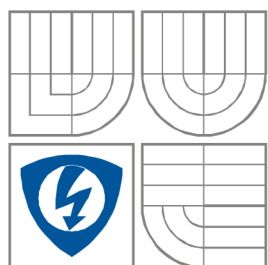




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

STUDIUM ZMĚN ELEKTRICKÉ AKTIVITY MOZKU VYVOLANÝCH POKLESEM ÚROVNĚ BDĚLOSTI

STUDY OF CHANGES IN BRAIN ELECTRICAL ACTIVITY CAUSED BY THE DECREASING
LEVEL OF WAKEFULNESS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S PROJECT

AUTOR PRÁCE

Milan Vlček

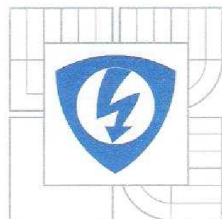
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. Marina Ronzhina

SUPERVISOR

BRNO, 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Milan Vlček
Ročník: 3

ID: 119760
Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Studium změn elektrické aktivity mozku vyvolaných poklesem úrovně bdělosti

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s metodami analýzy elektroencefalogramů (EEG) v časové a frekvenční oblasti. Zaměřte se na využití analýzy EEG pro studium změn úrovně bdělosti. Navrhněte protokol elektroencefalografického měření a proveďte měření EEG u minimálně pěti osob. V prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro načtení EEG a jejich analýzu vybranou metodou. Proveďte analýzu naměřených signálů. Výsledky zhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

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

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s různými metodami analýzy elektroencefalogramů a zjistit změny mozkové aktivity při poklesu bdělosti. Aby bylo možné pozorovat rozdíly mezi stavem spánku a stavem úplné bdělosti, je třeba mít k dispozici vhodná data. Tato data byla získána pomocí měřicího systému Biopac a analyzována v programu Matlab.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektroencefalogram, časová analýza, frekvenční analýza, reakční doba

ABSTRACT

The resume of this bachelor's project is to introduce reader into different methods of analysis of electroencephalograms and to find out and monitor changes in human brain activity during decreasing vigilance level. The appropriate data are necessary to monitor these changes and differences between two stages of brain activity such as sleep and wakefulness. These data were measured by Biopac system and analysed in Matlab.

KEYWORDS

Electroencephalogram, time analysis, frequency analysis, reaction time

VLČEK, M. *Studium změn elektrické aktivity mozku vyvolaných poklesem bdělosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 39 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Studium změn elektrické aktivity mozku vyvolaných poklesem bdělosti jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální 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 semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	9
Úvod	10
1 Mozková aktivita	11
1.1 Elektrická aktivita mozku.....	11
1.2 Elektroencefalografie	11
1.2.1 Frekvenční pásma elektroencefalogramu	12
1.2.2 Artefakty.....	12
1.3 Vybrané stavy.....	13
2 Metody analýzy EEG	14
2.1 Analýza v časové oblasti	14
2.2 Analýza ve frekvenční oblasti	16
2.2.1 Parametrické metody	16
2.2.2 Neparametrické metody	17
2.3 Analýza v časově-frekvenční oblasti.....	17
2.3.1 Krátkodobá Fourierova transformace.....	17
2.3.2 Waveletová transformace	17
3 Registrace EEG	19
3.1 Podmínky pro měření	19
3.2 Měřicí systém Biopac.....	19
3.3 Postup měření.....	20
3.4 Protokol EEG měření	21
3.4.1 Návrh záznamového listu	21
4 Aplikace pro analýzu dat	22
4.1 Analýza odezvy	22
4.2 Popis aplikace.....	23
5 Výsledky	29
5.1 Použití dvouvýběrového T-testu	29
5.2 Testování poměrů	31
5.2.1 Porovnání záznamů s přítomností spánku	32
5.2.2 Porovnání záznamů bez přítomnosti spánku	33

5.3	Sledování změn mozkové aktivity v různých stavech	34
5.3.1	Porovnání záznamů s přítomností spánku	34
5.3.2	Porovnání záznamů bez přítomnosti spánku	35
6	Diskuze	36
7	Závěr	37
	Literatura	38
	Přílohy	39

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1:	Rozmístění elektrod systému 10/20 (převzato z [4]).....	11
Obr. 3.1:	Prostředí programu Lab PRO (EEG signál v prvním řádku).	19
Obr. 3.2:	Umístění elektrod.	20
Obr. 4.1:	Celý EEG záznam.	24
Obr. 4.2:	Zobrazení odezvy a reakční doby.....	24
Obr. 4.3:	Panel pro práci s úsekem.	25
Obr. 4.4:	Chybová hláška	25
Obr. 4.5:	Úsek záznamu - bdělost.....	26
Obr. 4.6:	Spektrum úseku - bdělost	26
Obr. 4.7:	Spektrogram úseku - bdělost	26
Obr. 4.8:	Úsek záznamu - spánek.	27
Obr. 4.9:	Spektrum úseku - spánek.....	27
Obr. 4.10:	Spektrogram úseku - spánek.....	27
Obr. 4.11:	Vypočítané hodnoty.	28
Obr. 4.12:	Aplikace pro analýzu EEG.	28
Obr. 5.1:	Ukázka histogramu (eeg4, alfa/delta, spánek).....	29

SEZNAM TABULEK

Tab. 1.1:	Základní frekvenční pásma EEG signálu	12
Tab. 2.1:	Statistické veličiny	15
Tab. 5.1:	Porovnání eeg1 a eeg4.....	32
Tab. 5.2:	Porovnání eeg1 a eeg5.....	32
Tab. 5.3:	Porovnání eeg4 a eeg5.....	33
Tab. 5.4:	Porovnání eeg2 a eeg3.....	33
Tab. 5.5:	Porovnání poměru v různých stavech u eeg1	34
Tab. 5.6:	Porovnání poměru v různých stavech u eeg4	34
Tab. 5.7:	Porovnání poměru v různých stavech u eeg5	35
Tab. 5.8:	Porovnání poměru v různých stavech u eeg2	35
Tab. 5.9:	Porovnání poměru v různých stavech u eeg3	35

ÚVOD

Studium mozkové aktivity je významnou složkou nejen v klinické praxi. Lze uplatnit při diagnostice neurologických nemocí, při studiích spánkových poruch nebo při jiných experimentálních případech. V této práci bylo sledováno, jestli se mozková aktivita mění při změně bdělosti.

Tato práce má za cíl čtyři hlavní body. Prvním z nich je nastudování metod používaných pro analýzu elektroencefalogramů v časové a frekvenční oblasti, druhým bodem je získání dat. Třetím bodem je vytvoření aplikace pro analýzu získaných dat. Posledním bodem je provedení analýzy a vyhodnocení dat.

Data byla získána pomocí přístroje měřicího EEG v laboratoři VUT v Brně na ústavu Biomedicínského inženýrství a zpracována v programu Matlab pomocí vytvořené aplikace. Práce je rozdělena do několika kapitol na teoretickou a praktickou část a na vyhodnocení výsledků.

1 MOZKOVÁ AKTIVITA

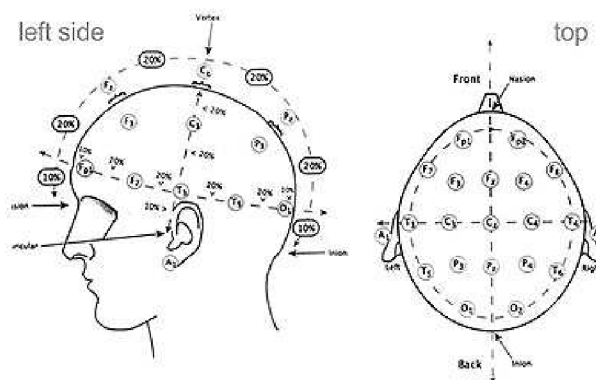
Mozková aktivita a bdělost spolu logicky velmi úzce souvisí. Když je úroveň bdělosti vysoká, mozková aktivita je také vysoká. Čím více je člověk unavený, tím více klesá jeho pozornost a z bdělého stavu přechází do stavu ospalosti.

1.1 Elektrická aktivita mozku

Elektrická aktivita mozku vzniká změnami polarizace neuronů mozkové kůry. Může být evokovaná nebo spontánní. Evokovaná aktivita je mozkiem produkována, když na měřenou osobu působí nějaký vnější faktor. Tento faktor má za úkol potlačit spontánní aktivitu a zjistit reakci mozku na určitý impuls. Ke stimulování se používají nejčastěji fotostimulátory a fonostimulátory, které vysílají světelné a zvukové impulzy. Měření evokované aktivity se využívá především ke zjišťování neurologických onemocnění, typickým příkladem je epilepsie. Spontánní aktivita je běžná klidová aktivita mozku, žádné stimulační prostředky se nepoužívají [1].

1.2 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je metoda, pomocí které je možno měřit elektrické potenciály různých částí mozku, nebo mozku jako celku. Standardní EEG se provádí v klidovém stavu. Měřená osoba leží a na hlavě má upevněnou speciální čepici, na které jsou umístěny elektrody. Tyto elektrody jsou přesně rozmístěné po celém povrchu hlavy, což později umožňuje přesně lokalizovat místo vzniku případného patologického stavu. Rozmístění elektrod je pevně stanovené, jedná se o tzv. systém 10/20 (obr. 1.1). Zkratka znamená vzdálenost elektrod 10 nebo 20% v podélné i příčné rovině.



Obr. 1.1: Rozmístění elektrod systému 10/20 (převzato z [4])

1.2.1 Frekvenční pásma elektroencefalogramu

Ve frekvenční oblasti se rozlišují čtyři základní oblasti, které se liší nejen frekvencí, ale také amplitudou (tab.1.1).

Tabulka 1.1: Základní frekvenční pásma EEG signálu

Frekvenční pásmo	f	U
	[Hz]	[μ V]
alfa	8 – 13	20 – 50
beta	13 – 35	5 – 10
delta	0,5 – 4	100 – 150
theta	4 – 8	50 – 100

Alfa rytmus je nejvýznamnější ze všech. O alfa rytmus se jedná v případě, že je alfa index (procentuální zastoupení alfa aktivity v jednosekundovém záznamu) větší než 50%. Při snímání EEG ho lze pozorovat u člověka, který má zavřené oči a relaxuje. Při otevření očí dochází k tzv. bloádě alfa rytmu.

Beta rytmus se vyskytuje v běžném bdělém stavu s otevřenými očima, případně ve fázi REM spánku (viz 1.3 spánek). Obvykle má tvar podobný sinusoidě.

Delta rytmus je typický pro hluboký spánek. Pokud se objeví v bdělém stavu, je to patologické. Výjimkou jsou malé děti, u kterých se může objevit i v bdělém stavu.

Theta rytmus se vyskytuje při zvýšené únavě nebo v první fázi spánku.

Frekvence i amplituda se mění s věkem, frekvence se zvyšuje a amplituda klesá. Nejvýrazněji je to vidět na alfa rytmu, kde u jednoletého dítěte je frekvence 6 Hz a amplituda 60 μ V, zatímco u dospělého je typická frekvence 10 Hz a amplituda 30 μ V.

1.2.2 Artefakty

Artefakty z prostředí

Jedná se o artefakty, které jsou způsobené zdroji elektrické energie nebo jiného elektromagnetického pole v okolí EEG přístroje. Na elektrodách se indikují různá napětí, která jsou poté smíšená s biologickým signálem a tím dochází ke zkreslení signálu. Nejčastěji se jedná o rušení síťovým proudem o frekvenci 50 Hz (v USA 60 Hz).

Artefakty z EEG přístroje

Zde se jedná z velké části o elektrody. Typickými artefakty jsou: nesprávně umístěná EEG čepice, ovlivňování signálu společnou elektrodou v bipolárním zapojení. Nejvýznamnější je náhlá změna přechodové impedance elektrod, tzv. elektrodový popping, způsobený špatným kontaktem mezi elektrodou a kůží.

Artefakty z pacienta

Jde o rušení pohybové (pohyby těla a činnost svalů, pohyby očí, mrkání a třesení víček), ze srdeční činnosti (QRS komplex), tepové, z pocení, z ORL oblasti (polykání).

1.3 Vybrané stavy

Níže uvedené stavy jsou podstatné pro tuto práci. Hranice mezi nimi se nedají přesně stanovit, ale dají se pozorovat přechodové stavy. V tomto případě přechod z bdělosti k usínání, případně až do spánku.

Bdělost neboli *vigilita* je stav, kdy je organismus v pohotovosti a je připraven reagovat a odpovídat na jakékoli podněty [5].

Mikrospánek je krátce trvající pokles pozornosti způsobený krátkým trváním první fáze spánku [5]. Vyskytuje se na rozhraní dvou stavů – relaxace a spánku, může trvat jen několik vteřin. Může být lehký (s otevřenýma očima) nebo hluboký (se zavřenýma očima).

Spánek je specifický stav, resp. ve spánku vykazuje mozek specifickou aktivitu, výrazně odlišnou stavu plné bdělosti. U zdravého člověka se vyskytují dvě základní fáze spánku, první z nich je paradoxní, druhá synchronní. Paradoxní spánek se označuje zkratkou REM (rapid eye movement). V této fázi spánku dochází k pohybu očí. V EEG záznamu v této fázi se nevyskytují vlny s nízkými frekvencemi, které jsou typické pro spánek (jednotky Hz), ale naopak vlny s vyššími frekvencemi, přibližně 15 Hz (beta aktivita). To odpovídá stavu bdícího člověka. Synchronní spánek se označuje nonREM a nedochází při něm k pohybu očí [5].

Ke stanovení stavu měřené osoby (probanda) se používá měření reakční doby. Probandovi je do ucha vyslán zvukový impulz. Jakmile proband tento impulz zaznamená, vyšle signál k registračnímu zařízení, obvykle stisknutím tlačítka. Principem je určení reakční doby, která uplyne mezi vysláním zvukového impulzu a reakcí probanda na tento impulz. Podle reakční doby je vyhodnocena aktuální úroveň bdělosti.

2 METODY ANALÝZY EEG

V této kapitole jsou popsány vybrané typy metod, které se používají pro analyzování EEG. Metody pro analýzu v časové a časově-frekvenční oblasti jsou často založené na Fourierově transformaci, proto je nejprve popsán její princip.

Fourierova transformace

Pomocí Fourierovy transformace (FT) je možno vyjádřit signál závislý na čase pomocí harmonických signálů. FT se využívá při úpravě signálů pro převod z časové do frekvenční oblasti a je definována vztahem [6]:

$$F(f)(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt, \quad (2.1)$$

kde $F(f)$ je Fourierova transformace funkce f , ω je kruhová frekvence, t je čas.

Diskrétní Fourierova transformace

Diskrétní Fourierova transformace (DFT) se používá, pokud jsou ke zpracování určeny jen vzorky funkce v diskrétních časových okamžicích. DFT je definována vztahem [6]:

$$DFT\{f_n\} = \{F_k = \sum_0^{N-1} f_n W^{kn}\}, W = e^{-j\frac{2\pi}{N}}, \quad (2.2)$$

kde N je počet vzorků signálu, j je imaginární jednotka.

Používá se k určení spektra ze vzorků signálu. K výpočtu DFT se používá rychlá Fourierova transformace označovaná FFT (fast Fourier transform), která je jednoduchá a efektivní.

2.1 Analýza v časové oblasti

Analýza pomocí statistiky

Diskrétní signál je soubor hodnot x_i , kde i nabývá hodnot od 1 do N . Toho lze využít pro analýzu pomocí statistických hodnot. Určuje se odchylka od střední hodnoty a odchylka od statistického průměru.

Tabulka 2.1: Statistické veličiny

Název	Označení
Veličina	X
Střední hodnota	EX
Rozptyl	DX
Směrodatná odchylka	$\sigma(x)$

Výpočet statistických veličin

Střední hodnota

$$EX = \sum_i^N x_i P(X = xi) \quad (2.3)$$

Rozptyl

$$DX = E(X - EX)^2 \quad (2.4)$$

Směrodatná odchylka

$$\sigma_x = \sqrt{DX} \quad (2.5)$$

Hjorthovy parametry

Pomocí Hjorthových parametrů lze provádět časovou analýzu. Jsou počítány z momentů výkonového spektra dle vztahu

$$H_n = \varpi_{(n)} = \int_{-\pi}^{\pi} \omega^n S_x(\omega) d\omega \quad (2.6)$$

kde $\varpi_{(n)}$ je n -tý moment, S_x je sklon spektra.

Hjorthovy parametry jsou tři - *aktivita, mobilita a složitost*.

Aktivita je definována jako

$$H_0 = \varpi_0 = 2\pi x(0) \quad (2.7)$$

Mobilita je definována jako

$$H_1 = \sqrt{\frac{\varpi_2}{\varpi_0}} \quad (2.8)$$

Složitost je definována jako

$$H_2 = \sqrt{\frac{\varpi_4}{\varpi_2} - \frac{\varpi_2}{\varpi_0}} \quad (2.9)$$

kde r_x je relativní výkon, ϖ je kruhová frekvence

2.2 Analýza ve frekvenční oblasti

Pro analýzu ve frekvenční oblasti se nejčastěji používají metody odhadu spekter, které jsou parametrické nebo neparametrické.

2.2.1 Parametrické metody

Tyto metody jsou založeny na vytvoření vhodného modelu vzniku signálu. Výhodou parametrických metod je, že je možné popsat celý signál jen pomocí několika parametrů. Parametry modelu se dají získat několika metodami, jedna z nejpoužívanějších metod je autoregresní metoda [6].

Autoregresní metoda

U této metody se předpokládá, že odhadnutá hodnota signálu závisí na svých předchozích hodnotách a na šumu, konkrétně na součtu těchto hodnot.

Autoregresní Burgova metoda

U Burgovy metody se k zjištění parametrů využívají reflexní koeficienty. Hodnoty těchto koeficientů jsou počítány z chyb zpětné a dopředné predikce. Výpočet m -tého koeficientu k_m je dán vztahem:

$$k_m = \frac{2 \sum_{n=m}^{N-1} [f_{m-1}(n)b_{m-1}(n-1)]}{\sum_{n=m}^{N-1} [f_{m-1}^2(n-1) + b_{m-1}^2(n-1)]}, \quad (2.10)$$

kde $f_{m(n)}$ je dopředná predikce, $b_{m(n)}$ je zpětná predikce a N je délka signálu.

2.2.2 Neparamerické metody

Tyto metody jsou specifické tím, že výkonové spektrum je odhadováno přímo ze signálu, nevytváří se zde žádné modely vzniku signálu [6].

Metoda periodogramu

Tato metoda využívá diskrétní Fourierovu transformaci. Periodogram je absolutní hodnota čtverce DFT aplikované na vzorky signálu. Dá se vyjádřit jako

$$P(f_k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi kn/N} \right|^2, \quad (2.11)$$

kde N je počet vzorků, $x[n]$ je n -tý vzorek, a f_k je k -tý kmitočet signálu.

Periodogram se používá pro vyhledávání periodických složek v signálu.

2.3 Analýza v časově-frekvenční oblasti

Použití těchto metod je výhodné, protože umožňují sledovat vývoj spektra v čase. V této podkapitole jsou popsány dvě nejpoužívanější.

2.3.1 Krátkodobá Fourierova transformace

Diskrétní Fourierova transformace (DFT) je vhodná k aplikaci na periodické a stacionární signály, pro použití na transformaci EEG signálu je tedy nevhodná. Dá se použít krátkodobá Fourierova transformaci (STFT). Pro aplikaci STFT je zavedeno plovoucí okno o určité velikosti (počtu vzorků), které vždy vybere jen část signálu. Na této části signálu je provedena DFT a okno se posune. Posun se provádí tak, že předcházející okno je překryto následujícím. Hodnota překrytí může být různá, např. 50% nebo 75%. Důležité je zvolit vhodnou velikost okna. Pokud je zvolena malá velikost, tak má STFT dobrou rozlišovací schopnost v časové oblasti a špatnou ve frekvenční oblasti. Pokud je velikost okénka příliš velká, je to přesně naopak. Výsledkem STFT je frekvenční mapa.

2.3.2 Waveletová transformace

Waveletová neboli vlnková transformace je jedna z metod nazývaných multiresolution analyst. Používá se především pro zpracování nestacionárních signálů. Nejedná se o jedinou transformaci, ale jde o typ transformací se společnými rysy. Tyto typy se od sebe liší tvarem zvolené báze funkce – vlnky. Tato báze je zvolena tak, aby v získaném spektru umožňovala

časovou lokalizaci. Tím umožňuje časově-frekvenční analýzu. Vlnková transformace je specifická tím, že všechny báze funkce (vlnky) mají nenulové hodnoty pouze na konečném časovém intervalu. Každá vlnka je časově omezená a působí jen na omezenou část signálu. Tím se vlnková transformace odlišuje od Fourierovy transformace, kde jsou báze funkce nenulové v celém čase a všechny hodnoty spektra jsou ovlivněny celým průběhem signálu [7].

Spojité vlnková transformace

Spojité vlnková funkce neboli continuous wavelet transform (CWT) je definována vztahem [6]:

$$Scwt(a, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t}{a} - \tau\right) dt, \quad a > 0, \tau \in \mathbb{R} \quad (2.12)$$

kde $s(t)$ je analyzovaný signál, a je měřítko-je to parametr, který ovládá časovou dilataci funkce, ψ je vlnka a τ je časový posun.

Postup při CWT

- 1) Je zvolena mateřská vlnka a nastaveny počáteční podmínky (měřítko, posun, meze signálu).
- 2) Výpočet transformace pro zvolené počáteční podmínky.
- 3) Změna dilatace (od jemnější k hrubší) a opakování od bodu 2.
- 4) Při dosažení požadované dilatace následuje ukončení.

Vlnková transformace je oproti STFT propracovanější a má lepší rozlišovací schopnost, ale je složitější na provedení.

3 REGISTRACE EEG

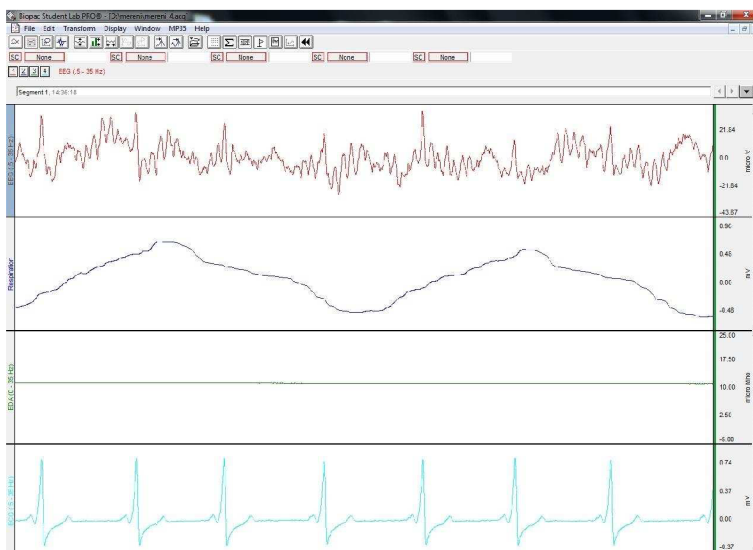
V této kapitole jsou popsány nezbytné podmínky a praktické úkony, které je třeba splnit, aby bylo získání dat z měřených osob (probandů) úspěšné.

3.1 Podmínky pro měření

Proband se musí dostavit unavený, aby při samotném měření došlo ke snížení jeho bdělosti. V tomto okamžiku je nezbytné zvolit vhodnou metodu, jak probanda unavit. Pro tento pokus je nejvhodnější zvolit metodu, kdy bude únava způsobena nedostatkem spánku. Proto budou mít všichni probandi částečný spánkový deficit (čtyřhodinový spánek). Tím bude zajištěno snížení bdělosti.

3.2 Měřicí systém Biopac

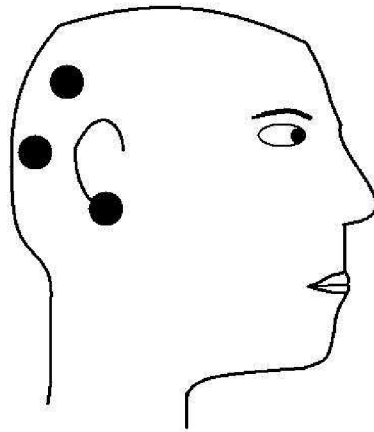
K měření byl použitý měřicí systém Biopac. Tento systém umožňuje ve zjednodušené formě měřit několik signálů, mezi které patří i EEG. Pomocí systému Biopac je možné měřit současně až čtyři signály. Systém pracuje se softwarem Lab PRO (obr. 3.1). V tomto programu lze nastavit základní parametry nutné pro měření (např. vzorkovací frekvence, celkový čas měření). Dále je možné provádět úpravy zobrazování signálu během měření. U EEG je možné sledovat celkový signál, nebo přímo jednotlivá frekvenční spektra. Naměřená data budou uložena v textovém formátu, aby byla možnost jejich dalšího zpracování v programu Matlab.



Obr. 3.1: Prostředí programu Lab PRO (EEG signál v prvním řádku)

3.3 Postup měření

Nejprve byly na ležícího dobrovolníka umístěny jednorázové elektrody podle schématu. Měření EEG se zde neprovádělo pomocí klasického elektrodového systému 10/20, ale jsou zde použity pouze tři elektrody (obr 3.2). Pro tento pokus je to však plně dostačující, protože není třeba měřit signál z jednotlivých částí mozku. Stačí signál z jedné části, ve kterém bude možno pozorovat změny v čase.



Obr. 3.2: Umístění elektrod

Po seznámení probanda s průběhem byl spuštěn měřicí program a nastaveny parametry měření. Byla měřena i reakční doba. V určitých časových intervalech byl do ucha probanda vyslán zvukový stimul a po jeho zaznění proband stisknul tlačítko. V průběhu měření se nesměl hýbat ani mrkat, aby nedocházelo k artefaktům.

3.4 Protokol EEG měření

Nejprve bylo spuštěno měření EEG. V tu chvíli začala přípravná fáze na hlavní část experimentu. Tato přípravná část trvala tři minuty. Během ní proběhla kontrola zobrazovaných průběhů. V případě nefyziologických hodnot byly zkontrolovány měřicí elektrody. Jejich špatný kontakt s pokožkou byl nejčastější příčinou zkreslení signálu. V případě špatného kontaktu byla elektroda vyměněna. Po třech minutách byl spuštěn záznam odezvy. Celé měření trvalo od 38 do 45 minut. Pro měření byly použity jednorázové elektrody s gelem.

3.4.1 Návrh záznamového listu

Datum měření:

Místo měření:

Délka měření:

Jméno:

Pohlaví:

Věk:

Výška:

Váha:

Doba spánku před měřením:

4 APLIKACE PRO ANALÝZU DAT

Aplikace byla vytvořena v programu Matlab a je nazvána *analýza*. Skládá se ze dvou součástí. První z nich je programová část, která obsahuje skript (soubor příkazů) a je nazvána *analýza.m*. Tato část provádí operace s daty (načtení, výběr, transformaci, zobrazení apod.). Druhá část může být označena jako grafická. Byla vytvořena v prostředí GUI, které je součástí programu Matlab. Tato část slouží k přehlednému ovládní aplikace a zobrazování dat. Její název je *analýza.fig*. Ke spuštění aplikace je třeba první i druhá část, proto je bezpodmínečně nutné, aby vždy byly obě části (*analýza.m* a *analýza.fig*) umístěny ve stejné složce.

4.1 Analýza odezvy

Analýza odezvy je prováděna pomocí aplikace, ale protože vyžaduje rozsáhlejší vysvětlení, je jí věnována samostatná kapitola.

Analýzou odezvy je myšleno vyhodnocení reakční doby mezi vyslaným stimulem a přijatým impulzem od probanda. Řešení tohoto zdánlivě snadného problému bylo komplikované. Důvodem byl software, který byl pro měření k dispozici. Maximální nastavitelný čas mezi vysílanými zvukovými stimuly byl 5 sekund. Tato doba je tedy pro tento typ měření naprosto nevhodná. Pokud by byl probandovi do ucha každých 5 sekund vysílán zvukový stimul, tak je velice malá pravděpodobnost, že dojde k poklesu úrovně jeho bdělosti (případně k usnutí). Proto byl vytvořen jiný program, který byl spuštěn pomocí přídavného zařízení – je možné ho nazvat externí stimulátor. Tento stimulátor vysílal zvukové stimuly v delších časových intervalech. Stimuly vysílal v čase 30 s, 1 min, 2 min a pak vždy po dvou minutách. Při použití dvouminutových intervalů byla výrazně větší šance, že dojde k poklesu úrovně bdělosti probanda. Nevýhodou bylo, že tento externí stimulátor nebyl propojen s registračním zařízením. Proto musel být stimulátor i registrační zařízení spuštěno každé zvlášť, ale při tom ve stejnou dobu. Tím vznikla časová nepřesnost, protože nikdy se nepodařilo spustit obě zařízení přesně ve stejnou dobu (chyba ve stovkách milisekund). I přes tuto chybu bylo použití tohoto externího stimulátoru výhodnější, protože šlo především o pokles úrovně bdělosti. Bez externího stimulátoru by to nebylo možné.

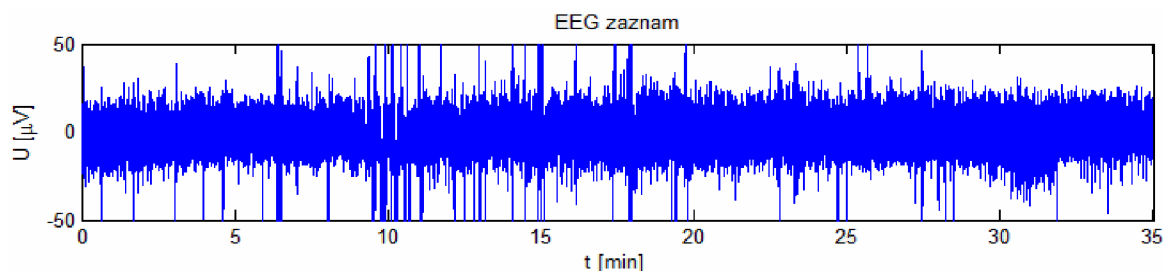
Kvůli zmíněné chybě zde nešly použít pevně stanovené hodnoty času odezvy pro vyhodnocení stavu probanda. Byla vytvořena alternativní metoda pro vyhodnocení stavu.

Metoda vycházela z předpokladu, že první dvě minuty je proband ve bdělém stavu. V prvních dvou minutách byly vyslány a registrovány tři impulzy odezvy od probanda. Z těchto tří impulzů byly pomocí aplikace (s využitím *for-cyklu*) zjištěny tři reakční doby těchto impulzů. Z nich byl vybrán medián (střední hodnota) kvůli větší přesnosti. Tento medián se stal mezní hodnotou pro vyhodnocování stavu probanda ve zbylé části experimentu. Pokud byla hodnota reakční doby menší než mezní hodnota, byl stav vyhodnocen jako bdělost, pokud byla hodnota větší, byl stav vyhodnocen jako „ospalost“. Když nebyla registrována žádná odezva, jednalo se o spánek. Tímto byly stanoveny tři základní stavy pro následnou analýzu EEG záznamu.

4.2 Popis aplikace

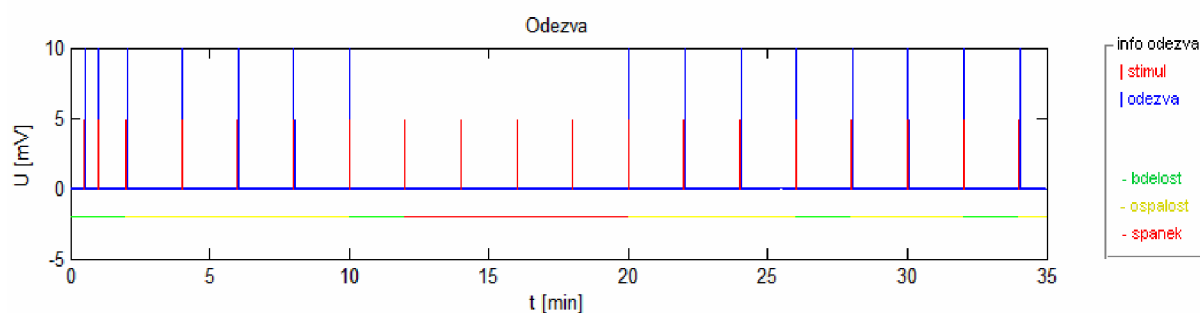
Aplikace obsahuje několik prvků, jedná se o tlačítka, textová pole (pro zadávání hodnot), výběrové menu a grafy pro zobrazení. Aplikace umožňuje načtení a zobrazení celého EEG záznamu a odezvy od probanda, analýzu reakční doby a práci s úsekem EEG záznamu.

Spuštění aplikace se provádí otevřením souboru *analyza.m* a jeho spuštěním. Po spuštění se zobrazí pouze tlačítko pro načtení EEG záznamu. K výběru záznamu je použita funkce *uigetfile*, díky které se otevře okno pro výběr dat. Po vybrání dat následuje jejich načtení pomocí funkce *load* z vybraného souboru. Délka všech záznamů je v rozmezí 38 - 45 minut. Pro zpracování dat je vhodné, aby všechny záznamy měly stejnou délku. Proto se z každého měření vybere 35 - ti minutová část. První tři minuty záznamu lze označit jako přípravnou dobu na měření. Tato doba sloužila pro přípravu probanda na měření, také bylo kontrolováno správné zobrazení průběhu signálu. Proto byl vybrán úsek 3:00 – 38:00. Při výběru této části je nutné převést požadovaný rozsah na vzorky. Signál byl registrován vzorkovací frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz, tedy zaznamenáním pěti set hodnot za sekundu. Pro převod na minuty je nutné vynásobit vzorkovací frekvenci šedesáti, vybraný úsek ve vzorcích je tedy 90001-1140001. V čase 3:00 tedy začalo „skutečné“ měření a bylo také spuštěno měření odezvy. Z toho vyplývá, že čas 3:00 je v aplikaci brán jako počáteční čas 0:00. Následuje vykreslení celého EEG záznamu pomocí funkce *plot* (obr. 4.1).



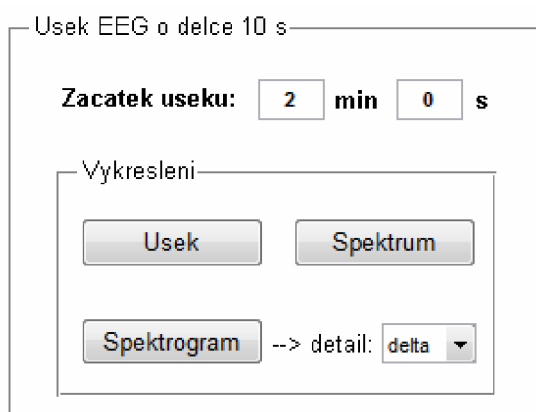
Obr. 4.1: Celý EEG záznam

Po provedení tohoto kroku se odkryje další tlačítko pro načtení odezvy. Tímto postupným odkrýváním prvků je dosaženo toho, že uživatel je naváděn k dalším krokům tak, aby žádné podstatné nevynechal. Dalším krokem je tedy načtení odezvy, které se provádí stejně jako u EEG záznamu. Znovu je vybrána část o délce 35 min, ale v tomto případě je vybrána část od 0:00 do 35:00. Jak už bylo řečeno, úsek EEG záznamu byl vybrán tak, aby byl časově sladěný s odezvou, proto je odezva vybrána od času 0:00. I u odezvy bylo nutné převést čas na vzorky. Signál odezvy byl registrován vzorkovací frekvencí 100 Hz, tedy pro převod na minuty byla vzorkovací frekvence vynásobena šedesáti. Číselné vyjádření ve vzorcích je tedy 1 – 210001. Po načtení dat dojde k vykreslení grafu Odezva, ve kterém jsou zobrazeny dva typy impulsů. Červené impulsy o amplitudě 5 mV znázorňují přesný čas vyslání zvukového stimulu k probandovi. Modré impulsy o amplitudě 10 mV znázorňují odezvu probanda na zvukový stimul. Pokud tento impuls chybí, znamená to, že proband usnul. V této chvíli musí být provedena analýza odezvy (její princip je popsán v kapitole 4.1). Výsledek analýzy se zobrazí do grafu odezva, každý stav je označen jinou barvou: bdělost zeleně, ospalost žlutě, spánek červeně (obr. 4.2).

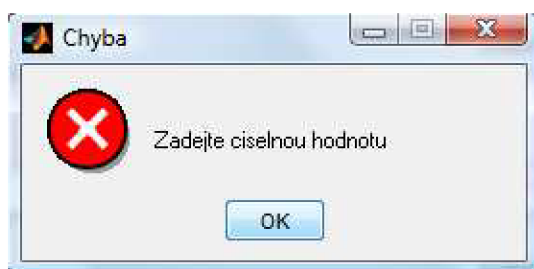


Obr. 4.2: Zobrazení odezvy a reakční doby

Po provedení analýzy odezvy je možné pracovat s úsekem EEG záznamu. Délka úseku je pevně stanovena na 10 sekund a nedá se měnit. Výběr úseku se provádí pomocí dvou prvků *edit text* (obr. 4.3) do kterých lze zadávat hodnoty pro nastavení začátku úseku (minuty a sekundy). Konec úseku je automaticky dopočítán. V případě zadání hodnot ve špatném formátu (písmena místo čísel) nebo příliš vysokých hodnot se objeví chybová hláška (obr. 4.4).



Obr. 4.3: Panel pro práci s úsekem

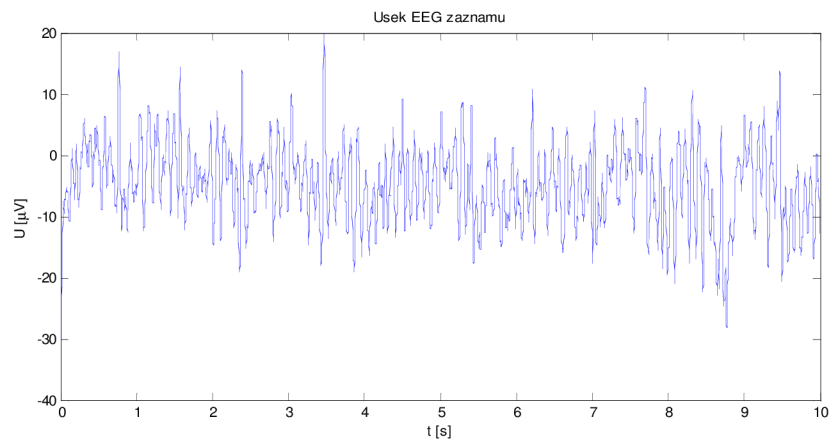


Obr. 4.4: Chybová hláška

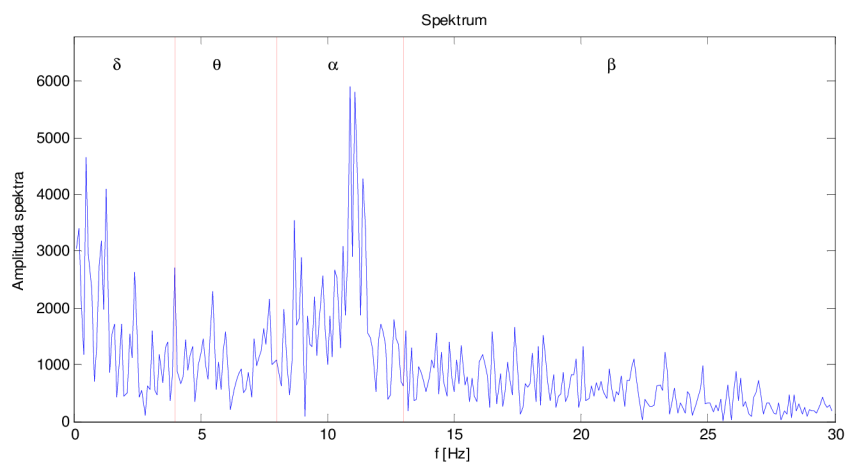
Stiskem tlačítka *Usek* (obr. 4.3) dojde k vykreslení úseku (obr. 4.5 a 4.8). Stisknutím tlačítka *Spektrum* (obr. 4.3) je vypočítáno a vykresleno frekvenční spektrum pomocí DFT (obr. 4.6 a 4.9). Na dlouhé EEG záznamy není aplikace DFT vhodná, ale lze předpokládat, že u krátkého úseku o délce 10 sekund je signál stacionární. Spektrum je rozděleno svislými čarami na čtyři typy vln (delta, teta, alfa, beta) pro lepší přehled. Poslední tlačítko pro vykreslování je *Spektrogram* (obr. 4.3). Po jeho stisknutí bude vykreslen spektrogram pomocí STFT (obr. 4.7 a 4.10), i jeho detailní část (např. pouze delta vlny).

Pomocí zobrazení spekter a spektrogramů lze pozorovat rozdíly mezi různými stavy. Pro ukázkou byly vybrány grafy ze stavu bdělosti a spánku, aby byl jasně znatelný rozdíl mezi grafy (obr. 4.5 – 4.10).

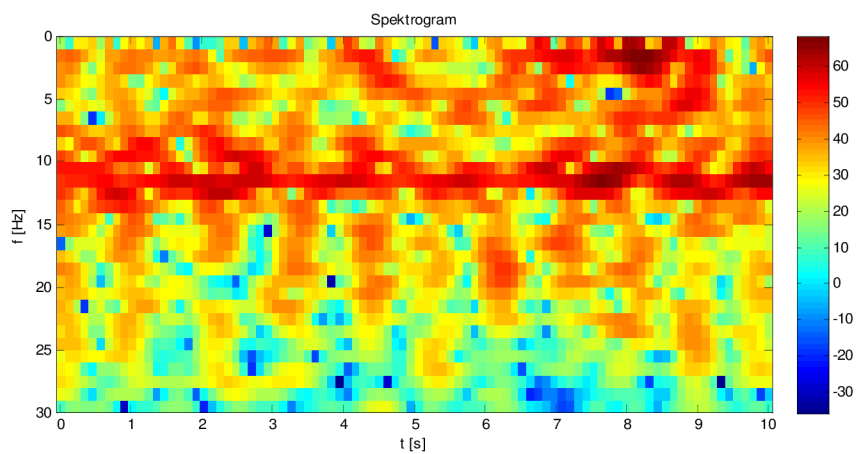
Ukázky grafů vybraného úseku ve stavu bdělosti:



Obr. 4.5: Úsek záznamu – bdělost

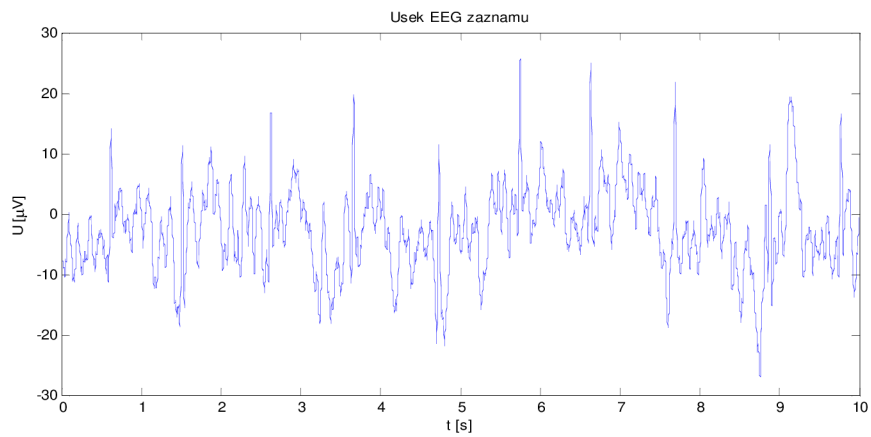


Obr. 4.6: Spektrum úseku - bdělost

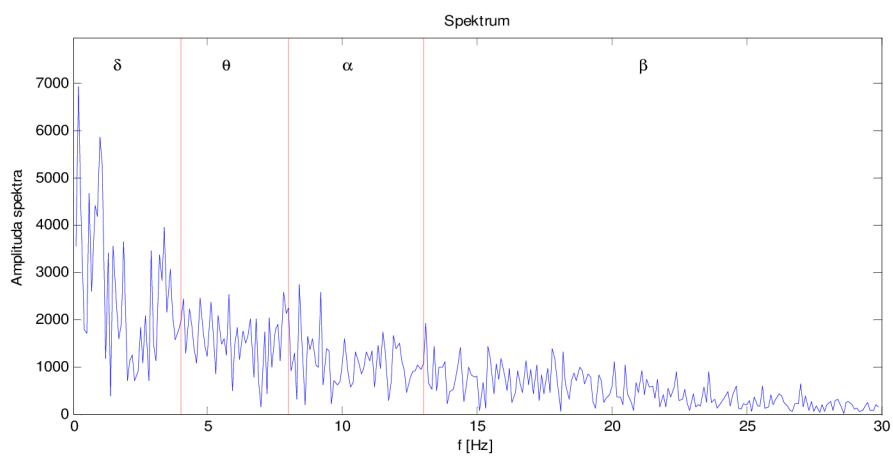


Obr. 4.7: Spektrogram úseku – bdělost

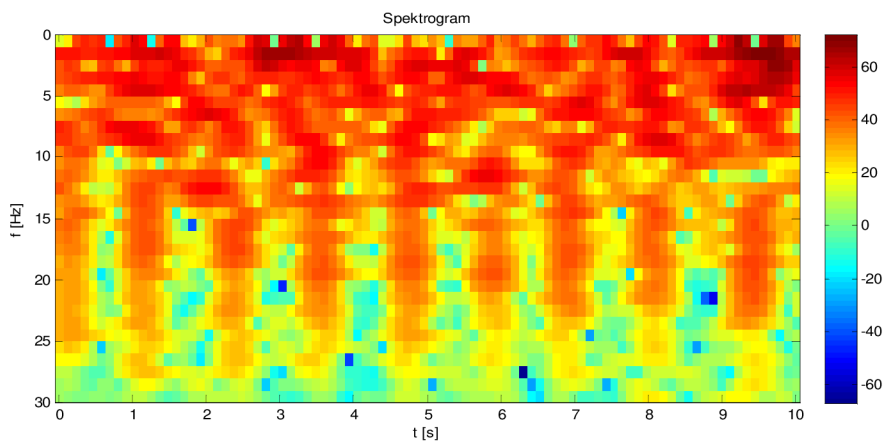
Ukázky grafů vybraného úseku ve stavu spánku:



Obr. 4.8: Úsek záznamu – spánek

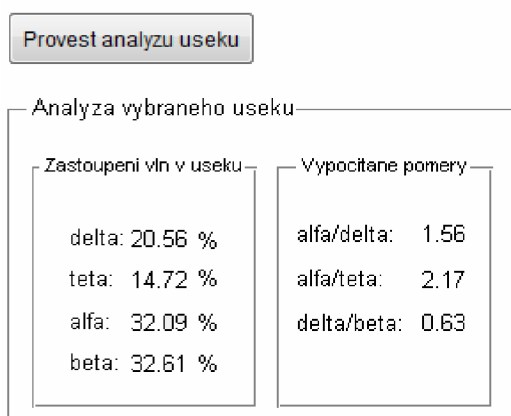


Obr. 4.9: Spektrum úseku – spánek

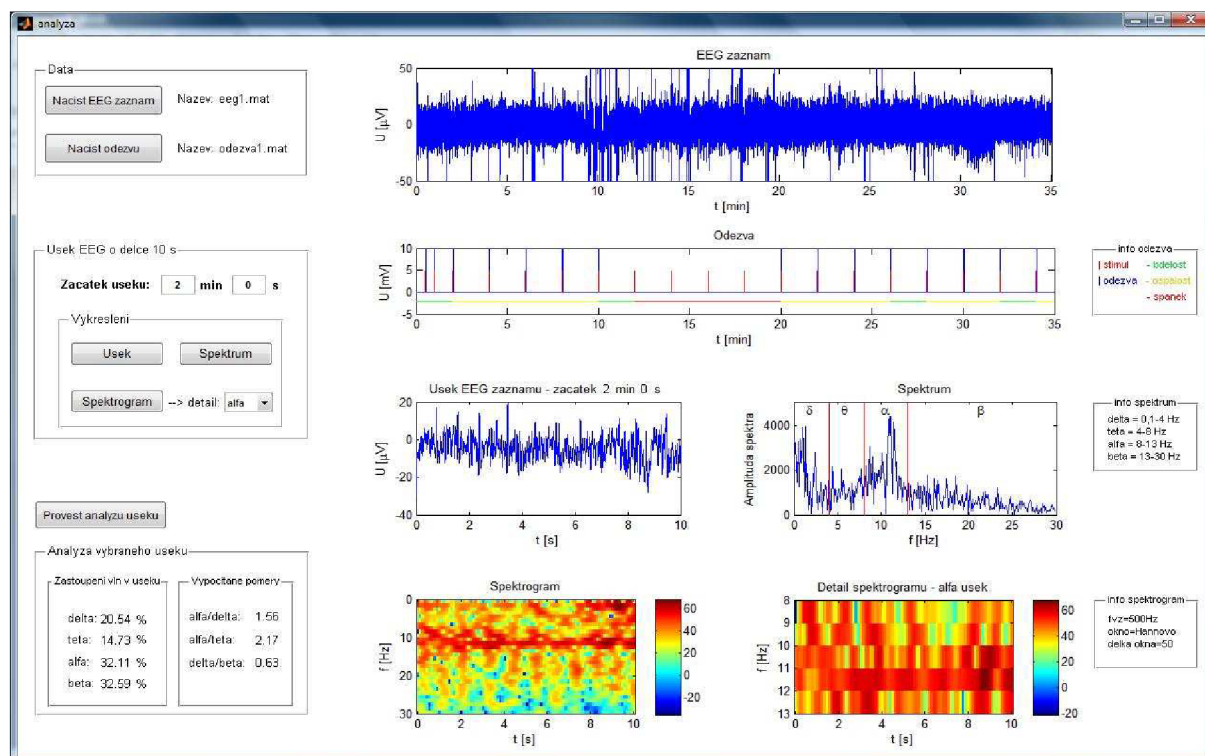


Obr. 4.10: Spektrogram úseku – spánek

Závěrečná část aplikace provádí výpočty, je spuštěna tlačítkem *Provest analýzu useku* (obr. 4.11). Nejprve je zjištěno procentuální zastoupení vln v úseku. Součet všech hodnot ve spektru je brán jako 100%. Pro příklad zastoupení alfa vln je vypočítáno součtem hodnot alfa vln ve spektru vydělených součtem všech hodnot. Je získána hodnota mezi 0 a 1, pro převod na procenta je hodnota vynásobena stokrát. Tento postup se opakuje pro všechny typy vln. Také jsou vypočítány vybrané poměry těchto vln pro jejich následnou analýzu. Zvolení parametrů je popsáno v kapitole 5. Všechny vypočtené hodnoty jsou zobrazeny (obr. 4.11). Celkový vzhled aplikace je na obrázku 4.12.



Obr. 4.11: Vypočítané hodnoty



Obr. 4.12: Aplikace pro analýzu EEG

5 VÝSLEDKY

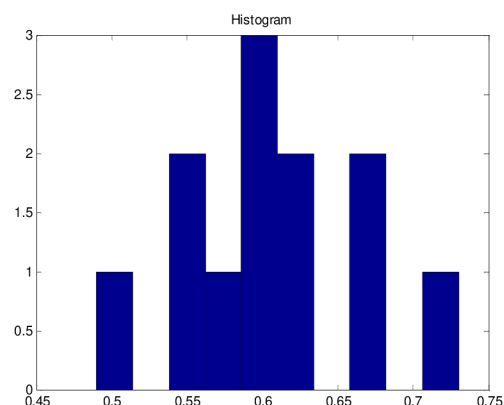
Měřením byla získána data, která byla dále zpracována pomocí aplikace *analýza* (viz kapitola 4). Sledování a vyhodnocení změn elektrické aktivity mozku při poklesu bdělosti bylo provedeno pozorováním hodnot vybraných poměrů vln. Konkrétně se jednalo o poměry alfa/delta, alfa/teta a delta/beta. Tyto poměry se používají pro kontinuální sledování EEG signálů [8]. Alfa vlny jsou důležitým markerem stavu bdělosti, proto se ke sledování využívá jejich poměr k „pomalým vlnám“ delta a teta. Poměr delta vln ku beta vlnám je zajímavý tím, že je poměrem nejpomalejších ku nejrychlejším vlnám. Je důležitý především při monitorování ve stavu spánku, protože delta vlny se vyskytují především ve spánku.

EEG záznamy byly rozděleny do dvou skupin: na ty, ve kterých měřené osoby usnuly a neusnuly. Rozdělení bylo provedeno na základě vyhodnocení reakční doby. Pokud v průběhu záznamu chyběla odezva na zvukový impulz, byl záznam zařazen do skupiny, kde došlo k usnutí. Když byla zaregistrována odezva na všechny impulzy, tak do skupiny druhé.

Byly provedeny dva testy. První testoval, jestli jsou vybrané poměry vhodné pro použití sledování mozkové aktivity při poklesu bdělosti. Druhý test zjišťoval, jak se liší poměry ve stavu bdělosti, ospalosti a spánku. Pro vyhodnocování obou testů byl použitý dvouvýběrový T-test.

5.1 Použití dvouvýběrového T-testu

Dvouvýběrový T-test porovnává dvě skupiny hodnot. Předpokládá, že obě skupiny mají normální rozdělení. Proto bylo nejprve nutné ověřit, jestli skupiny poměrů mají normální rozdělení. Bylo to ověřeno zobrazením histogramu skupiny hodnot poměrů (obr. 5.1).



Obr. 5.1: Ukázka histogramu (eeg4, alfa/delta, spánek)

Cílem testu je rozhodnout o nulové hypotéze – jestli platí nebo neplatí. Nejprve je nutné vypočítat rozptyly v obou skupinách. Vztahy pro rozptyl ve skupině X je definován [9]:

$$S_x^2 = \frac{1}{n_x - 1} \sum_{i=1}^{n_x} (X_i - \bar{X})^2, \quad (5.1)$$

kde S_x^2 je rozptyl ve skupině hodnot X, n je počet hodnot, X_i je hodnota ve skupině X a \bar{X} je průměrná hodnota ve skupině X.

Rozptyl ve skupině Y je definován [9]:

$$S_y^2 = \frac{1}{n_y - 1} \sum_{i=1}^{n_y} (Y_i - \bar{Y})^2, \quad (5.2)$$

kde S_y^2 je rozptyl ve skupině hodnot Y, n je počet hodnot, Y_i je hodnota ve skupině Y a \bar{Y} je průměrná hodnota ve skupině Y.

Dále je nutné vypočítat rozptyl společný pro obě skupiny (T-test předpokládá, že obě skupiny mají stejný rozptyl). Ten je dán vztahem [9]:

$$S^2 = \frac{n_x - 1}{n_x + n_y - 2} S_x^2 + \frac{n_y - 1}{n_x + n_y - 2} S_y^2, \quad (5.3)$$

kde S^2 je rozptyl, n_x je počet hodnot ve skupině X, n_y je počet hodnot ve skupině Y, S_x^2 je rozptyl ve skupině X a S_y^2 je rozptyl ve skupině Y.

Pro výpočet testové statistiky je třeba znát ještě směrodatnou odchylku, která je dána vztahem[9]:

$$S = \sqrt{S^2}, \quad (5.4)$$

kde S je směrodatná odchylka a S^2 je rozptyl

Z těchto vypočítaných hodnot lze stanovit testovou statistiku podle vztahu [9]:

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{S} \sqrt{\frac{n_x n_y}{n_x + n_y}}, \quad (5.5)$$

kde t je testová statistika, \bar{X} je průměrná hodnota skupiny X, \bar{Y} je průměrná hodnota skupiny Y, S je směrodatná odchylka, n_x je počet hodnot ve skupině X a n_y je počet hodnot ve skupině Y.

O zamítnutí nebo přijetí nulové hypotézy se rozhoduje pomocí intervalu spolehlivosti. Pro interval spolehlivosti je nutno zvolit ještě jednu hodnotu, tzv. hladinu významnosti, která se označuje symbolem α . Standardní hodnota hladiny významnosti je 0,05. Pokud interval spolehlivosti o hodnotě $100 \cdot (1 - \alpha) \%$ nepřekrývá nulu, nulová hypotéza je na hladině významnosti α zamítnuta [9]. Interval spolehlivosti je v mezích [9]:

$$\left(\bar{X} - \bar{Y} - S \sqrt{\frac{n_x + n_y}{n_x n_y}} t_{nx+ny-2}(\alpha); \bar{X} - \bar{Y} + S \sqrt{\frac{n_x + n_y}{n_x n_y}} t_{nx+ny-2}(\alpha) \right), \quad (5.6)$$

kde \bar{X} je průměrná hodnota skupiny X, \bar{Y} je průměrná hodnota skupiny Y, S je směrodatná odchylka, n_x je počet hodnot ve skupině X, n_y je počet hodnot ve skupině Y a t je testová statistika.

Program Matlab umožňuje provádět dvouvýběrový T-test pomocí funkce `ttest2`. Zadáním dvou matic o stejné délce dojde k jejich porovnání a vyhodnocení. Výsledkem jsou následující parametry: p – hladina testu-udává maximální hladinu významnosti, při které ještě platí nulová hypotéza, s – směrodatná odchylka, t – hodnota statistiky testu. Parametr p je dobrým ukazatelem, čím je jeho hodnota větší, tím méně se porovnávané hodnoty liší.

5.2 Testování poměrů

U testování poměrů se vycházelo z předpokladu, že poměry ve stejném stavu probanda (bdělosti, ospalosti a spánku) by měly být stejné u všech osob. Testy se tedy prováděly tak, že byly porovnávány hodnoty poměru alfa/delta ve stavu spánku u dvou osob. Dále hodnoty poměru alfa/teta ve spánku u dvou osob a také hodnoty poměru delta/beta ve spánku u dvou osob. Celý postup se opakoval i pro zbývající dvě fáze – ospalost a bdělost. Pro každý T-test bylo vybráno k porovnání průměrně 20 hodnot konkrétního poměru u každé osoby, aby bylo

dosaženo co nejpřesnějších výsledků. Cílem tohoto testování bylo zjistit, jestli jsou vybrané poměry vhodné pro sledování poklesu úrovně bdělosti. Protože všechny měřené osoby během měření neusnuly, je tato část rozdělena na záznamy s přítomností a bez přítomnosti spánku.

5.2.1 Porovnání záznamů s přítomností spánku

Během experimentu usnuly tři osoby, jejich EEG záznamy jsou označeny jako eeg1, eeg4 a eeg5. V tabulkách jsou uvedeny průměrné hodnoty poměrů v konkrétní fázi a hodnoty získané provedením T-testu. Nulová hypotéza H_0 : Stejně poměry ve stejné fázi se u dvou záznamů neliší.

Tabulka 5.1: Porovnání eeg1 a eeg4

Stav	Vybraný poměr	Průměrná hodnota poměru		T - test			
		eeg1	eeg4	p [%]	s	t	Platnost H_0 při $\alpha=0,05$
Bdělost	alfa/delta	1,18	1,11	33	0,18	0,99	Platí
	alfa/teta	1,70	1,81	29	0,24	-1,08	Platí
	delta/beta	0,68	0,68	89	0,08	0,13	Platí
Ospalost	alfa/delta	1,04	0,89	2	0,16	2,39	Neplatí
	alfa/teta	1,74	1,50	1,4	0,22	2,66	Neplatí
	delta/beta	0,72	0,86	1	0,12	-2,84	Neplatí
Spánek	alfa/delta	0,55	0,61	5	0,07	-2,09	Platí
	alfa/teta	1,02	1,37	0,2	0,24	-3,48	Neplatí
	delta/beta	1,16	0,89	0	0,18	3,68	Neplatí

Tabulka 5.2: Porovnání eeg1 a eeg5

Stav	Vybraný poměr	Průměrná hodnota poměru		T - test			
		eeg1	eeg5	p [%]	s	t	Platnost H_0 při $\alpha=0,05$
Bdělost	alfa/delta	1,18	1,34	5	0,18	-2,07	Platí
	alfa/teta	1,70	2,39	0	0,38	-4,42	Neplatí
	delta/beta	0,68	0,61	4,9	0,08	2,08	Neplatí
Ospalost	alfa/delta	1,04	1,08	5,1	0,15	-0,68	Platí
	alfa/teta	1,74	2,07	1	0,28	-2,78	Neplatí
	delta/beta	0,72	0,93	0	0,12	-4,24	Neplatí
Spánek	alfa/delta	0,55	0,57	38	0,07	-0,88	Platí
	alfa/teta	1,02	0,93	17,5	0,17	1,40	Platí
	delta/beta	1,16	1,45	0,7	0,24	-2,94	Neplatí

Tabulka 5.3: Porovnání eeg4 a eeg5

Stav	Vybraný poměr	Průměrná hodnota poměru		T - test			
		eeg4	eeg5	p [%]	s	t	Platnost H0 při $\alpha=0,05$
Bdělost	alfa/delta	1,11	1,34	1,3	0,15	-3,67	Neplatí
	alfa/teta	1,81	2,39	0	0,32	-4,40	Neplatí
	delta/beta	0,68	0,61	2,7	0,07	2,37	Neplatí
Ospalost	alfa/delta	0,89	1,08	0,2	0,14	-3,41	Neplatí
	alfa/teta	1,50	2,07	0	0,27	-5,18	Neplatí
	delta/beta	0,86	0,93	19	0,12	-1,35	Platí
Spánek	alfa/delta	0,61	0,57	16	0,06	1,44	Platí
	alfa/teta	1,37	0,93	0	0,20	5,32	Neplatí
	delta/beta	0,89	1,45	0	0,21	-6,91	Neplatí

Z těchto výsledků lze vyčíst, že nulová hypotéza (dále jen H0) při hladině významnosti (dále jen α) 0,05 pro poměr alfa/delta platí v šesti případech z devíti, pro poměr alfa/teta platí pouze ve dvou případech, stejně je na tom i poslední poměr delta/beta.

5.2.2 Porovnání záznamů bez přítomnosti spánku

Dvě osoby během experimentu neusnuly, jejich záznamy jsou označeny eeg2 a eeg3. Porovnávání je podobné jako u předchozího bodu 5.2.1, liší se pouze tím, že byly porovnávány pouze dvě fáze – bdělost a ospalost. Nulová hypotéza zůstala stejná, tedy H0: Stejně poměry ve stejné fázi se u dvou záznamů neliší.

Tabulka 5.4: Porovnání eeg2 a eeg3

Stav	Vybraný poměr	Průměrná hodnota poměru		T - test			
		eeg2	eeg3	p [%]	s	t	Platnost H0 při $\alpha=0,05$
Bdělost	alfa/delta	1,60	1,64	60	0,19	-0,54	Platí
	alfa/teta	2,51	2,82	4,4	0,36	-2,14	Neplatí
	delta/beta	0,70	0,83	0	0,07	-4,60	Neplatí
Ospalost	alfa/delta	1,27	1,23	57	0,18	0,58	Platí
	alfa/teta	1,92	2,63	0	0,39	-4,45	Neplatí
	delta/beta	0,83	1,17	0	0,16	-5,12	Neplatí

Z této tabulky je možné vyčíst, že H0 při $\alpha = 0,05$ platí v obou případech pro poměr alfa/delta. Zbylé dva poměry dopadly špatně, H0 pro ně neplatí ani v jednom případě.

Při celkovém vyhodnocení (všechny záznamy – bez i s přítomností spánku) věrohodnosti vybraných poměrů bylo zjištěno, že nejvhodnějším poměrem pro sledování změn úrovně bdělosti je poměr alfa/delta. H_0 při $\alpha = 0,05$ v tomto případě platila v osmi případech z jedenácti. U poměrů alfa/teta a delta/beta je věrohodnost výrazně nižší. Platnost H_0 u těchto testů při $\alpha = 0,05$ byla potvrzena pouze ve dvou případech z jedenácti testů.

5.3 Sledování změn mozkové aktivity v různých stavech

V minulé kapitole 5.2 bylo zjištěno, že nejvhodnější pro sledování změn mozkové aktivity při poklesu bdělosti je poměr alfa/delta. V této části se tedy pracuje výhradně s tímto poměrem. Byly porovnávány hodnoty tohoto poměru v různých stavech, tedy zjišťovaly se rozdíly mezi stavy bdělost-ospalost, bdělost-spánek a ospalost-spánek u každého záznamu. Teoreticky by se hodnoty měly lišit, proto v tomto případě bylo žádoucí, aby byla H_0 zamítnuta. I v tomto případě bylo pro každý T-test vybráno k porovnání průměrně 20 hodnot konkrétního poměru, aby bylo dosaženo co nejpřesnějších výsledků. Cílem bylo zjistit, jestli (a jak moc) se poměr mění v různých stavech. Tato část je také rozdělena na záznamy bez přítomnosti a s přítomností spánku.

5.3.1 Porovnání záznamů s přítomností spánku

Nulová hypotéza byla definována H_0 : Poměr se v různých stavech probanda nemění.

Tabulka 5.5: Porovnání poměru v různých stavech u eeg1

Poměr	Průměrná hodnota poměru			Porovnávaný stav	T - test			
	bdělost	ospalost	spánek		p [%]	s	t	Platnost H_0 při $\alpha=0,05$
alfa/delta	1,18	1,04	0,55	bdělost-ospalost	7	0,19	1,88	Platí
				bdělost-spánek	$1,25 \cdot 10^{-7}$	0,16	9,90	Neplatí
				ospalost-spánek	$5,14 \cdot 10^{-7}$	0,13	9,20	Neplatí

Tabulka 5.6: Porovnání poměru v různých stavech u eeg4

Poměr	Průměrná hodnota poměru			Porovnávaný stav	T - test			
	bdělost	ospalost	spánek		p [%]	s	t	Platnost H_0 při $\alpha=0,05$
alfa/delta	1,11	0,89	0,61	bdělost-ospalost	0,1	0,15	3,80	Neplatí
				bdělost-spánek	$0,15 \cdot 10^{-7}$	0,11	11,17	Neplatí
				ospalost-spánek	$63,4 \cdot 10^{-7}$	0,12	5,89	Neplatí

Tabulka 5.7: Porovnání poměru v různých stavech u eeg5

Poměr	Průměrná hodnota poměru			Porovnávaný stav	T - test			
	bdělost	ospalost	spánek		p [%]	s	t	Platnost H0 při $\alpha=0,05$
alfa/delta	1,34	1,08	0,57	bdělost-ospalost	0,03	0,15	4,29	Neplatí
				bdělost-spánek	$0,3 \cdot 10^{-10}$	0,12	15,49	Neplatí
				ospalost-spánek	$28 \cdot 10^{-10}$	0,10	12,22	Neplatí

Téměř u všech testů byla zamítnuta H0. Jedinou výjimkou je rozdíl u eeg1 mezi stavy bdělost a ospalost. Testováním se potvrdilo, že sledovaný poměr se v různých stavech lišil. Pomocí parametru p bylo u všech tří záznamů zjištěno, že nejmenší rozdíl je mezi stavem bdělost a ospalost, výraznější rozdíl je mezi ospalostí a spánkem a podle očekávání největší rozdíl je mezi stavem bdělosti a spánku.

5.3.2 Porovnání záznamů bez přítomnosti spánku

Porovnání je podobné jako v předchozím případě, ale porovnávají se pouze dva stavy. Také v tomto případě je stanovena H0: Poměr se v různých stavech probanda nemění.

Tabulka 5.8: Porovnání poměru v různých stavech u eeg2

Poměr	Průměrná hodnota poměru		Porovnávaný stav	T - test			
	bdělost	ospalost		p [%]	s	t	Platnost H0 při $\alpha=0,05$
alfa/delta	1,6	1,27	bdělost-ospalost	0,13	0,22	3,67	Neplatí

Tabulka 5.9: Porovnání poměru v různých stavech u eeg3

Poměr	Průměrná hodnota poměru		Porovnávaný stav	T - test			
	bdělost	ospalost		p [%]	s	t	Platnost H0 při $\alpha=0,05$
alfa/delta	1,64	1,23	bdělost-ospalost	$4 \cdot 10^{-5}$	0,14	7,10	Neplatí

V tomto případě byly porovnány rozdíly mezi dvěma stavy a v obou případech byla zamítnuta H0. I tady lze tedy usoudit, že byly znatelné rozdíly mezi stavy bdělosti a ospalosti.

6 DISKUZE

Analýza naměřených dat byla provedena porovnáním určitých poměrů vln ve vybraných fázích záznamů. Fázemi jsou myšleny tři stavy: bdělost, ospalost a spánek. K rozlišení těchto stavů byla využita analýza reakční doby. Porovnání bylo provedeno pomocí dvouvýběrového T-testu. Byly testovány tři poměry vln – alfa/delta, alfa/teta, delta/beta, které mohou být používány pro kontinuální sledování EEG, jak je uvedeno ve článku [8]. V tomto článku jeho autoři dospěli k závěru, že pomocí vybraných poměrů lze vhodně sledovat kontinuální průběh EEG. Zároveň dodávají, že použití jejich metody, která využívá vybrané poměry, nemusí být univerzální. Proto v této práci, zabývající se studiem změn mozkové aktivity při poklesu bdělosti bylo testováno, jestli jsou vybrané poměry vhodné i pro tento experiment. Při testování poměrů bylo zjištěno, že pro studium změn elektrické aktivity mozku je z vybraných poměrů vln nejvhodnější poměr alfa/delta. Z jedenácti provedených testů tento poměr obstál v osmi z nich. Zbylé dva testované poměry alfa/teta a delta/beta se v porovnávaných stavech u osob velice odlišovaly. Obstály pouze ve dvou případech, proto nejsou vhodné pro sledování změn mozkové aktivity při poklesu bdělosti. Jedná se o výsledek této práce, která testovala poměry podle určitých kritérií. Výsledek by se mohl lišit při použití jiných parametrů, např. pro vypočtení hodnot vln zastoupených v úseku by mohla být použita jiná metoda než DFT, např. metoda periodogramu. Tím by mohlo být dosaženo odlišného výsledku.

Další test byl zaměřen na sledování mozkové aktivity v různých stavech. Byl testován poměr alfa/delta, který nejlépe obstál v předchozím testu. Byly sledovány hodnoty poměru ve vybraných stavech pro každou osobu zvlášť. Tímto sledováním bylo ověřeno, že vybraný poměr je v různých stavech odlišný, což potvrzuje změnu aktivity mozku při různých úrovních bdělosti. Konkrétně bylo zjištěno, že nejmenší rozdíl byl mezi stavem bdělosti a ospalosti, větší rozdíl mezi stavem ospalosti a spánkem a největší rozdíl byl podle předpokladů zjištěn mezi stavem bdělosti a spánkem. Přestože je v této práci vyhodnoceno pouze pět záznamů, je možné pozorovat výrazné rozdíly mezi vybranými stavy. Pro objektivnější posouzení by bylo vhodné porovnat více záznamů osob se spánkovou deprivací a také porovnat skupinu osob bez spánkové deprivace. Odlišných výsledků by mohlo být dosaženo při použití jiných poměrů, než jaké byly v této práci testovány.

7 ZÁVĚR

Seznámil jsem se s metodami měření a analýzy elektroencefalogramů. Měření probandů bylo provedeno pomocí systému Biopac. V programu Matlab byla vytvořena aplikace pro načtení a analýzu naměřených dat.

Analýza dat byla provedena zkoumáním poměrů vln v určitých fázích záznamů. Hodnoty byly porovnávány pomocí dvouvýběrového T-testu. Nejprve bylo ověřováno, jestli jsou vybrané poměry použitelné pro studium změn elektrické aktivity mozku vyvolaných poklesem úrovně bdělosti. Výsledkem testu bylo zjištění, že nejvhodnějším poměrem pro tento experiment je poměr alfa/delta. Poměry alfa/teta a delta/beta v testech neobstály, tyto poměry nejsou vhodné pro tento experiment.

Další test porovnával mozkovou aktivitu ve vybraných stavech pomocí poměru alfa/delta. Hodnoty tohoto poměru byly porovnávány zvlášť pro každou osobu. Výsledkem bylo zjištění, že poměr se ve vybraných stavech mění. Nejmenší rozdíl byl zjištěn mezi stavem bdělosti a ospalostí, výraznější rozdíl mezi ospalostí a spánkem a podle předpokladů největší rozdíl byl zjištěn mezi stavem bdělosti a ospalostí. Tím bylo potvrzeno, že aktivita mozku se mění při změně bdělosti.

LITERATURA

- [1] HOVORKA, J., NEŽÁDAL, T., HERMAN, E., PRAŠKO, J. *Klinická elektroencefalografie*. Vydavatelství Maxdorf, Praha, 2003. ISBN 80-7345-001-1
- [2] FABER, J. *QEEG. Korelace EEG analýzy s psychologickými testy*. Vydavatelství Galén, Praha, 2005. ISBN 80-7262-364-8
- [3] HOVORKA, J., NEŽÁDAL, T., BAJAČEK, M., *EEG abnormalita*. Vydavatelství Maxdorf, Praha, 2006. ISBN 80-7345-093-3
- [4] GERLA, V. *Úvod do EEG*. Praha. [cit. 12. prosince 2010]. Dostupné na www: <http://www.zivotni-energie.cz/>
- [5] TICHÝ, T. *Systém pro detekci a vyhodnocování mikrosnánku řidičů*. Disertační práce, Praha: ČVUT v Praze, 2004.
- [6] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. Nakladatelství VUTIUM, Brno, 2002. ISBN 80-214-2911-9
- [7] BELLADA, L. *Waveletová transformace*. Semestrální práce. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2005.
- [8] DONÁT, J., FABER, J. *Metoda kontinuálního sledování spektrálních pásem EEG signálů*. Praha. [cit. 4. května 2011]. Dostupné na www: <http://www.neurologiepropraxi.cz/>
- [9] ZVÁRA, K. *Biostatistika*. Nakladatelství Karolinum, Praha, 2006. ISBN 978-80-246-0739-9

PŘÍLOHY

[A] CD s aplikací a naměřenými daty