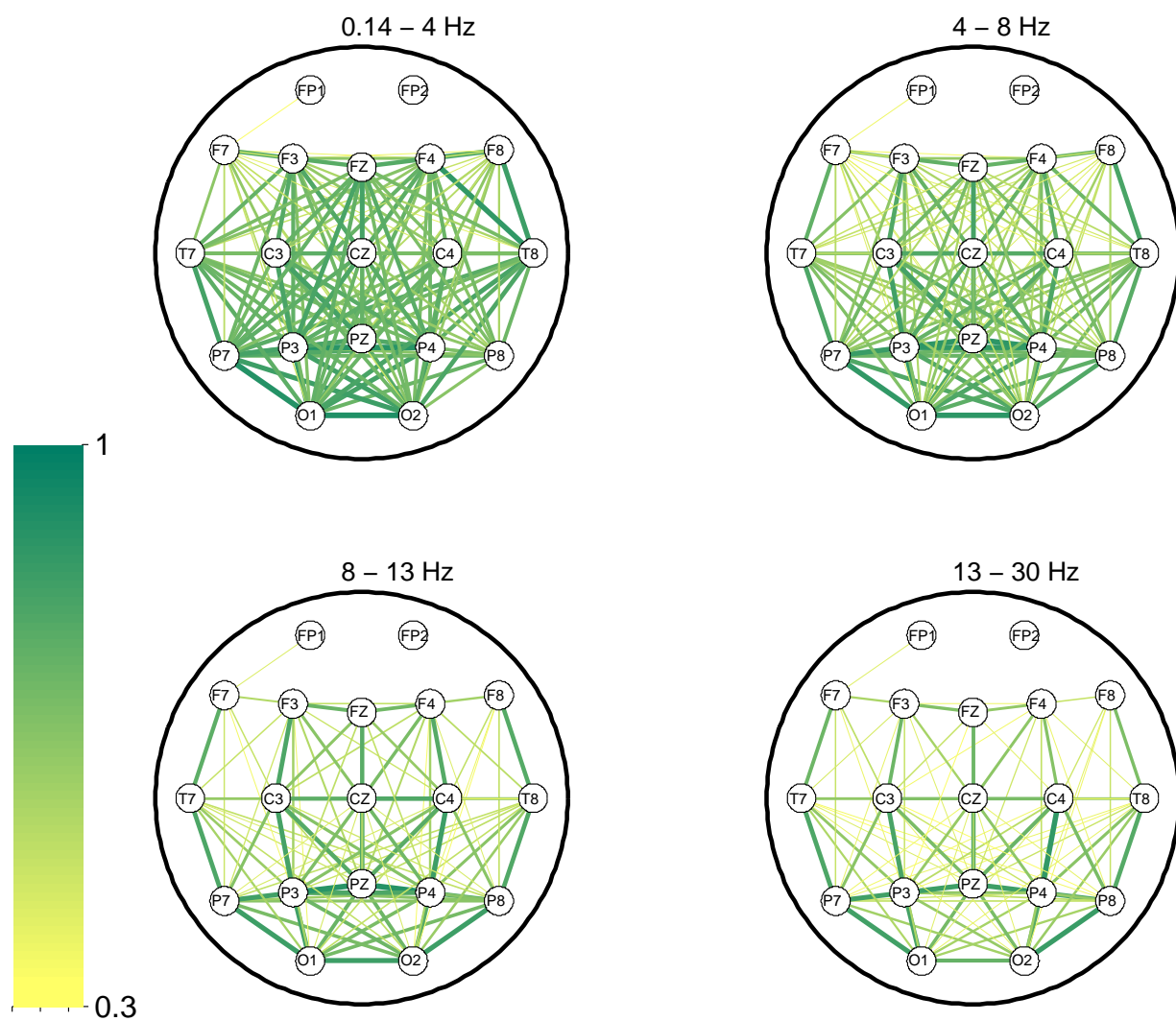
K ověření byly použity dvě sady dat. První sada sestává z EEG záznamů snímaných z hlavy bdícího dospělého člověka vzorkovací frekvencí 512 Hz. Z této sady dat se pro zobrazení použilo 19 kanálů – Fp1, Fp2, Fz, Cz, Pz, F3, F4, F7, F8, C3, C4, T7, T8, P3, P4, P7, P8, O1 a O2.

Druhá sada dat pochází z Ústavu pro péči o matku a dítě. Jedná se o EEG spících novorozenců kolem 40–tého týdne. K dispozici bylo 22 záznamů (22 různých novorozenců). Z toho bylo zprůměrováno 30 segmentů označených jako klidný spánek a 56 segmentů označených jako aktivní spánek. Všechny segmenty byly dlouhé 30 vteřin. Vzorkovací frekvence této sady dat je 128 Hz. Při zobrazování bylo použito 8 elektrod – Fp1, Fp2, C3, T3, C4, T4, O1 a O2. U novorozenců se rozlišují dvě spánkové fáze – aktivní spánek (AS) a klidný spánek (QS). Aktivní spánek je fáze, která se vyznačuje rychlými očními pohyby a nepravidelným dýcháním [24]. Novorozenci stráví většinu spánku ve fázi aktivního spánku.

### 5.1 19 kanálů

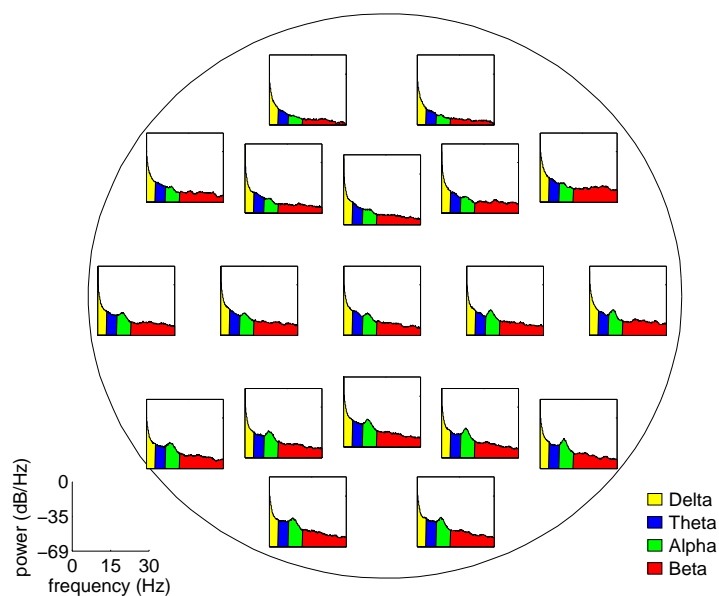
Koherence na obrázku 5.1 jsou vypočítané z 10–ti segmentů o délce 30 vteřin odebraných náhodně ze záznamu a zprůměrovaných. Koherence jsou vykreslené s tresholdem 0,3 (koherence pod 0,3 se nezobrazují).

Vypočítané výkonové spektrum je vyhlazeno metodou 'moving' se spanem 51. Výkonové spektrum je na obrázku 5.2 a z toho průměrné výkony na pásmo jsou na obrázku 5.3. Na obrázku 5.4 jsou průměrné výkony na pásmo zobrazené pomocí topografického mapování.

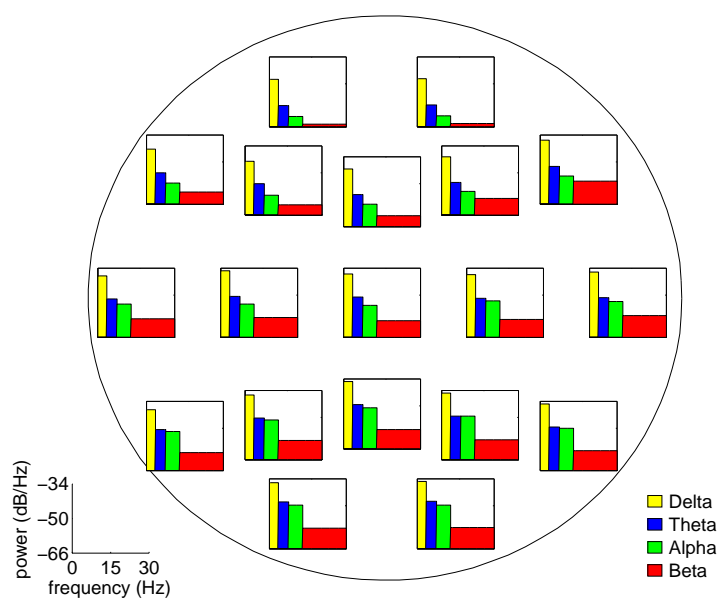


Obrázek 5.1: Koherence v první sadě dat pro pásma delta, theta, alpha a beta. Zprůměrováno z 10–ti 30–ti vteřinových segmentů. Treshold 0,3.

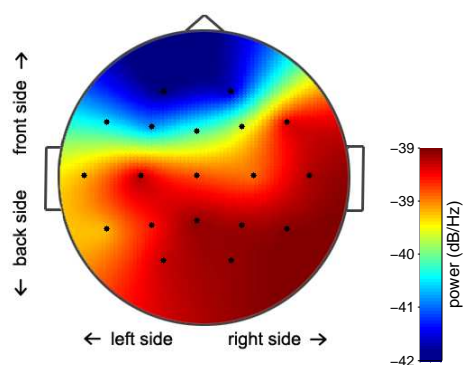




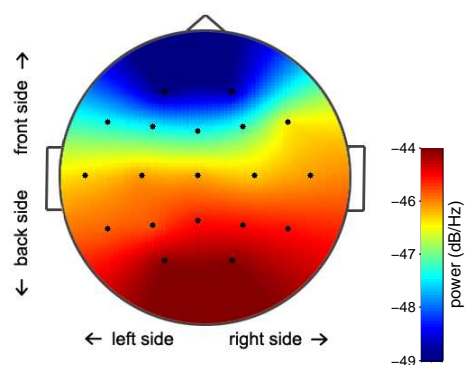
Obrázek 5.2: Výkonová spektra v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment.



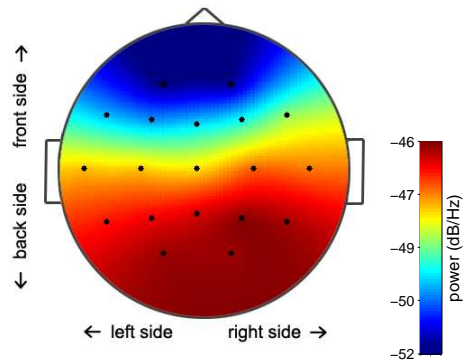
Obrázek 5.3: Průměrný výkon v první sadě dat. 30–ti vteřinový segment.



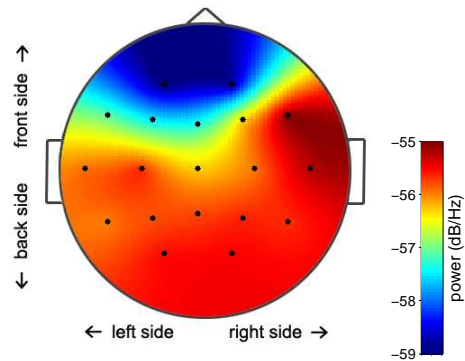
(a) Pásmo delta



(b) Pásmo theta



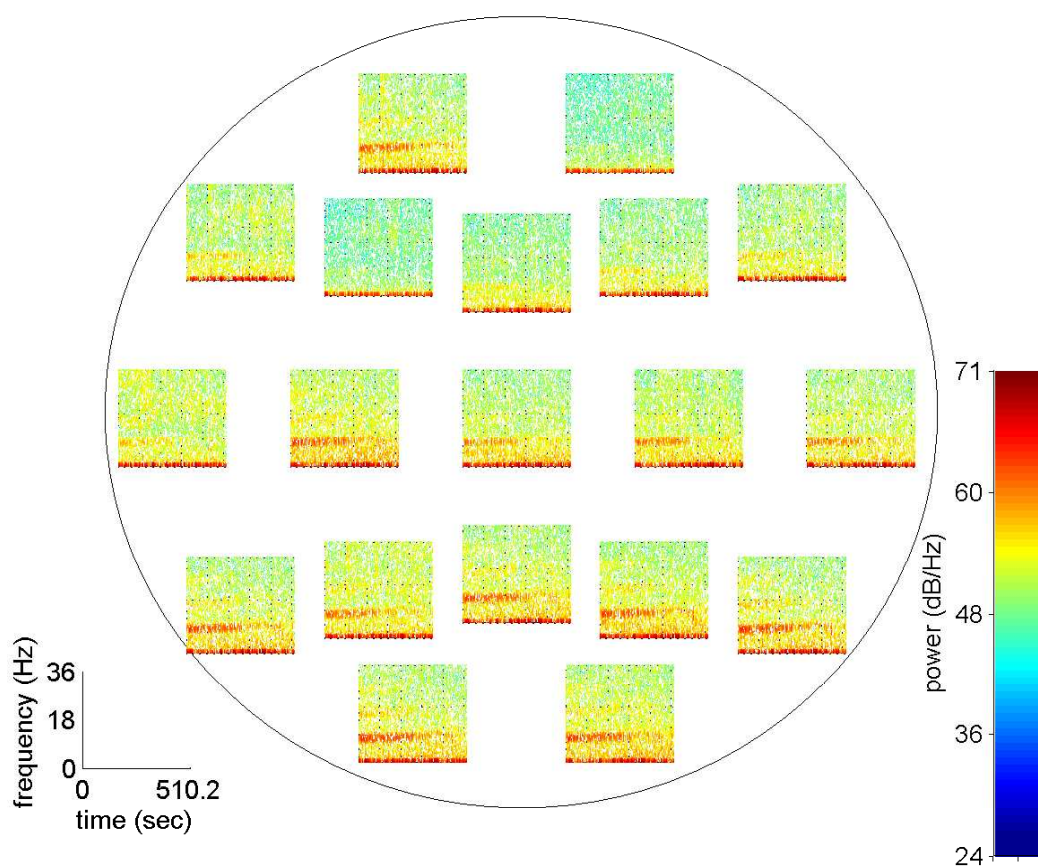
(c) Pásmo alpha



(d) Pásmo beta

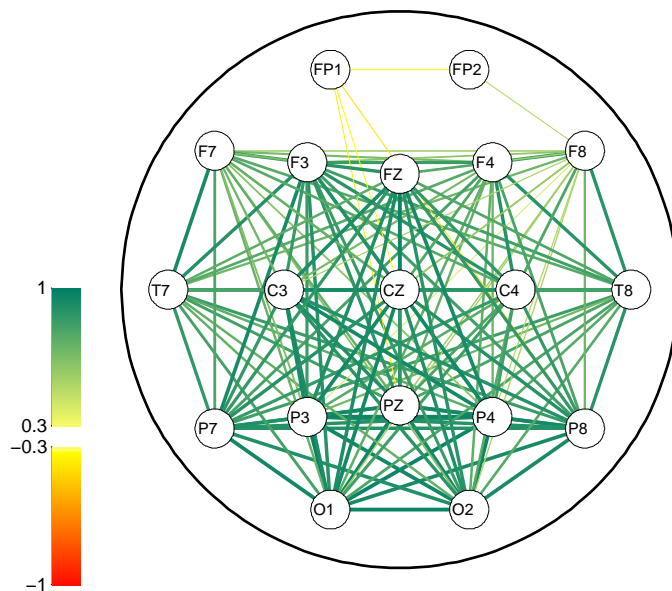
Obrázek 5.4: Topografické mapování výkonu v první sadě dat. 30-ti vteřinový segment.

Spektrogramy na obrázku 5.5 jsou zobrazené pro 8-mi minutový vzorek záznamu.



Obrázek 5.5: Spectrogramy z první sady dat. Segment o délce 8 minut.

Korelace na obrázku 5.6 je vypočítaná z 30-ti vteřinového vzorku ze záznamu. Korelace jsou vykreslené s tresholdem 0,3.

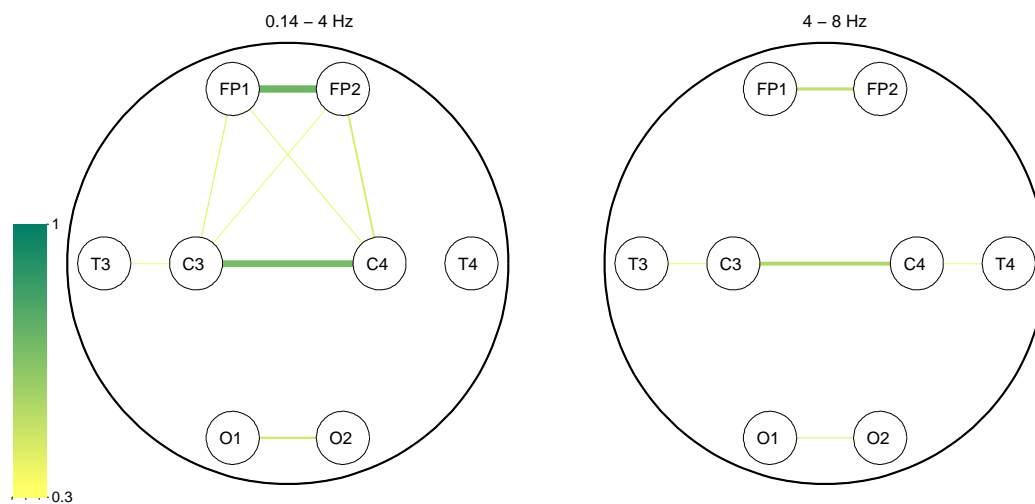


Obrázek 5.6: Korelace v první sadě dat. 30-ti vteřinový segment, treshold 0,3.

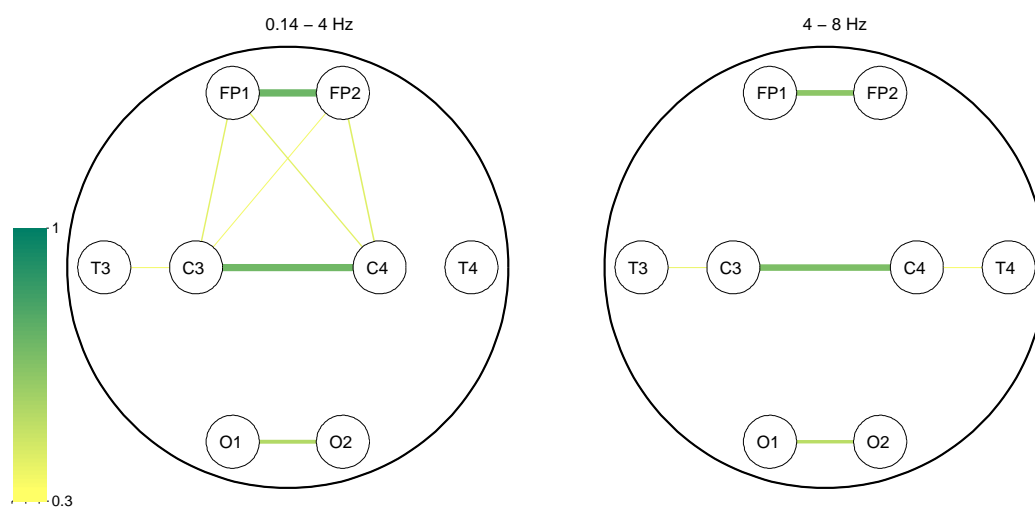
## 5.2 Novorozenecké EEG

Na obrázcích 5.9 a 5.10 jsou zobrazeny koherence v pásmech delta a theta. Na obrázcích 5.9 a 5.10 jsou koherence v pásmech alpha a beta. Všechny koherence jsou zobrazeny s tresholdem 0,3.

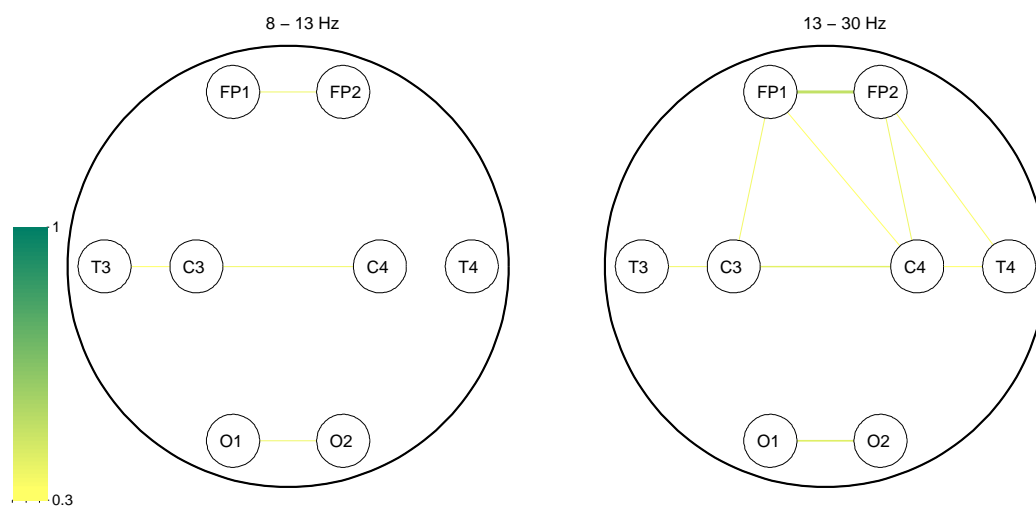
Na obrázku 5.11 je zobrazeno výkonové spektrum ve fázích QS a AS. Na obrázku 5.12 jsou zobrazeny průměrné výkony na pásmo. Průměrné výkony jsou zobrazeny ve stejném měřítku jako výkonová spektra. Mají shodné  $PS_{max}$ . Dále jsou na obrázku 5.13 topograficky mapované průměrné výkony v pásmu delta, na obrázku 5.14 v pásmu theta, na obrázku 5.15 v pásmu alpha a na obrázku 5.16 beta.



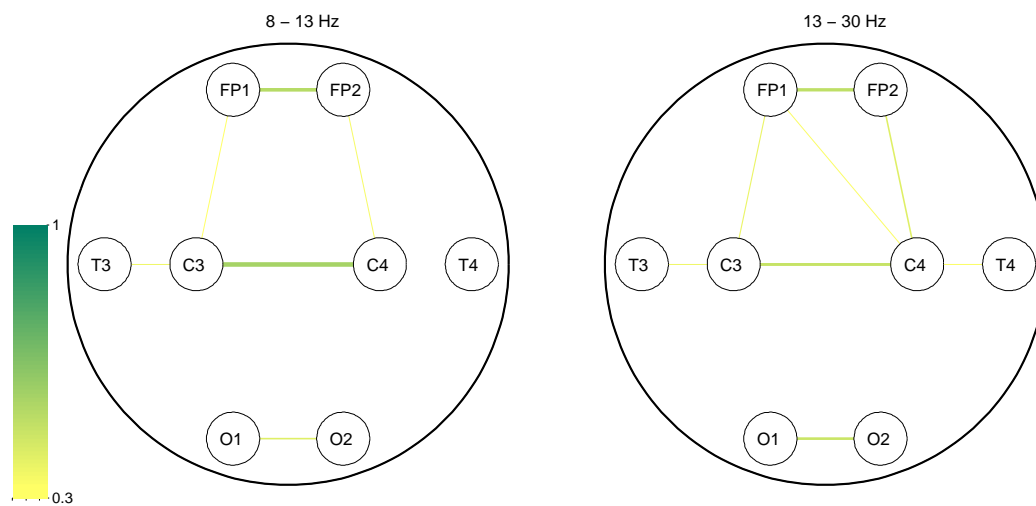
Obrázek 5.7: Koherence v pásmech delta a theta z druhé sady dat. Fáze QS.



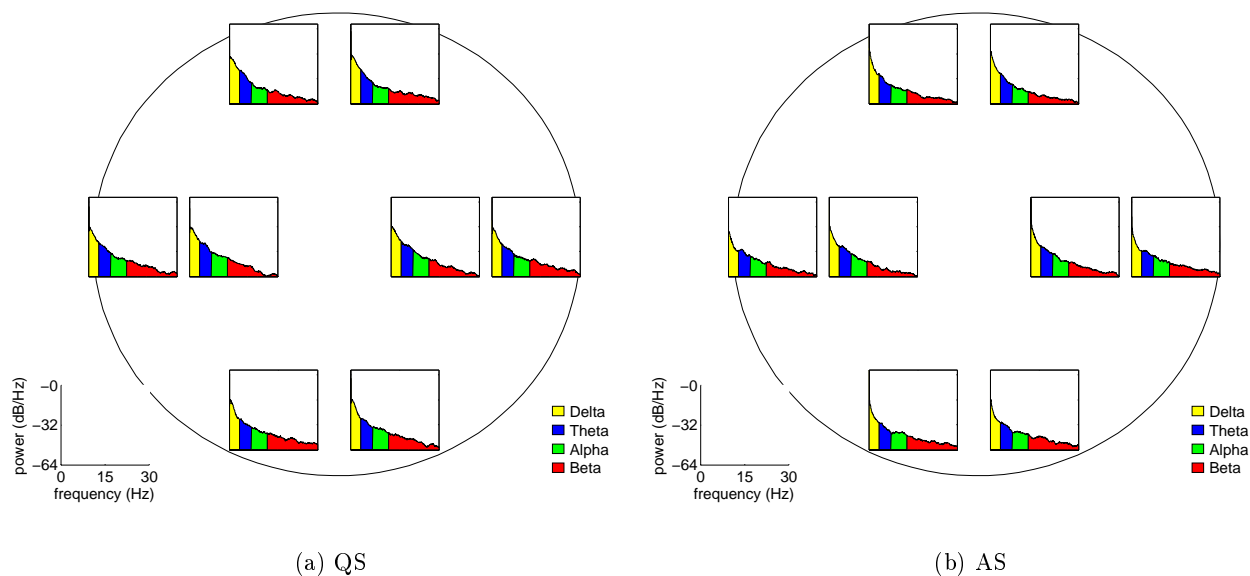
Obrázek 5.8: Koherence v pásmech delta a theta z druhé sady dat. Fáze AS. V theta pásmu lze pozorovat vyšší koherence v čelní a centrální oblasti oproti fázi QS.



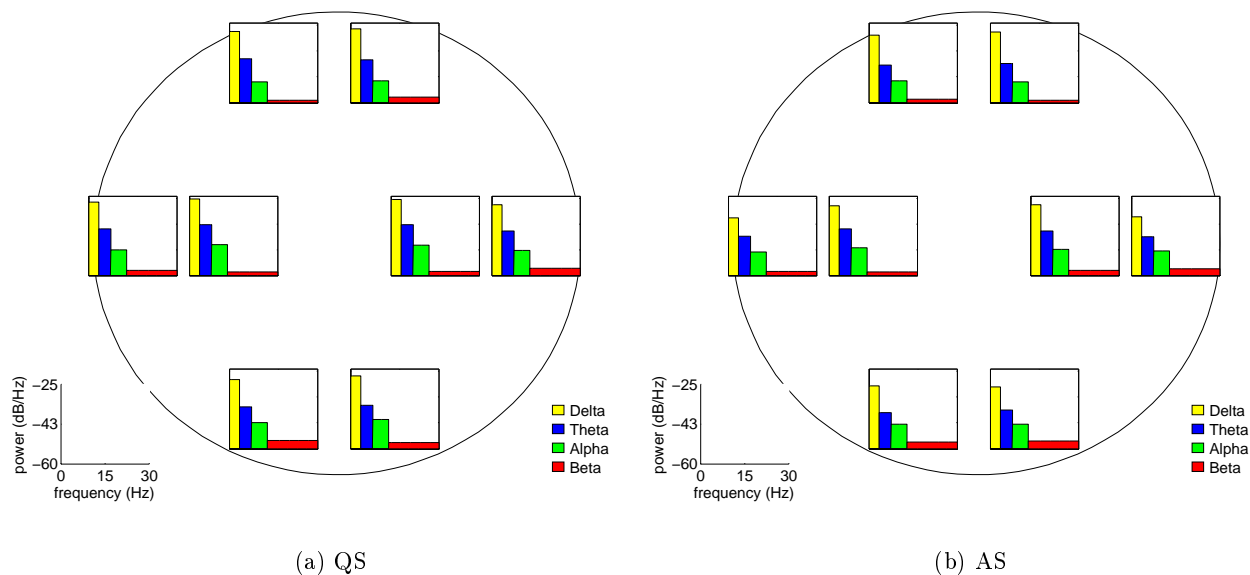
Obrázek 5.9: Koherence v pásmech alpha a beta z druhé sady dat. Fáze QS.



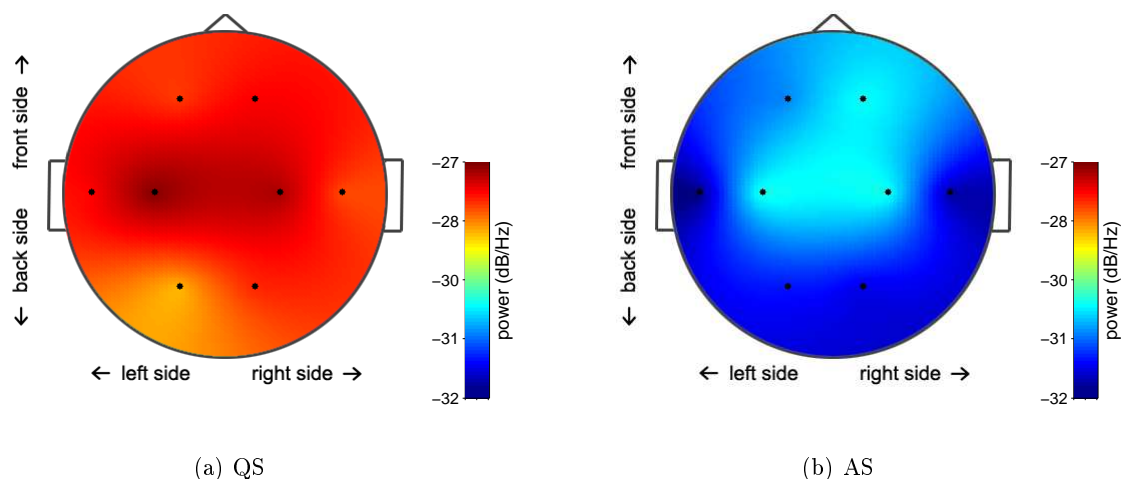
Obrázek 5.10: Koherence v pásmech alpha a beta z druhé sady dat. Fáze AS. V alpha pásmu lze pozorovat vyšší koherenční koeficienty v čelní a centrální oblasti než v QS fázi. v beta pásmu lze pozorovat vyšší koherence v centrální a týlní oblasti.



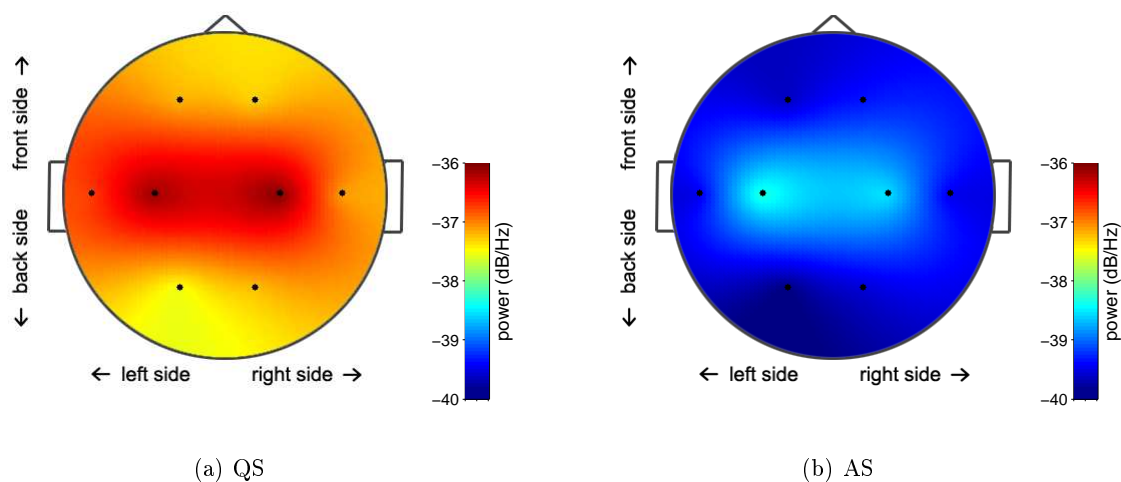
Obrázek 5.11: Výkonová spektra z druhé sady dat. Z obrázků se nedá vyčíst žádný zásadní rozíl mezi fázemi QS a AS.



Obrázek 5.12: Průměrný výkon na pásma z druhé sady dat. Na pásmu delta jsou zjevné vyšší výkony ve fázi QS.

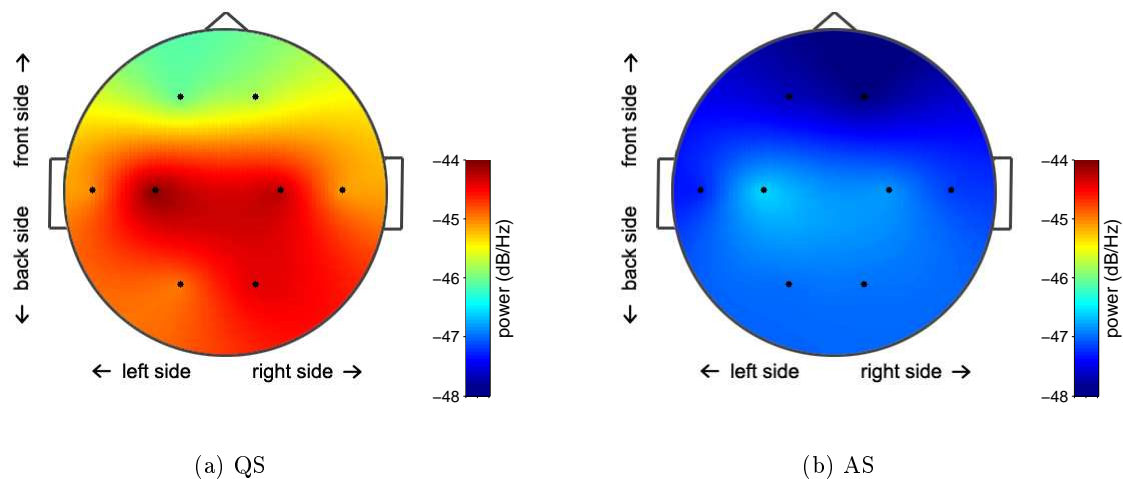


Obrázek 5.13: Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo delta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti u obou fází. Minima dosahují výkony v týlní oblasti ve fázi QS a ve spánkové oblasti ve fázi AS.

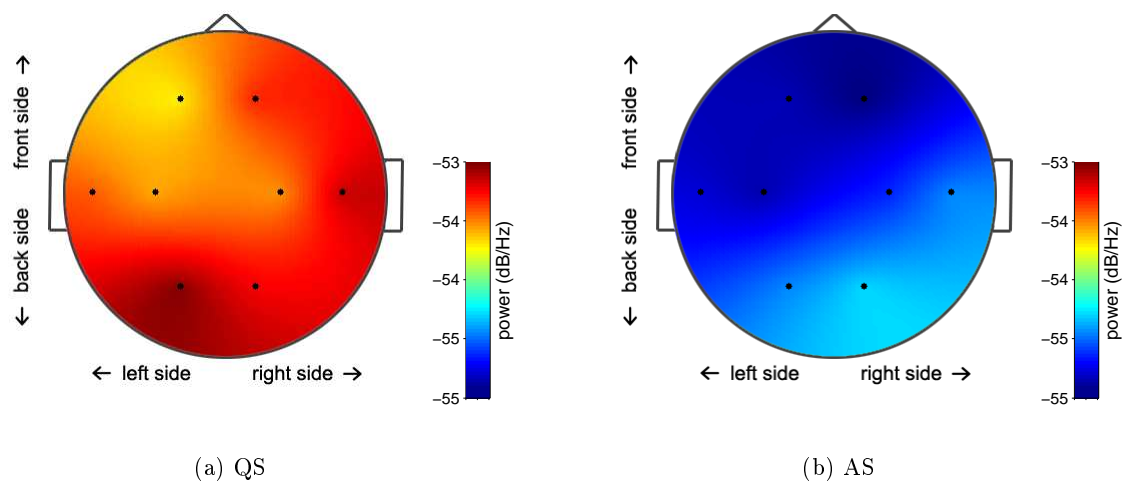


Obrázek 5.14: Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo theta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti u obou fází. Minima dosahují výkony v týlní oblasti v obou fázích.





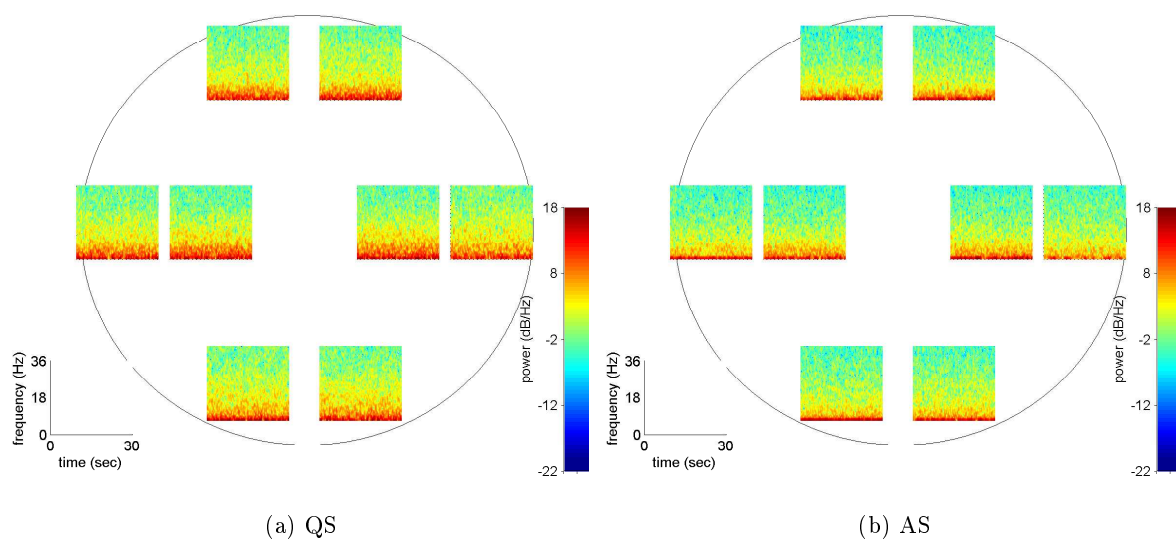
Obrázek 5.15: Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo alpha. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v centrální oblasti v obou fázích a minima v čelní oblasti v obou fázích.



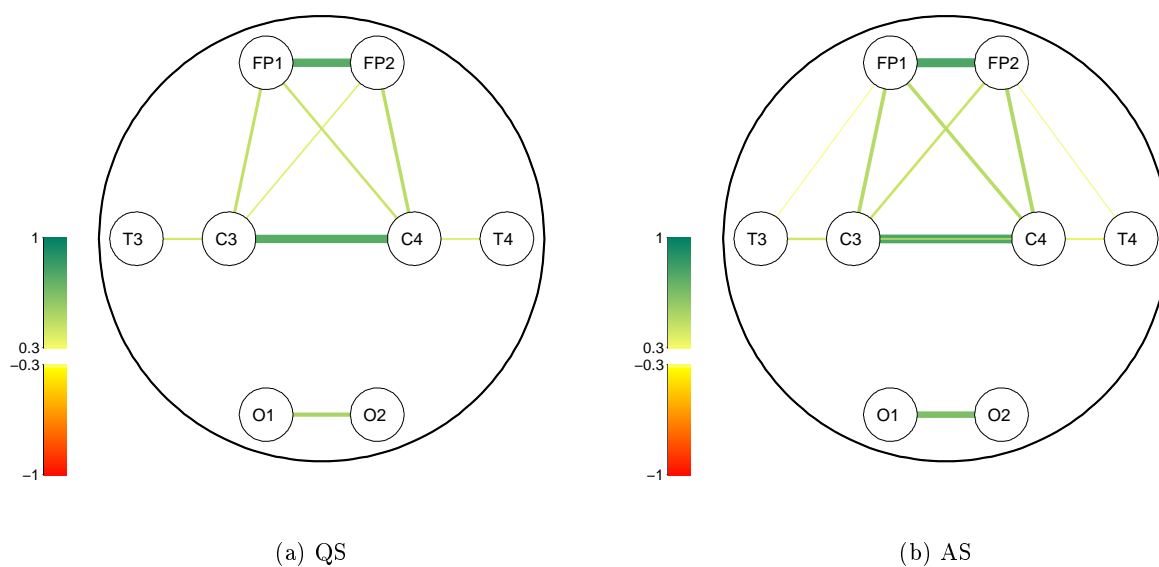
Obrázek 5.16: Topografické mapování průměrného výkonu z druhé sady dat. Pásmo beta. Výkony ve fázi QS jsou vyšší než ve fázi AS. Maxima dosahují výkony v levé týlní oblasti ve fázi QS a pravé týlní oblasti ve fázi AS. Minima pak v levé čelní oblasti ve fázi QS a pravé čelní oblasti ve fázi AS.

Na obrázku 5.17 jsou zobrazeny spektrogramy.

Na obrázku 5.18 jsou zobrazeny korelace s tresholdem 0,3.



Obrázek 5.17: Spectrogramy z druhé sady dat. Na spektrogramech ve fázi QS jsou vidět vyšší výkony v pásmech theta a alpha než ve fázi AS.



Obrázek 5.18: Korelace z druhé sady dat. Treshold 0,3. Korelační koeficienty jsou vyšší ve fázi AS napříč všemi oblastmi hlavy.

Výsledky pro aktivní a klidný spánek novorozenců jsou velmi podobné. Je vidět mírně vyšší korelace mezi kanály u aktivního spánku, což odpovídá zjištění zmíněném Ernstem Niedermeyerem [25]. Během klidného spánku mají být amplitudy vyšší než během aktivního spánku [26]. Tuto skutečnost můžeme pozorovat na topografických mapách, kde jsou výkony ve všech pásmech ve fázi klidného spánku přibližně o 3 dB/Hz vyšší než ve fázi aktivního spánku. To odpovídá rozdílu zhruba 1000  $\mu\text{V}^2$ .



# Kapitola 6

## Závěr

V rámci této práce byla vytvořena sada skriptů v prostředí MATLAB, které umožňují vizualizaci EEG v multikanálovém zobrazení, tzn. zobrazení dat z více kanálů (elektrod) najednou ve stejném obrázku. Vytvořené skripty řeší nejen samotné zobrazení, ale i analýzu a zpracování dat.

Pro multikanálovou vizualizaci byly vytvořeny dva typy zobrazení. Prvním typem bylo multigrafové zobrazení, ve kterém se do jednoho obrázku vykreslí několik grafů najednou, z nichž každý reprezentuje data z jedné elektrody. Toto zobrazení je vhodné pro vizualizaci rozdílných vlastností signálů snímaných z jednotlivých elektrod. Všechny grafy proto mají totožné osy či mapování barev (např. u spektrogramů).

Pro tento typ zobrazení byly vytvořeny skripty na odhad výkonového spektra a průměrného výkonu na pásma delta, theta, alpha a beta. Dále byly v tomto zobrazení použity spektrogramy. Odhad výkonového spektra vyžaduje převod signálu z časové do frekvenční oblasti, kde pak každý vzorek výkonového spektra odpovídá určité frekvenci v závislosti na vzorkovací frekvenci a počtu vzorků v původním signálu. Při pokusu vizualizovat výkony na segmentech s nízkým počtem vzorků pak dochází k nepřesnostem. Může dojít k situaci, kdy některá pásma nejsou reprezentovaná dostatečným počtem vzorků.

V hraničním případě, kdybychom chtěli analyzovat segment původního signálu o počtu vzorků  $N = 100$  a vzorkovací frekvenci  $f_s = 500$  Hz, z diskrétní Fourierovy transformace by vyšlo frekvenční spektrum  $X(m)$ , kde 500-tý vzorek představuje frekvenci  $f(N) = 500$  Hz a první vzorek představuje frekvenci  $f(1) = 5$  Hz. Tedy první vzorek by reprezentoval celé delta pásmo a část theta pásma, tudíž by se nedaly zobrazit výkony pro samotné delta pásmo. Ve střídmejších případech bude s čím menším počtem vzorků a čím větší vzorkovací frekvencí docházet k tím větším chybám ve vizualizaci dat ve frekvenční oblasti.

Druhý typ implementovaného zobrazení je vhodný k vizualizaci vztahů mezi kanály. V této práci byl zmíněný typ zobrazení použit k vizualizaci koherencí a korelací. Při vykreslování je možné nastavit threshold na libovolnou hodnotu mezi 0 a 1, čímž se dá zvýšit rozlišení.

Pro rozmístění grafů a elektrod bylo v práci použito rozložení v systému 10–20. Z celkového počtu 75 elektrod je k vizualizaci možné použít libovolnou podmnožinu definovaných elektrod. Pro účely ověření metod byly použity podmnožiny 19–ti a 8–mi elektrod. Pro oba počty bylo potřeba nastavit různé velikosti oken grafů, textu a čar. Tato nastavení jsou zafixována v kódu. Pro větší počty grafů v multigrafovém zobrazení bude obrázek nepřehledný. Ideální by bylo najít způsob jak velikosti oken grafů nastavovat automaticky v závislosti na počtu a rozložení grafů na obrázku. V zobrazení vztahů mezi kanály pak při zobrazování více obrázků v jenom okně dochází k úbytku prostoru pro jednotlivé obrázky a písmo se musí zmenšovat. Při počtu 7 a více obrázků v okně by označení elektrod bylo nečitelné a proto je pro zachování přehlednosti vypnuto.

U obou výše zmíněných typů vizualizace se v kapitole 5 daly rozlišit rozdíly mezi porovnávanými fázemi spánku u novorozenců, jak je blíže popsáno v závěru kapitoly 5.

# Bibliografie

- [1] Christoph M. Michela a Micah M. Murray. “Towards the utilization of EEG as a brain imaging tool”. In: *NeuroImage* Vol. 61 (2012), s. 371–385.
- [2] Scott Makeig et al. “Mining event-related brain dynamics”. In: *Trends in Cognitive Sciences* Vol. 8 (2004), s. 204–210.
- [3] Jaeseung Jeong. “EEG dynamics in patients with Alzheimer’s disease”. In: *Clinical Neurophysiology* Vol. 115 (2004), s. 1490–1505.
- [4] Vladana Djordjevic et al. “Feature extraction and classification of EEG sleep recordings in newborns”. In: *9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine* (2009).
- [5] Khald A. I. Aboalayon, Helen T. Ocbagabir a Miad Faezipour. “Efficient Sleep Stage Classification Based on EEG Signals”. In: *Systems, Applications and Technology Conference* (2014).
- [6] Alexandros T. Tzallas, Markos G. Tsipouras a Dimitrios I. Fotiadis. “Epileptic Seizure Detection in EEGs Using Time–Frequency Analysis”. In: *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* Vol. 13 (2009), s. 703–710.
- [7] Michael ten Caat, Natasha M. Maurits a Jos B. T. M. Roerdink. “Design and Evaluation of Tiled Parallel Coordinate Visualization of Multichannel EEG Data”. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* Vol. 13 (2007), s. 70–79.
- [8] Michael ten Caat, Natasha M. Maurits a Jos B. T. M. Roerdink. “Data-Driven Visualization and Group Analysis of Multichannel EEG Coherence with Functional Units”. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* Vol. 14 (2008), s. 756–771.
- [9] Michael ten Caat et al. “High-density EEG coherence analysis using functional units applied to mental fatigue”. In: *Journal of Neuroscience Methods* Vol. 171 (2008), s. 271–278.
- [10] Olga Sourina, Alexei Sourin a Vladimir Kulish. “EEG Data Driven Animation and Its Application”. In: *Computer Vision/Computer Graphics Collaboration Techniques* Vol. 5496 (2009), s. 380–388.
- [11] Alexandre Gramfort et al. “MNE software for processing MEG and EEG data”. In: *NeuroImage* Vol. 86 (2014), s. 446–460.
- [12] Arnaud Delorme a Scott Makeig. “EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis”. In: *Journal of Neuroscience Methods* Vol. 134 (2004), s. 9–21.

- [13] *FieldTrip*. 2016. URL: <http://www.fieldtriptoolbox.org/>.
- [14] François Tadel et al. “Brainstorm: A User-Friendly Application for MEG/EEG Analysis”. In: *Computational Intelligence and Neuroscience* Vol. 2011.ID 879716 (2011).
- [15] *Polysomnographic Data Processing Matlab Toolbox*. 2016. URL: <http://bio.felk.cvut.cz/psglab/>.
- [16] Edward L. Reilly. “EEG Recording and Operation of the Apparatus”. In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Ed. Ernst Niedermeyer a Fernando Lopes da Silva. 2005, s. 139–159.
- [17] Ernst Niedermeyer. “The Normal EEG of the Waking Adult”. In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Ed. Ernst Niedermeyer a Fernando Lopes da Silva. 2005, s. 167–192.
- [18] Ernst Niedermeyer. “Sleep and EEG”. In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Ed. Ernst Niedermeyer a Fernando Lopes da Silva. 2005, s. 193–207.
- [19] Richard G. Lyons. *Understanding Digital Signal Processing*. 1997.
- [20] *mscohere*. 2016. URL: <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/mscohere.html>.
- [21] M. Frigo a S. G. Johnson. “FFTW: An Adaptive Software Architecture for the FFT”. In: *Proceedings of the International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. Vol. 3 (1998), s. 1381–1384.
- [22] *Power Spectral Density Estimates Using FFT*. 2016. URL: <http://www.mathworks.com/help/signal/ug/psd-estimate-using-fft.html>.
- [23] *Filtering and Smoothing Data*. 2016. URL: <http://www.mathworks.com/help/curvefit/smoothing-data.html>.
- [24] Samuel Koszer, Solomon L Moshe a Gregory L Holmes. *Visual Analysis of Neonatal EEG*. 2015. URL: <http://emedicine.medscape.com/article/1139599>.
- [25] Ernst Niedermeyer. “Maturation of the EEG: Development of Waking and Sleep Patterns”. In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Ed. Ernst Niedermeyer a Fernando Lopes da Silva. 2005, s. 209–234.
- [26] Mark S. Scher. “Electroencephalography of the Newborn: Normal and Abnormal Features”. In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Ed. Ernst Niedermeyer a Fernando Lopes da Silva. 2005, s. 937–989.



## Příloha A

### Obsah přiloženého CD

- Skripty `scripts/`.
- Text této bakalářské práce `Bp_2016_kumpanova_kristyna.pdf`.