



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA POLYSOMNOGRAFICKÝCH DAT

POLYSOMNOGRAPHIC DATA ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Petra Jagošová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Marina Ronzhina, Ph.D.

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Petra Jagošová

ID: 195186

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Analýza polysomnografických dat

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti počítačového zpracování a analýzy polysomnografických dat. Zaměřte se na metody používané pro detekci spánku. 2) Seznamte se s databází patientských signálů dostupnou na ÚBMI. 3) Realizujte vybrané metody analýzy polysomnografických dat v prostředí Matlab. 4) Statisticky vyhodnoťte diskriminační schopnosti navržených metod či jejich kombinací. 5) Dosažené výsledky vhodně interpretujte a porovnejte s dostupnými údaji z literatury. 6) Diskutujte výhody a limitace použitých metod a možnosti jejich vylepšení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SPRIGGS, William. Essentials of polysomnography. A training guide and reference for sleep technicians. Jones and Bartlett Publishers, 2009, 615 s. ISBN 978-0-7637-8106-4.

[2] MOSER, Doris et al. Sleep classification according to AASM and Rechtschaffen & Kales: Effects on Sleep Scoring Parameters. Sleep. 2009, č. 32, s. 139-149. ISSN 1550-9109.

[3] SANEI, Saeid a Jonathon CHAMBERS. EEG signal processing. Wiley, 2007, 312 s. ISBN 978-0-470-02581-9.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provozník, 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

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou polysomnografických signálů, která je založena na analýze parametrů v časové a frekvenční oblasti. Parametry jsou počítány z 30s úseků EEG, EOG a EMG signálů snímaných v průběhu různých spánkových fází. Pomocí vizuální analýzy krabicových grafů, statistické analýzy a následného post-hoc testu jsou vybrány parametry, které jsou vhodné pro následnou detekci spánkových fází. Vybranými parametry v časové oblasti byly pro EOG signály: mobilita, koeficient šikmosti a špičatosti. Pro EEG signály se jednalo o tyto parametry: aktivita, 75. percentil, koeficient špičatosti a mobilita. U EMG signálu to byly 75. percentil a složitost. Z frekvenční oblasti se jednalo o relativní výkonové spektrum frekvenčních pásem alfa, delta a beta.

Klíčová slova

Spánkové fáze, polysomnografie, analýza PSG dat, časová analýza, frekvenční analýza.

Abstract

The bachelor's thesis is focused on analysis of polysomnographic signals based on various parameters in time and frequency domain. The parameters are acquired from 30 seconds long segments of EEG, EOG and EMG signals recorded during different sleep stages. The parameters useful for automatic detection of sleep stages are selected according to both visual analysis of boxplots and statistical analysis via comparison tests. EOG parameters selected in the time domain were mobility, skewness and kurtosis. Among EEG parameters, activity, 75. percentile, kurtosis and mobility were selected. Among EMG parameters, 75. percentile and complexity were selected. Finally, the parameters selected in the frequency domain were relative power spectra in alpha, delta and beta bands.

Keywords

Sleep stages, polysomnography, PSG data analysis, time-domain analysis, frequency-domain analysis.

Bibliografická citace:

JAGOŠOVÁ, Petra. *Analýza polysomnografických dat* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-05-23]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118307>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Marina Ronzhina.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma *Analýzy polysomnografických dat* jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské 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 autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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.

V Brně dne **23. května 2019**

.....
podpis autorky

Poděkování

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

V Brně dne **23. května 2019**

.....
podpis autorky

Obsah

1	Úvod	- 10 -
2	Polysomnografie	- 11 -
2.1	Elektroencefalografie	- 11 -
2.2	Elektrookulografie	- 14 -
2.3	Elektromyografie	- 15 -
2.4	Hodnocení polysomnografického záznamu	- 16 -
3	Automatická klasifikace spánkových fází.....	- 19 -
3.1	Analýza v časové oblasti.....	- 19 -
3.2	Analýza ve frekvenční oblasti	- 21 -
3.3	Analýza v časově-frekvenční oblasti	- 23 -
4	Analýza PSG signálů ze studie relief.....	- 24 -
4.1	Popis PSG dat.....	- 24 -
4.2	Statistická analýza PSG dat	- 28 -
4.3	Výsledky analýzy PSG dat	- 30 -
5	Zhodnocení výsledků	- 43 -
6	Závěr	- 45 -
7	Literatura.....	- 47 -
8	Seznam symbolů, veličin a zkratk	- 50 -
9	Seznam příloh	- 51 -

Seznam obrázků

Obrázek 1 Rozmístění elektrod při snímání EEG signálu [5]	- 12 -
Obrázek 2 Doporučené svody EEG pro spánkové studie podle AASM [6]	- 13 -
Obrázek 3 Rozmístění elektrod při snímání EOG signálu [8]	- 14 -
Obrázek 4 Ukázka hypnogramu	- 24 -
Obrázek 5 Rozmístění elektrod při snímání EEG signálů v rámci studie RELIEF [18]	- 25 -
Obrázek 6 Rozmístění elektrod pro snímání EOG ve studii RELIEF [18].....	- 25 -
Obrázek 7 Rozmístění elektrod pro snímání subEMG ve studii RELIEF [18].....	- 26 -
Obrázek 9 Ukázka jednotlivých 30s epoch EOG signálu	- 27 -
Obrázek 8 Ukázka jednotlivých 30s epoch EEG signálu.....	- 27 -
Obrázek 10 Ukázka jednotlivých 30s epoch EMG signálu.....	- 28 -
Obrázek 11 Příklad krabicového grafu s vyznačením významných kvantilů [17]-	29
-	
Obrázek 12 Ukázka histogramu pro určení normality dat: střední hodnota EEG-	32
-	
Obrázek 13 Střední hodnota EEG signálů (kanál CzOz), p-hodnota > 0,05 (ANOVA test).....	- 33 -
Obrázek 14 Směrodatná odchylka EEG signálů (kanál FzCz), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test).....	- 33 -
Obrázek 15 Aktivita EEG signálů (kanál C3M2), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test, zvětšený obrázek)	- 36 -
Obrázek 16 Mobilita EEG signálů (kanál C3M2), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test).....	- 37 -
Obrázek 17 Složitost EMG signálů (kanál Chin), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test).....	- 37 -
Obrázek 18 Ukázka periodogramu-fáze bdění	- 39 -
Obrázek 19 Relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál FzCz, p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)	- 40 -
Obrázek 20 Relativní výkonové spektrum pásma alfa v jednotlivých spánkových fázích, kanál CzOz, p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test).....	- 41 -

Seznam tabulek

Tabulka 1 Ukázka zastoupení 30s epoch v jednotlivých fázích spánku	- 31 -
Tabulka 2 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: střední hodnota, směrodatná odchylka	- 34 -
Tabulka 3 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: koeficient šikmosti, koeficient špičatosti, 75. percentil.....	- 35 -
Tabulka 4 Výsledek post-hoc testu Hjorthových deskriptorů.....	- 38 -
Tabulka 5 Výsledek post-hoc testu frekvenčních pásem.....	- 42 -
Tabulka 6 Vizuálně vybrané parametry pro klasifikaci spánkových fází.....	- 44 -
Tabulka 7 Parametry vybrané pro klasifikaci spánkových fází	- 44 -

1 ÚVOD

V současné době plné shonu, napětí a nezdravém životním stylu, narůstá počet lidí se spánkovými poruchami. Proto analýza a hodnocení polysomnografických záznamů nabývá čím dál více na své významnosti. Vyhodnocování těchto záznamů je velmi časově náročné, jelikož jsou prováděny na odborných pracovištích převážně vizuálně. Proto v posledních letech narůstá snaha o rozvoj a zlepšení metod, které slouží k automatické klasifikaci spánku.

Tato bakalářská práce se v první části zabývá popisem polysomnografie. Jedná se o základní metodu, která se používá k vyšetření poruch spánku a bdění. Vyšetření probíhá v průběhu celé noci, kdy je snímáno několik parametrů. Mezi ně řadíme například elektrokardiogram (EKG), elektroencefalogram (EEG), elektrookulogram (EOG), krevní tlak a pohyby končetin. V této práci budou použity a popsány pouze EEG, EOG a EMG záznamy.

Další část práce se věnuje analýze PSG signálů ze studie RELIEF. Data z této studie pochází ze spánkové laboratoře z Fakultní nemocnice u sv. Anny. Na těchto datech byl proveden v programovém prostředí Matlab výpočet vybraných parametrů z časové a frekvenční oblasti z 30s epoch daných signálů. Analýza v časové oblasti byla provedena pomocí těchto parametrů: střední hodnota, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti a špičatosti, 75. percentil a Hjorthovy deskriptory (aktivita, mobilita a složitost). Ve frekvenční oblasti bylo vypočítáno výkonové spektrum, které se vyhodnotí dle zastoupení složek v jednotlivých frekvenčních pásmech (delta, theta, alfa, beta).

Pomocí krabicových grafů byly zobrazeny výsledky vypočtených parametrů z daných oblastí, které byly poté vizuálně zhodnoceny. Statistickou analýzou, konkrétně ANOVA a Kruskal-Wallisovým testem, byly získány parametry, které jsou vhodné pro odlišení alespoň jedné spánkové fáze od ostatních. Následnou post-hoc analýzou byly získány dvojice spánkových fází, které lze od sebe odlišit. Pomocí těchto výpočtů a analýz byly vybrány parametry, které jsou vhodné pro detekci jednotlivých spánkových fází.

2 POLYSOMNOGRAFIE

Polysomnografie (PSG) je vyšetřovací metoda, která se používá ke sledování spánkových stádií. Vyšetření se provádí ve spánkové laboratoři a jeho výsledkem je celonoční záznam mnoha parametrů, který se nazývá polysomnogram. Mezi tři základní měřené signály řadíme: elektroencefalogram (EEG), elektrookulogram (EOG) a elektromyogram svalů brady (EMG). Během PSG vyšetření je současně zaznamenáváno několik fyziologických parametrů, k nimž patří například elektrokardiogram (EKG), krevní tlak či dýchací pohyby, saturace hemoglobinu kyslíkem, pohyby končetin. Vyšetření se provádí ve spánkové laboratoři po celou noc. Při vyšetření může být také pořízen videozáznam, z kterého lze pak vyhodnotit, kdy došlo k buzení či pohybům vyšetřovaného. [1][2][3]

2.1 Elektroencefalografie

Snímání a záznam elektrické aktivity mozku umožňuje diagnostická metoda zvaná elektroencefalografie. Je jedním ze základních vyšetření používaných v neurologii. Podle místa snímání dělíme elektroencefalografii na neinvazivní a invazivní, k jemuž slouží jehlové elektrody.

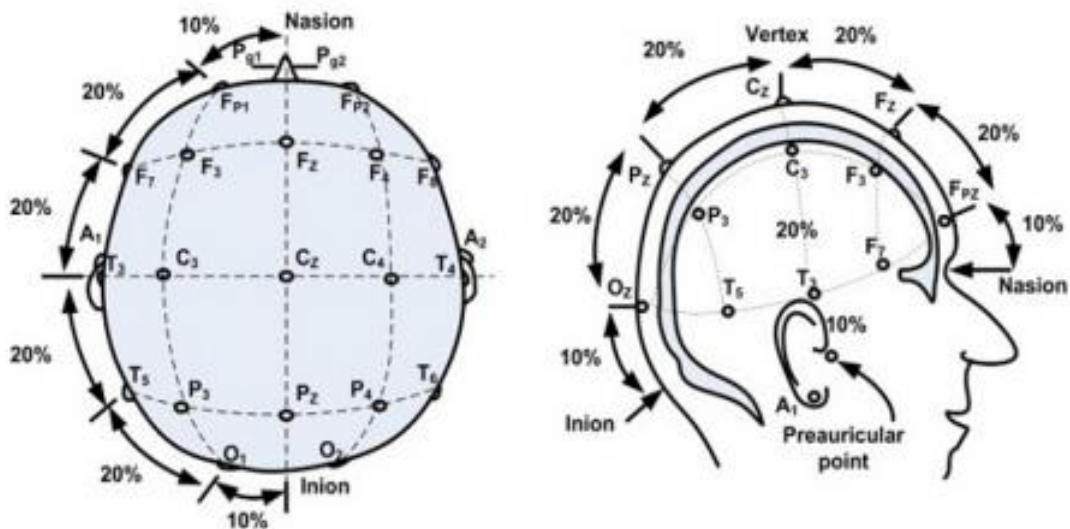
Elektrokortikografie je speciálním případem elektroencefalografie, kdy je snímání prováděno z povrchu mozkové kůry. Toto vyšetření se provádí pouze v krajním případě, protože je invazivní. Při neinvazivním vyšetření jsou signály snímány povrchovými elektrodami.

Při běžném klinickém elektroencefalografickém vyšetření se provádí snímáním z povrchu hlavy, neinvazivně. Záznam vyšetření se nazývá elektroencefalogram. Vyšetření se provádí při podezření na epilepsii, poruchy spánku a mozkových nádorů. [4]

Snímání EEG

Při elektroencefalografickém vyšetření je rozmístění elektrod definováno podle mezinárodního systému, tzv. systém 10-20. Schéma rozložení elektrod popsal kanadský neurolog a psycholog Herbert Jasper. V roce 1958 byl tento systém mezinárodně sjednocen. Jednotný systém byl zaveden proto, aby při opakovaném vyšetření byly elektrody umístěny na stejném místě jako při předchozím vyšetření.

Vzdálenosti mezi elektrodami jsou rozděleny na úseky o velikosti 10% a 20% (viz. Obrázek 1).

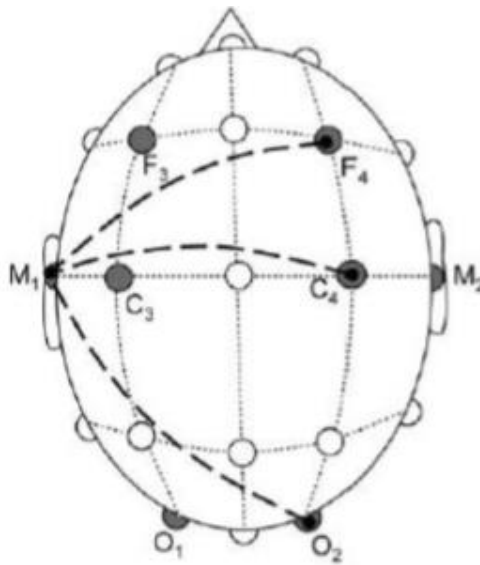


Obrázek 1 Rozmístění elektrod při snímání EEG signálu [5]

Celkový počet elektrod, používaných při snímání systémem 10-20, je 21. Dvě elektrody jsou umístěny na ušních lalůčkách a používají se jako referenční elektrody. Elektroda A₁ je umístěna na levém ušním lalůčku, na pravém elektroda A₂. Zbýlých 19 elektrod je umístěno na povrchu lebky tak, aby zaznamenaly všechny oblasti mozku. Každá elektroda na povrchu lebky má své specifické označení i umístění. Elektrody jsou označeny kombinací jednoho či dvou písmen v podobě dolního indexu. Sudá čísla označují pravou hemisféru a lichá čísla levou. Písmena sousíví s lebeční oblastí, ve které je elektroda umístěna [4]:

- F – frontální
- Fp – frontopolární
- C – centrální
- P – parietální
- T – temporální
- O – okcipitální

Při měření EEG jsou používány Ag/AgCl nebo zlaté elektrody, o velikosti 10mm. Elektrody jsou umístěny na kůži hlavy. Pro rozmístění elektrod se užívá mezinárodně uznávaný systém 10-20. Signál se měří proti referenční elektrodě, která není pevně daná, ale většinou se měří proti elektrodám na ušních lalůčkách. Na Obrázek 2 jsou zobrazeny doporučené svody podle manuálu AASM. [6]



Obrázek 2 Doporučené svody EEG pro spánkové studie podle AASM [6]

Charakteristika EEG signálu

U elektroencefalografického signálu snímaného z povrchu hlavy se špičkové napětí pohybuje v rozmezí 20 - 300 μV . Frekvenční rozsah signálu je 0,5 - 70 Hz. Při rutinním diagnostickém snímání se využívá pásmo 0,5 - 30 Hz, ve kterém je soustředěn největší výkon signálu. Ve frekvenční oblasti je signál rozdělován do čtyř základních pásem alfa, beta, theta a delta. Nejmenší vizuálně hodnotitelnou jednotkou elektroencefalogramu je tzv. grafoelement. Dva základní typy grafoelementů jsou vlny a hroty. Sled po sobě jdoucích vln nazýváme rytmem, který vyjadřuje základní aktivity mozku. [4]

Základní rytmy frekvenčního rozsahu:

- **Delta rytmus** (0,5 - 4 Hz) je fyziologický jen v časném dětství a v dospělosti za hlubokého spánku. V ostatních případech se většinou jedná o patologický. Jeho amplituda dosahuje až 100 μV .
- **Theta rytmus** (4 - 8 Hz) se fyziologicky vyskytuje u dětí a také v mělkých stádiích spánku. Dosahuje amplitudy až 150 μV . Theta rytmus je považován za patologický jen, pokud jeho amplituda dosahuje dvojnásobku aktivity alfa nebo vyskytuje-li se pouze na jednom místě (ložiskově).
- **Alfa rytmus** (8 - 13 Hz) je nejlépe vyjádřen nad týlními oblastmi. Je tlumen otevřením očí (zrakovými vjemy) a také zvýšenou pozorností. Alfa rytmus je projevem klidové aktivity mozku ve stavu tzv. relaxované bdělosti,

tz. u klidně ležícího člověka se zavřenýma očima. Jeho amplituda se pohybuje od 20 do 50 μV .

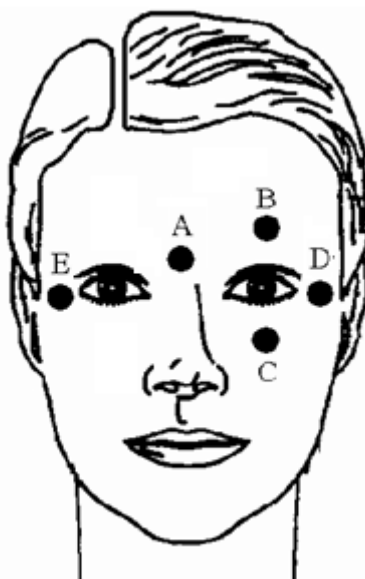
- **Beta rytmus** (13 – 35 Hz) má menší amplitudu než alfa a nejlépe bývá vyjádřena v čelních svodech. Amplituda většinou nepřesahuje 20 μV . Obvykle se netlumí otevřením očí.

2.2 Elektrookulografie

Elektrookulografie je metoda, která snímá elektrickou aktivitu očních pohybů. Metoda je založená na měření změn elektrického potenciálu pomocí elektrod umístění okolo očí. Při elektrookulografickém vyšetření se využívá toho, že bulbus představuje dipól s pozitivním nábojem na rohovce a negativním při zadním pólu oka. Díky tomu vzniká rozdíl potenciálů, který způsobuje změnu v elektrostatickém poli při změnách polohy oka. Diagnostický přístroj, který slouží k měření a registraci změn elektrostatického pole očí, se nazývá elektrookulograf. Elektrický signál, který je tímto vyšetřením získán, se nazývá elektrookulogram. Elektrookulografie patří mezi neinvazivní vyšetření, které našlo široké uplatnění v lékařské diagnostice, např. pomocí metody EOG se často provádí spánkové studie, dále je využíváno při studiu některých nemocí, poruch a také při diagnóze. [4][7]

Snímání EOG

Elektrookulografický signál je snímán kožními elektrodami, které jsou umístěny při zevním a vnitřním koutku obou očí. Na Obrázek 3 je znázorněno umístění elektrod při vyšetření.



Obrázek 3 Rozmístění elektrod při snímání EOG signálu [8]

Pro snímání horizontálního signálu (pohyb očí vlevo a vpravo) jsou elektrody (E a D) umístěny nalevo a napravo od koutků oka. Při měření vertikální složky EOG jsou elektrody (B a D) nad a pod okem. Vertikální složka obsahuje pohyby oka nahoru a dolů. Referenční elektroda (A) je umístěná uprostřed čela, občas se používá při snímání unipolárních potenciálů vůči této elektrodě. Nebo může být umístěná v elektricky méně aktivní oblasti, např. na krku.

Dva základní typy zapojení elektrod jsou: unipolární a bipolární. Při unipolárním snímání rozlišujeme diferentní a indiferentní elektrodu. Diferentní elektroda je vlastní měřicí elektrodou, zpravidla maloplošná a umístěná v elektricky aktivní oblasti. Jako referenční elektroda se používá indiferentní elektroda. Ta je velkoplošná a umístěná v elektricky neaktivní oblasti (mezi očima, ušní lalůček, krk).

Při bipolárním snímání jsou obě elektrody označovány jako diferentní. Elektrody snímají potenciálový rozdíl mezi dvěma elektricky aktivními místy uvnitř nebo na povrchu organismu. Většinou maloplošné elektrody jsou umístěné v elektricky aktivní oblasti. [4]

Charakteristika EOG

Elektrookulografický signál je závislý na pohybové aktivitě očí. Dle svého charakteru zařazen do skupiny náhodných signálů. Jeho časový průběh nelze popsat žádným matematickým vztahem. Může být popsán pouze jeho charakteristikami v časové a frekvenční oblasti. Frekvenční rozsah má významnou stejnosměrnou složku a nachází se v rozmezí 0,1-30 Hz. Amplituda signálu se pohybuje v rozmezí μV -mV. Změna amplitudy EOG o 20 μV způsobená pohybem oka se projeví změnou úhlu o 1° v příslušném směru. [4]

2.3 Elektromyografie

Elektromyografie je diagnostická metoda, která analyzuje a zaznamenává bioelektrické signály, které vznikají činností kosterního svalstva. Základní funkční jednotkou svalového aparátu je motorická jednotka. Skládá se z jednoho motoneuronu a ze souboru svalových vláken, jež jsou motoneuronem inervovány. Těla motoneuronů jsou uložena v předním rohu páteřní míchy, odkud vybíhají axony (nervová vlákna). Axon každého motoneuronu se rozvětjuje a každá jeho větev je zakončena nervosvalovou ploténkou, která inervuje svazek vláken.

Akční potenciál se šíří z motoneuronu a přenáší se na svalová vlákna nervosvalovou ploténkou. Membrána vláken je podrážděna z ní uvolněným neurotransmitterem a depolarizuje se. Díky tomu dochází k vybavení akčního potenciálu, který se šíří oběma směry k jeho zakončení a postupně depolarizuje membrány lokálními proudy. S tímto zároveň dochází ke stahu vláken. Elektrické pole vzniká vlivem

různých elektrických potenciálů v různých částech membrány svalového vlákna. Měřením potenciálů tohoto pole získáme elektromyografický signál.

Záznam vyšetření se nazývá elektromyogram. Snímání můžeme rozdělit na invazivní a neinvazivní, přičemž při polysomnografickém vyšetření se používá neinvazivní submentální EMG (subEMG). Elektromyografické vyšetření se často provádí při současné stimulaci příslušných motorických a periferních nervů. Snímání a zpracování signálu nebylo dosud v dostatečné míře standardizováno. Používané způsoby snímání a následné zpracování se proto liší mezi jednotlivými specializovanými pracovišti. [4] [7]

Snímání EMG

Při neinvazivním elektromyografii, zaznamenáváme z povrchu těla signál vzniklý činností velkého množství motorických jednotek. Signál dosahuje hodnot až 10 mV. Horní hranice využitelného frekvenčního pásma je omezena rozhraním elektroda pokožka na 500 Hz. Frekvenční složky nad touto hranicí nelze odlišit od šumu. V oblasti 50-150 Hz se nachází hlavní část výkonového spektra signálu.

Při snímání PSG signálu se využívá měření submentální EMG a dolní části nohou. Při snímání pohybů brady jsou elektrody umístěny asi 2 cm pod spodním okrajem dolní čelisti a zhruba 2 cm vlevo a vpravo od pomyslné střední čáry. Pomocí dvojice elektrod umístěných na předním holením svalu každé nohy získáme signály z dolní části nohou. [4][6]

2.4 Hodnocení polysomnografického záznamu

Hodnocení polysomnografického záznamu je standardizováno. Spánková stádia se hodnotí po tzv. epochách. Trvání jedné epochy je 30 sekund. V roce 1968 vznikl tzv. manuál standardizované terminologie, technik a hodnotící systém stádií spánku. Tento manuál se stal na 40 let celosvětově uznávaným základem klinického vyšetření spánku a jeho poruch, dnes se již téměř nepoužívá. Od roku 2007 byl nahrazen standardem AASM (American Academy of Sleep Medicine). Výsledný záznam se nazývá hypnogram. Jedná se o graf, který zobrazuje jednotlivé spánkové fáze. [3][6]

R&K

Dle dříve používaného R&K manuálu se spánková stádia rozdělují do šesti fází. Tento manuál také doporučuje klasifikovat spánek po 30s úsecích (tzv. epochách). Každému úseku je poté přiřazena jedna, obvykle číselná hodnota, která reprezentuje jednu z šesti fází. Rozdělení fází podle R&K [6]:

- Fáze bdění
- S1 fáze spánku
- S2 fáze spánku
- S3 fáze spánku
- S4 fáze spánku
- REM fáze (Rapid Eye Movement)

AASM standard

Oproti R&K AASM standard rozděluje spánek do 5 stádií. Tři základní fáze jsou bdělost (wake), Non-REM (non-Rapid Eye Movement) fáze a REM fáze (Rapid Eye Movement), která je společná pro oba manuály, R&K i AASM. Non-REM fáze se dále rozděluje na N1-N3. Fáze Non-REM 3 vznikla spojením fází S3 a S4. Manuál dále obsahuje také doporučení pro nastavení měřicích přístrojů a pro zpracování snímaných signálů.

Rozdělení spánkových fází podle AASM standardu [3][6]:

- **Fáze Wake (W)** je stav bdělosti. Tuto fázi lze rozdělit na nerelaxovanou a relaxovanou bdělost. Při nerelaxované bdělosti se na EEG objevují artefakty z očních pohybů. V EEG jsou pozorovány vlny beta o frekvenci 18-25 Hz s napětím 10-30 μ V. Relaxovaná bdělost je stav se zavřenýma očima. Typickými v EEG jsou alfa vlny nejčastěji kolem 10 Hz. Oční pohyby jsou rychlé sledovací nebo bez pohybu. EMG zaznamenává tonickou svalovou aktivitu o relativně vysoké intenzitě. Tato aktivita je závislá na práci mimických svalů.
- **Non-REM 1 (N1)** je přechodem mezi bděním a spánkem. Na EEG se vyskytují vlny theta s frekvencí 4-7 Hz. Theta vlny mají nízkou amplitudu a vlny alfa jsou ve většině epochy nepřítomné. Kontinuální tonická svalová aktivita má nižší hodnoty oproti bdělosti. V N1 fázi se vyskytují pomalé konjugované oční pohyby. Trvání této fáze je většinou 4-8 minut.
- **Non-REM 2 (N2)** fáze představuje základ spánku a tvoří 45-55% jeho trvání. V EEG převládají vlny theta (4-7 Hz) o nízké a střední amplitudě. Typickým jevem této fáze jsou K-komplexy a spánková vřetena. Spánková vřetena jsou charakteristické vlny shodné frekvence (12-14 Hz), jejich trvání je 0,5-1,5 s. K-komplex je bifázická pomalá vlna o trvání delším než 0,5 s. Jsou tvořeny vysokou pomalou ostrou negativní vlnou, za kterou následuje pozitivní vlna s menší amplitudou. Oční bulby se nepohybují, ale v EEG lze dobře rozlišit K-komplexy a spánková vřetena. EMG zobrazuje nízkou tonickou svalovou aktivitu, nižší než při bdělosti a N1.

- **Non-REM 3 (N3)** je fází hlubokého spánku, trvající cca 128 minut. EEG obsahuje vlny delta o frekvenci 0,5-4 Hz a minimální amplitudě 75 μ V. Na EMG se objevuje kontinuální tonická svalová aktivita nízké hodnoty. Oční bulby se nepohybují.
- **REM fáze** (Rapid Eye Movement) je obdobím intenzivní činnosti mozku, při které se zdají sny. Na EEG je pozorovatelná nízkovoltážní desynchronizovaná aktivita, která může připomínat záznam NREM1 nebo bdělost s otevřenými očima. V této fázi jsou přítomné vlny theta a alfa. Jak vyplývá z názvu, pro tuto fázi spánku jsou typické rychlé oční pohyby, které jsou detekovány na EOG záznamu. Typickým jevem jsou nízké hodnoty subEMG a nepravidelně se mohou objevit krátké záškuby.

Architektura spánku

Architektura spánku popisuje spánkové fáze probíhající během noci. Spánková stádia se opakují v cyklech. Kvalitní spánek se vyznačuje cyklizací. U zdravého, mladého, dospělého člověka se cykly opakují po 90-120 minutách.

První spánkovou fází je N1 fáze. Nastává při přechodu ze stavu bdění do stavu lehkého spánku. V N1 dochází k poklesu tepové frekvence a uvolňování svalového napětí. Mohou se zde vyskytovat pomalé oční pohyby a rychlé svalové záškuby.

Následuje fáze N2 – lehký spánek. Při lehkém spánku dochází ke snížení elektrické aktivity mozku. Typickým jevem této fáze pozorovatelné na EEG jsou K-komplexy a spánková vřetena.

Hluboký spánek nastává se fází N3. Zpomalení elektrické činnosti mozku je stále větší, stejně tak dochází k většímu uvolnění kosterního svalstva. Během N3 se uvolňuje růstový hormon.

Celý cyklus je zakončen REM fází. REM je charakterizována rychlými očními pohyby. Bývá také označována jako paradoxní spánek, protože mozková aktivita připomíná činnost jako během bdělosti, ale svaly jsou plně uvolněny. Tento cyklus se během noci několikrát opakuje.

Architekturu spánku lze vyhodnotit pomocí hypnogramu. Tento graf zobrazuje průběh jednotlivých spánkových fází během noci. [2][9]

3 AUTOMATICKÁ KLASIFIKACE SPÁNKOVÝCH FÁZÍ

Analýzu PSG dat lze provést v několika různých oblastech. Tyto oblasti dělíme na: analýzu v časové oblasti, ve frekvenční oblasti a časově frekvenční oblasti.

3.1 Analýza v časové oblasti

Při analýze v časové oblasti jsou nejčastěji využívány statické parametry. Tyto parametry jsou získány ze samotného signálu. Mezi parametry řadíme například: střední hodnotu, Hjorthovy deskriptory, směrodatnou odchylku a další. Pro analýzu EEG, EOG a EMG signálů byly vybrány následující parametry [10][11][12][13][14]:

Střední hodnota

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (3.1)$$

Směrodatná odchylka

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (3.2)$$

kde n je počet vzorků x_i měřeného signálu x v epoše.

Koeficient šikmosti a špičatosti vychází z centrálního empirického momentu M_k :

$$M_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^k. \quad (3.3)$$

Koeficient špičatosti (kurtosis) určuje špičatost hustoty nebo plochost rozložení. Čím je hodnota špičatosti vyšší, tím je rozdělení špičatější a tím vyšší je stupeň koncentrace prostředních hodnot ve srovnání s ostatními hodnotami.

$$kurt_{EEG} = \frac{M_4}{M_2^2}, \quad (3.4)$$

Koeficient šikmosti (skewness) měří asymetrii rozložení náhodné veličiny. Nulové hodnoty šikmosti udávají rozdělení vlevo a vpravo od střední hodnoty. Kladné

hodnoty šikmosti popisují pozitivně sešikmené rozdělení a záporné hodnoty rozdělení sešikmené negativně.

$$skew_{EEG} = \frac{M_3}{M_2\sqrt{M_2}}. \quad (3.5)$$

75. percentil je hodnota, pod kterou je umístěno 75% hodnot náhodné proměnné. Někdy je také nazýván jako horní kvartil nebo třetí kvartil,

$$card \left\{ \frac{x(i)}{x(i)} < prcile75 \right\} = \frac{75 \cdot n}{100}, \quad (3.6)$$

kde n je počet vzorků $x(i)$ signálu x v epoše a $card$ udává počet prvků v sadě.

Hjorthovy deskriptory jsou dalším nástrojem používaným pro analýzu v časové oblasti. Mezi Hjorthovy deskriptory patří aktivita, mobilita a složitost. Získáme je výpočtem ze signálu pomocí rozptylu a první a druhé derivace. Jako rozptyl signálu je definovaný parametr aktivita. Mobilita udává odhad dominantní frekvence signálu a parametr složitost je odhadem šířky pásma signálu.

Aktivita

$$A = var(x) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2, \quad (3.7)$$

Mobilita

$$M = \sqrt{var(x') \cdot var(x)}, \quad (3.8)$$

Složitost

$$C = \frac{M(x')}{M(x)} = \sqrt{\frac{var(x'') \cdot var(x)}{var(x')^2}}, \quad (3.9)$$

kde $var(x)$ je rozptyl signálu x , x' je první derivace a x'' je druhá derivace signálu.

3.2 Analýza ve frekvenční oblasti

Spektrální analýza umožňuje určit spektrum a spektrální výkonovou hustotu signálu. Matematickým základem metod spektrální analýzy jsou ortogonální transformace, při kterých časovému průběhu signálu je přiřazeno spektrum a spektru signál. Nejznámější transformací využívanou v této oblasti je Fourierova transformace. [10]

Fourierova transformace

Fourierova transformace (FT) je základním matematickým nástrojem pro zpracování a analýzu signálů. Využívá se pro spektrální analýzu spojitého periodického i neperiodického signálu. Slouží k převodu signálu z časové do frekvenční oblasti a naopak. FT je dána vztahem [10][12][15]:

$$F(\omega) = F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (3.10)$$

kde $F(\omega)$ je spektrum analogového signálu, $F\{f(t)\}$ je FT funkce časově závislé funkce $f(t)$ a ω značí kmitočet.

Vzhledem k tomu, že pracujeme s diskrétními signály, je nutno použít modifikaci FT, známou jako diskrétní Fourierova transformace (DFT), která přiřazuje signálové posloupnosti N vzorků v originální oblasti stejně dlouhou posloupnost ve spektrální oblasti. DFT je dána vztahem [10]:

$$DFT\{f_n\} = \left\{ F_k \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-jk\Omega nT} \right\}, \quad (3.11)$$

kde N je počet vzorků, Ω je N -tina vzorkovacího kmitočtu, k jsou celočíselné indexy, T značí vzorkovací periodu a F jsou komplexní spektrální koeficienty.

K výpočtu výkonových spekter pomocí DFT nám slouží dvě základní metody – metoda korelogramu a metoda periodogramu.

Odhad spektra metodou periodogramu

Odhad spektra metodou periodogramu řadíme mezi základní neparametrické metody pro odhad výkonového spektra. Je určen jako střední hodnota kvadrátů spekter jednotlivých realizací

$$S_{xx}(k) = E \left\{ \frac{1}{N} X_w(k) X_w^*(k) \right\} = E \left\{ \frac{1}{N} |X_w(k)|^2 \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{w=w_1}^{w_M} |X_w(k)|^2, \quad (3.12)$$

kde X_w je M spekter realizace, každá o délce N . Z nich určíme výkonové spektrum $|X_w(k)|^2$ a to potom zprůměrujeme.

Výkonové spektru je funkce deterministická, ale fázové spektrum jednotlivé realizace je náhodné, proto nemá smysl je průměrovat. Průměrováním snižujeme rozptyl odhadu výkonového spektra. Jestliže je analyzovaný signál ergodický, je možné výkonové spektrum odhadnout pouze z jedné realizace. Toho dosáhneme tím, že změřený signál o délce N' rozdělíme na M úseků o délce $N=N'/M$. Z každého takového segmentu poté vypočteme spektrum a výsledky zpřůměrujeme. Tímto dojde ke zmenšení rozlišovací schopnosti, protože používáme menší počet vzorků, než má celý měřený signál. Proto se před výpočtem individuálních spekter používá váhování některým oknem pro zmenšení prosakování. [16]

Odhad spektra merodou korelogramu

Tato metoda je založena na použití Wiener-Chinčina teorému pro výpočet výkonového spektra. Ten dává do souvislosti autokorelační funkci náhodného procesu $r_{xx}(\tau)$ s jeho výkonovým spektrem $S_{xx}(k)$:

$$S_{xx}(k) = DFT\{R_{xx}(\tau)\} = \sum_{\tau=-N+1}^{N-1} r_{xx}(\tau) e^{-j\omega\tau T}, \quad (3.13)$$

kde $r_{xx}(\tau)$ je funkce deterministická a symetrická kolem středu.

Korelační funkce $r_{xx}(\tau)$ je funkcí deterministickou a je symetrickou kolem středu. Výkonové spektrum této funkce je také funkce deterministická, reálná. Výpočet autokorelační funkce pro ergodické procesy z jedné změřené realizace v sobě zahrnuje průměrování, tudíž má výsledné spektrum menší rozptyl. Odhad autokorelační funkce pro velké hodnoty τ je značně nepřesný, jelikož do průměru vstupuje málo hodnot. Proto se před výpočtem výkonového spektra provádí odříznutí několika posledních hodnot $r_{xx}(\tau)$. [16]

3.3 Analýza v časově-frekvenční oblasti

Je výhodné analyzovat EEG signál i v časově-frekvenční oblasti. Při této analýze získáme kromě informace o jednotlivých frekvenčních složkách i jejich výskyt v čase. Analýza v časově-frekvenční oblasti se provádí pomocí krátké Fourierovy transformace a vlnkové transformace.

Krátkodobá Fourierova transformace

Krátkodobá Fourierova transformace (STFT) rozděljuje signál na krátké úseky, ze kterých jsou odvozena dílčí spektra. Postupně se posouvající okno zvolené délky vymezuje jednotlivé úseky signálu. Na každém úseku, u kterého se předpokládá dostatečná stacionarita, je provedena Fourierova transformace. Pro výpočet krátké Fourierovy transformace slouží vztah:

$$STFT\{\tau, f\} = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot w^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi f t} dt, \quad (3.14)$$

kde w je okénková funkce, τ je časové posunutí okénka, t je čas, $*$ komplexní konjugace, $x(t)$ je časová reprezentace signálu a $STFT\{\tau, f\}$ je časově-frekvenční reprezentace.

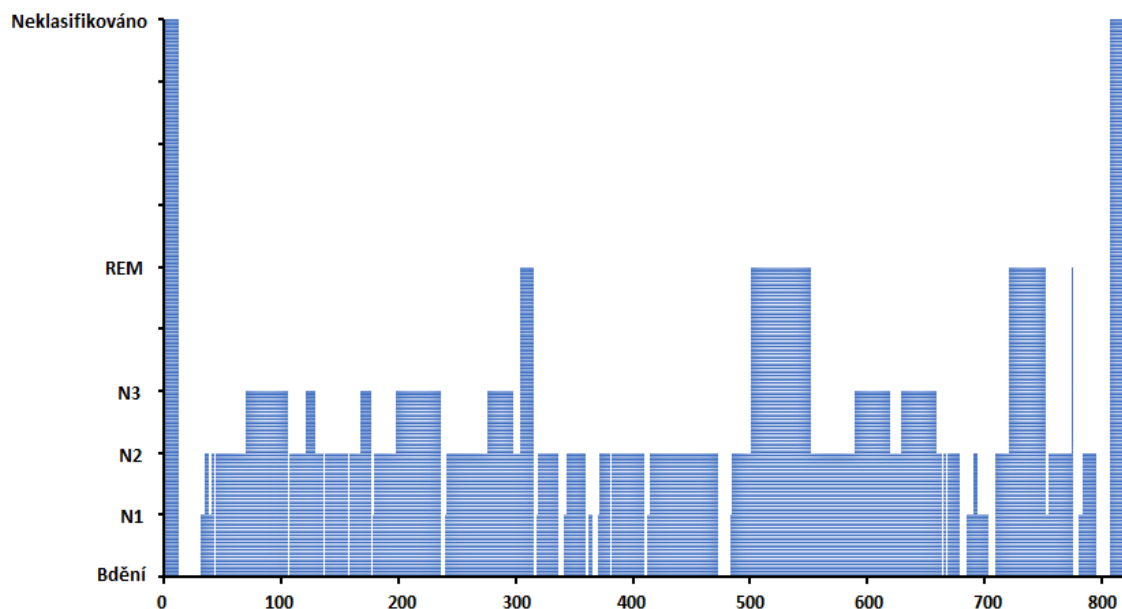
Časová okna se mohou při přesouvání překrývat, což umožňuje plynulejší sledování vývoje spektra v čase. Délka okna je volena kompromisem. Krátké časové okno udává lepší časové rozlišení, ale nižší frekvenční rozlišení. Naopak dlouhé časové okno udává horší časové rozlišení, ale vysoké frekvenční rozlišení. Jednotlivá krátkodobá spektra se sestavují do tzv. spektrogramů, souborů krátkodobých DFT spekter, které zachycují spektrální vývoj v čase jako 2D obraz. Na svislé ose je vynesena frekvence, na vodorovné ose časový vývoj a barva či úroveň jasu odpovídá amplitudě. [11][12][16]

4 ANALÝZA PSG SIGNÁLŮ ZE STUDIE RELIEF

Data za studie RELIEF využívaná v této bakalářské práci pochází ze spánkové laboratoře z Fakultní nemocnice u sv. Anny. Jedná se o studii, týkající se léčby pacientů s farmakorezistentní hypertenzí metodou ablace (denervace) renálního sympatiku. V rámci studie bylo provedeno diagnostické polysomnografické vyšetření noc před zákrokem a následně kontrolní vyšetření šest měsíců po zákroku.

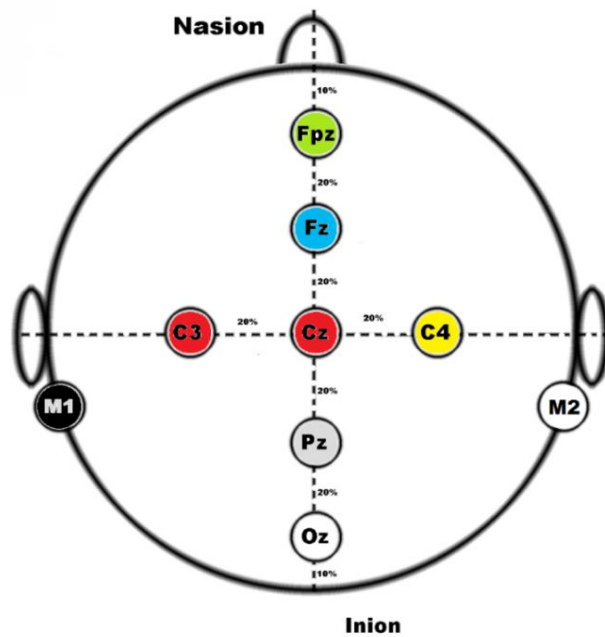
4.1 Popis PSG dat

Data byla vyhodnocena manuálně lidským expertem. Jednotlivým úsekům (o délce 30 s) byly přiřazeny hodnoty hypnogramu (viz. Obrázek 4) od 0 do 9 (W=0, N1=1, N2=2, N3=3, REM=5, 9=neklasifikováno).



Obrázek 4 Ukázka hypnogramu

Z celkového PSG záznamu byly pro hodnocení vybrány signály, které jsou vhodné pro rozpoznávání spánkových fází. Jsou to: EEG (FzCz, CzOz, C3M2, C4M1), EOG (E1 a E2) a EMG (Chin1Chin2 a RLeg1RLeg2). Pro rozmístění elektrod se používá systém 10-20. Ušní elektrody jsou umístěny na kosti za uchem a přichytávají se pouze papírovou náplastí. Elektroda M1 je umístěna za levé ucho, M2 za pravé (viz. Obrázek 5).

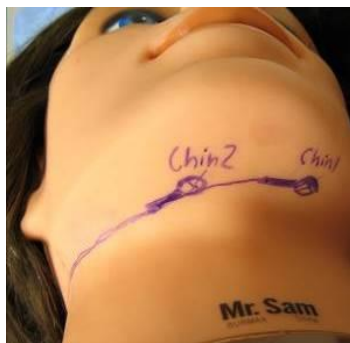


Obrázek 5 Rozmístění elektrod při snímání EEG signálů v rámci studie RELIEF [18]

Místo pro umístění očních elektrod je určeno přímkou vedenou z Fpz přes střed oka ve vzdálenosti asi 1 cm od okraje oka (1 cm směrem dozadu k uchu a 1 cm kolmo dolů) (viz. Obrázek 6). Bradové elektrody jsou umístěny pod bradou, jsou dvě a vedle sebe (viz. Obrázek 7).



Obrázek 6 Rozmístění elektrod pro snímání EOG ve studii RELIEF [18]



Obrázek 7 Rozmístění elektrod pro snímání subEMG ve studii RELIEF [18]

Všechny signály byly vzorkovány s frekvencí 256 Hz a již byly z nemocnice předzpracovány filtrem typu horní propust s mezní frekvencí 0,3 Hz pro odstranění driftu, dále pásmovou zádrží 50 Hz pro odstranění síťového rušení a dolní propustí s mezní frekvencí 70 Hz (100 Hz u EMG) pro odstranění nežádoucích vyšších spektrálních složek. [6]

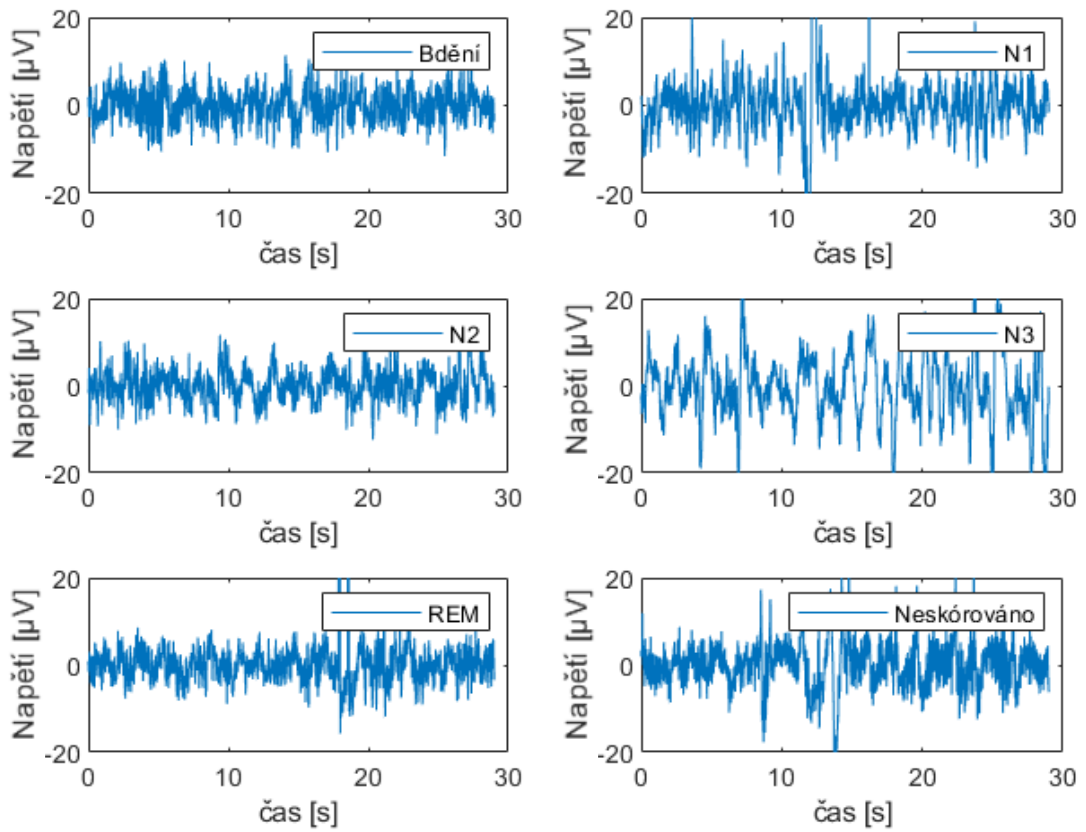
Signály byly načteny v programovém prostředí Matlab a uloženy do souboru *.mat.

Na následujících obrázcích (Obrázek 8, Obrázek 9, Obrázek 10) je ukázka 30s úseků signálu (tzv. epoch) odpovídajících různým stádiím spánku.

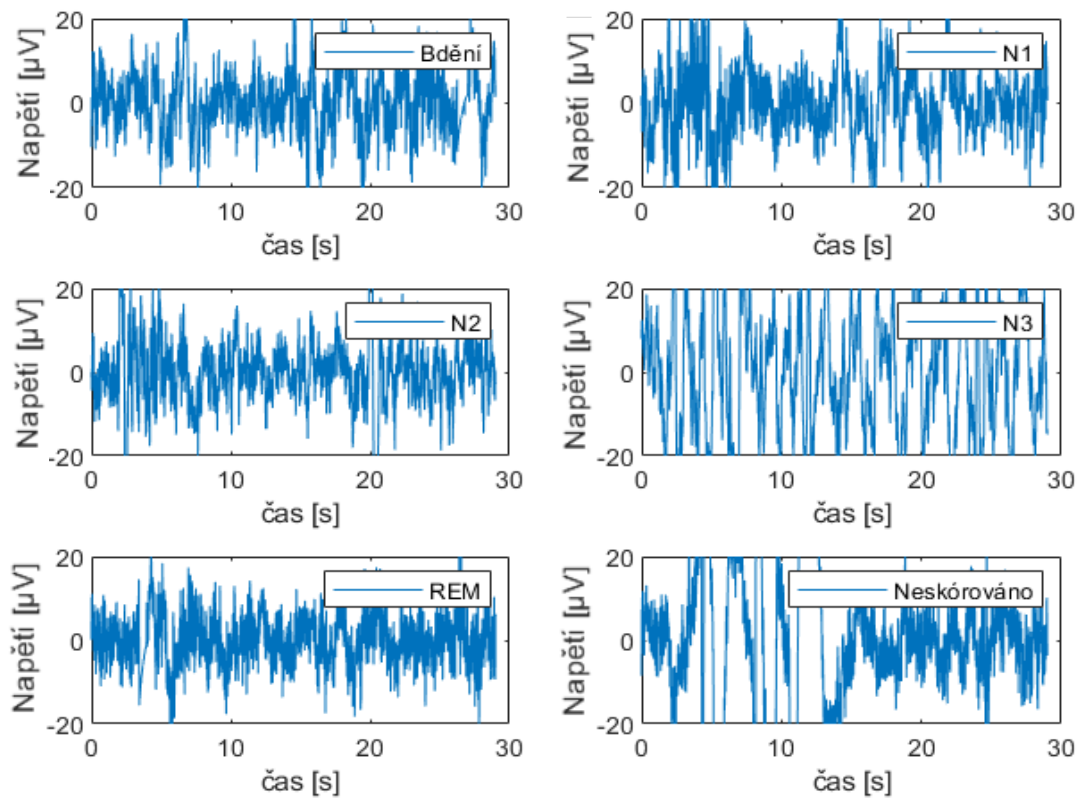
Na Obrázek 8 jsou znázorněny jednotlivé epochy EEG signálu. Ve fázi bdění se typicky vyskytují alfa vlny kolem frekvence 10 Hz. Fáze N1 je fáze mezi bděním a spánkem. V záznamu jsou pozorovatelné vlny theta o nízké amplitudě. Nejdelší trvání spánku představuje fáze N2, která tvoří základ spánku. Pozorovatelné jsou vlny theta o nízké a střední amplitudě. Typickým jevem jsou K-komplexy a spánková vřetena vyskytující se v této fázi spánku. N3 fáze je fází hlubokého spánku. Vyskytují se zde nízké frekvence a vyšší hodnota amplituda. V REM fázi můžeme pozorovat nízkou amplitudu EEG signálu s frekvenčním složením podobným fázi bdění. V této fázi spánku se nám zdají sny.

Na následujícím Obrázek 9 jsou zobrazeny jednotlivé epochy EOG signálu. Ve fázi bdění mohou být pozorovatelné rychlé oční pohyby, které se mohou objevit při otevřených očích. V N1 fázi EOG signálu se vyskytují pomalé konjugované oční pohyby. Ve spánkových fázích N2 a N3 se obvykle nevyskytují pohyby očí. Typickým jevem pro REM fázi jsou rychlé oční pohyby.

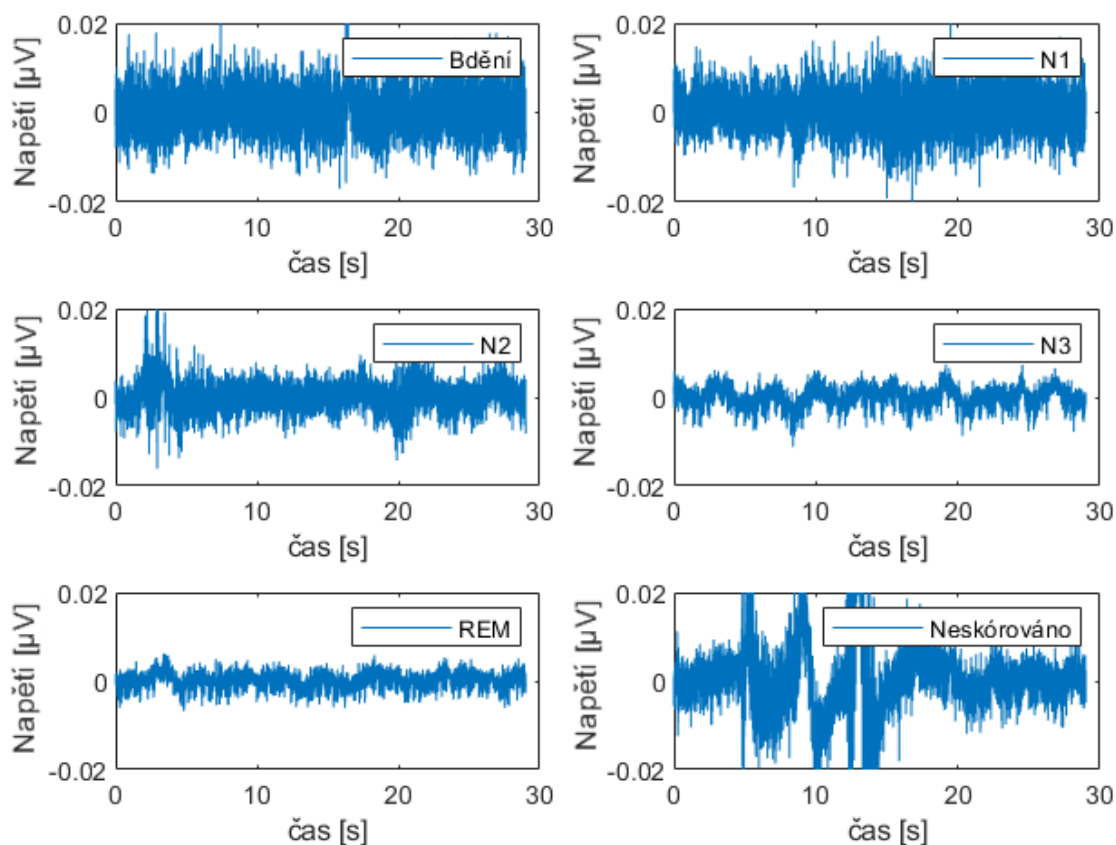
Obrázek 10 ukazuje jednotlivé 30s epochy EMG signálu. Fáze bdění u EMG zaznamenává svalovou aktivitu o vysoké intenzitě. V následujících fázích je svalová tonická aktivita nižší než při bdělosti. V REM fázi se mohou nepravidelně objevit krátké záškuby.



Obrázek 8 Ukázka jednotlivých 30s epoch EEG signálu



Obrázek 9 Ukázka jednotlivých 30s epoch EOG signálu

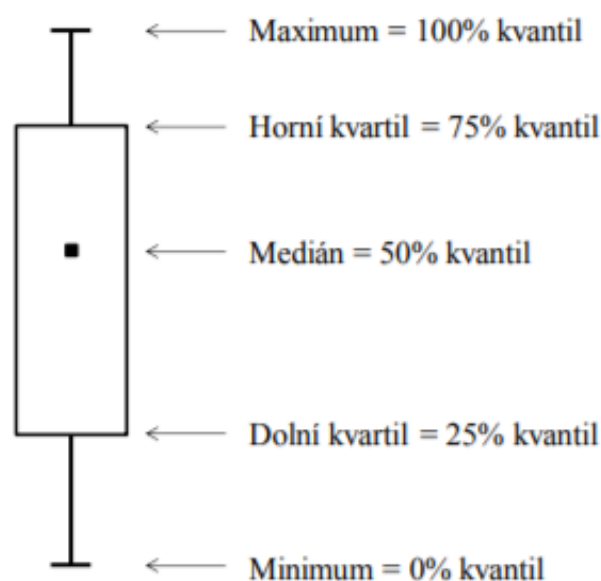


Obrázek 10 Ukázka jednotlivých 30s epoch EMG signálu

4.2 Statistická analýza PSG dat

Krabicové grafy

K vizualizaci kvantitativních dat se používá tzv. krabicový graf (box plot). Jedná se o graf obdélníkového tvaru doplněného o tzv. fousky (whiskers). Jednotlivé prvky krabicového grafu odpovídají významným kvantilům vypočteným na základě pozorovaných dat. Uvnitř obdélníku se nachází medián, což je 50% kvantilu. Horní a dolní hranice samotného obdélníku značí polohu horního (75%) a dolního (25%) kvantilu. Tyto kvantily zobrazují kvartilové rozpětí, které ohraničuje 50% pozorovaných hodnot. Fousky dosahující za hranice obdélníkového tvaru označují polohu více vzdálených hodnot od mediánu, nejčastěji odpovídají 5% kvantilu (spodní fousek) a 95% kvantilu (horní fousek), případně minimu a maximu pozorovaných hodnot. Pro vykreslení grafů byla použita funkce Matlabu *boxplot*. Na Obrázek 11 je příklad krabicového grafu. [17]



Obrázek 11 Příklad krabicového grafu s vyznačením významných kvantilů [17]

ANOVA

Běžně se pro statistickou analýzu využívá statistický test ANOVA (tzv. analýza rozptylu). Jedná se o základní parametrickou statistickou metodu pro testování hypotéz o středních hodnotách více než dvou skupin. Nulová hypotéza je v případě analýzy rozptylu stanovena jako rovnost středních hodnot ve všech sledovaných skupinách. Aby bylo možno analýzu rozptylu použít, musí být splněny následující předpoklady: nezávislost pozorovaných hodnot, normalita hodnot a homogenita rozptylů. Pokud tyto předpoklady nejsou splněny je nutno použít neparametrický test.

Kruskal-Wallisův test

Kruskal-Wallisův test je neparametrická alternativa analýzy rozptylu. Je to test pro srovnávání více než dvou skupin. Kruskal-Wallisův test nevyžaduje předpoklad normality pozorovaných hodnot, ale jeho nevýhodou je menší citlivost. Při testování nulové hypotézy H_0 předpokládáme u skupin shodu mediánů. Naopak u alternativní hypotézy H_1 předpokládáme, že alespoň jedna dvojice mediánů se nerovná. Platnost či zamítnutí nulové hypotézy je závislá na p-hodnotě, která je definována jako nejmenší hladina významnosti testu α (obvykle $\alpha = 0,05$). Je-li p-hodnota menší než α , nulovou hypotézu zamítáme a platí alternativní hypotéza H_1 . Nulovou hypotézu nezamítáme, je-li p-hodnota větší než α . [17]

Post-hoc analýza

Jedná se o metodu mnohonásobného porovnávání, kdy v rámci analýzy jsou porovnávány průměry všech dvojic skupin. Tuto analýzu lze provést několika různými metodami. Nejčastěji používanými jsou Tukey test a Sheffe test. Post hoc

analýzu použijeme na statisticky významné výsledky Kruskal-Wallisova testu. Jedná se o p-hodnoty, jejichž hladina významnosti α je menší než 0,05, tudíž dochází k zamítnutí nulové hypotézy. Pokud použijeme analýzu post hoc v nesprávném případě, při nezamítnutí nulové hypotézy H_0 , můžeme získat informaci o falešně významných rozdílech mezi průměry.

Pro post-hoc analýzu byl vybrán Tukeyho test, který se z hlediska vhodného kompromisu síly testu a možnosti výskytu chyby prvního druhu řadí mezi nejlepší. [19][20] Pro výpočet Tukeyho testu byla v Matlabu použita funkce *multcompare*. Výsledkem Tukeyho testu je tabulka, ve které jsou zobrazeny hladiny významnosti mezi jednotlivými spánkovými fázemi.

Shapiro-Wilkův test

Shapiro-Wilkův test se používá pro testování normality dat. Řadíme jej mezi poměrně silné testy. Tento test, určující normalitu dat, je používám především pro výběry menších rozsahů. [21] Vzhledem k velkému objemu dat je v této bakalářské práci normalita dat určována vizuálně. Testy určující normalitu dat by v tomto případě nevykazovaly průkazné výsledky, jelikož při takto velkém objemu dat jsou testy příliš citlivé. Data byla vykreslena v programovém prostředí Matlab pomocí histogramu a následně vizuálně vyhodnocena.

4.3 Výsledky analýzy PSG dat

Analýza v časové oblasti

Pro analýzu v časové oblasti bylo použito 52 patientských záznamů. Analýza v časové oblasti byla provedena pomocí těchto parametrů: střední hodnota, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti a špičatosti, 75. percentil a Hjorthovy deskriptory (aktivita, mobilita a složitost). Tyto parametry byly aplikovány na jednotlivé 30s epochy signálů.

Tabulka 1 zobrazuje počet epoch v daných spánkových fázích u jednotlivých pacientů. Na základě sečtených počtu epoch v jednotlivých fázích v tabulce můžeme označit fázi N2 jako nejpočetnější. Celkové součty epoch jednotlivých spánkových fází pacientů se liší v řádu tisíců. Důvodem je jedinečnost každého pacienta. Žádní dva pacient nemají naprosto totožný průběh spánku a počet spánkových fází. Jelikož se počty epoch v jednotlivých fázích spánku u daného pacienta liší až řádově, můžeme je označit jako nehomogenní. Pokud se zaměříme jen na jednu spánkovou fázi u všech pacientů, například REM, je jasně vidět, že počty epoch v této fázi se u pacientů výrazně liší. Stejně tak je tomu v ostatních fázích. Kompletní tabulka pacientů je umístěna v PŘÍLOHA A v Tabulka A - 1.

Tabulka 1 Ukázka zastoupení 30s epoch v jednotlivých fázích spánku

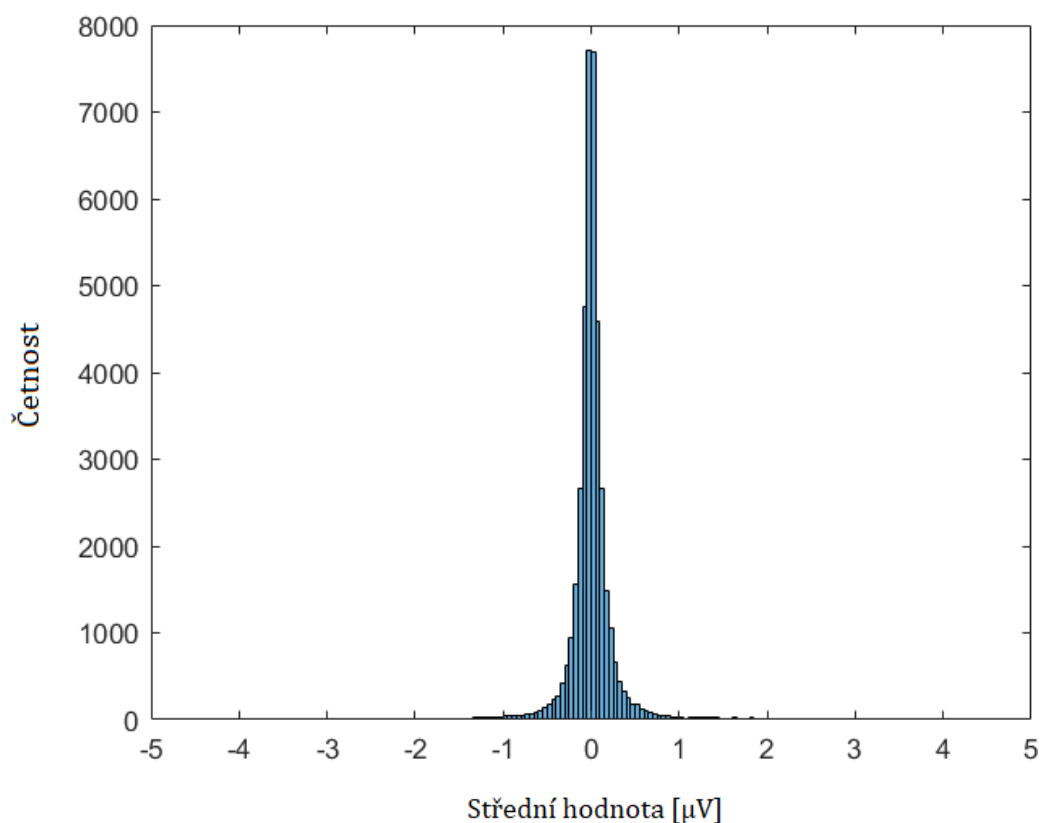
Pacient	Bdění	N1	N2	N3	REM
1	129	157	358	122	2
2	30	30	624	79	18
3	127	246	532	0	0
4	207	49	335	174	21
5	134	50	431	86	121
6	171	66	229	248	48
Celkem	798	598	2509	709	210

Následně byly vypočítány *statistické parametry* (viz. předchozí kapitola) z jednotlivých spánkových fází. Výsledky výpočtů byly zobrazeny pomocí krabicových grafů.

Normalita dat byla posuzována vizuálně z histogramů zkoumaných dat vykreslených v Matlabu. Pokud data vykazovala normální rozložení, byla následně testována za použití parametrického testu ANOVA. V opačném případě byl pro statistický výpočet použit Kruskal-Wallisův test. Většina vybraných parametrů byla počítána pomocí Kruskal-Wallisova testu, který byl zrealizován v Matlabu pomocí funkce *kruskalwallis*. Pokud data vykazovala normální rozložení byl proveden ANOVA test. Tento výpočet probíhal taktéž v Matlabu pomocí funkce *anova1*. Test odhalil statisticky významné odlišnosti mezi skupinami dat s výslednými hodnotami $p < 0,05$, což znamená, že dané parametry jsou vhodné pro odlišení alespoň dvou spánkových fází od sebe. Jedinou výjimku tvořil výsledek střední hodnoty u *EEG kanálu CzOz*, jehož *p*-hodnota byla větší než 0,05. V tomto případě nedochází k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 0,05. Střední hodnotu EEG kanálu CzOz proto označíme jako nevykazující statisticky významné rozdíly mezi skupinami dat, a proto je nevhodná pro další analýzu.

Pro nalezení odlišitelných dvojic fází je nutné provést další test spadající do post-hoc analýzy. V rámci post-hoc analýzy jsou porovnávány průměry všech dvojic skupin. Z hlediska vhodného kompromisu síly testu byl pro tuto analýzu vybrán Turkeyho test. Post-hoc analýza byla provedena na statisticky významné výsledky předchozího testu. V Tabulka 2 a Tabulka 3 jsou zobrazeny výsledky post-hoc testu vybraných parametrů z časové oblasti. Převážná většina parametrů v tabulkách vykazují rozdíly mezi dvojicemi jednotlivých fází spánku. Jedná se o alespoň jednu odlišitelnou dvojici fází. Tabulka 2 zobrazuje výsledky pro střední hodnotu a směrodatnou odchylku. U EEG signálu, konkrétně u kanálu CzOz, střední hodnota neobsahuje žádnou dvojici fází, proto je nevhodná pro následnou klasifikaci. Výsledky koeficientu šikmosti a špičatosti a 75. percentilu jsou uvedeny v Tabulka 3. Druhá polovina výsledků, dvojic fází, které jsou od sebe neodlišitelné je uvedena v PŘÍLOHA B v Tabulka B - 1 a Tabulka B - 2.

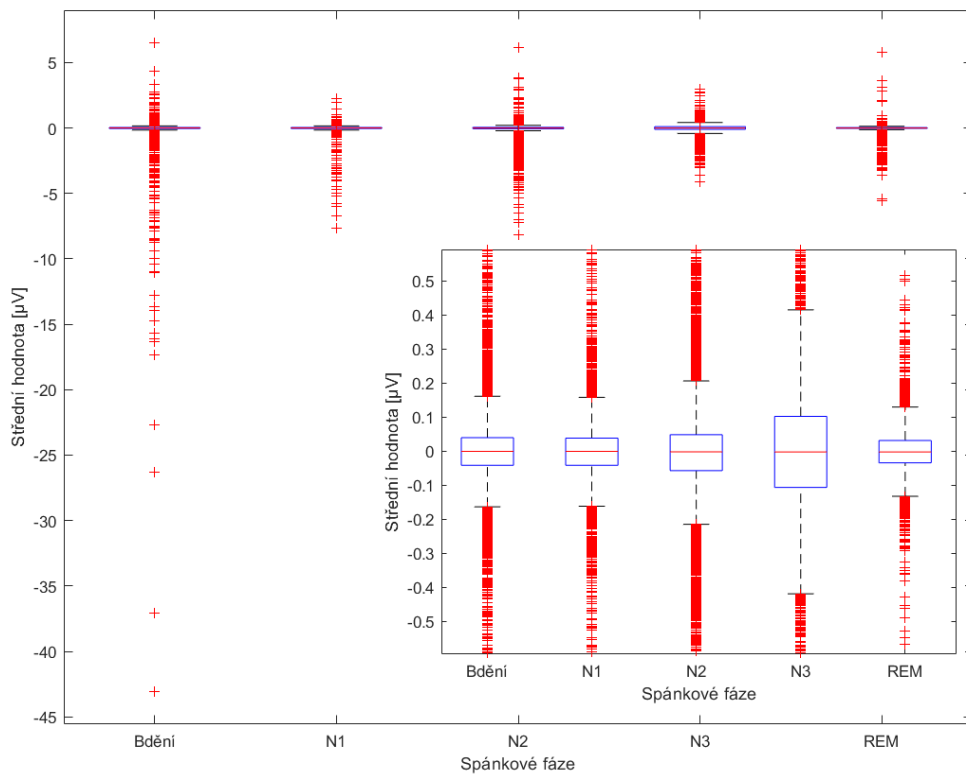
Zjišťování normality dat provedené pomocí histogramu je ukázáno na Obrázek 12. Data na Obrázek 13 připomínají svým tvarem Gaussovu křivku, tudíž lze říct, vykazují normální rozdělení. Konkrétně se jedná o histogram střední hodnoty EEG signálů z následujícího obrázku (Obrázek 13).



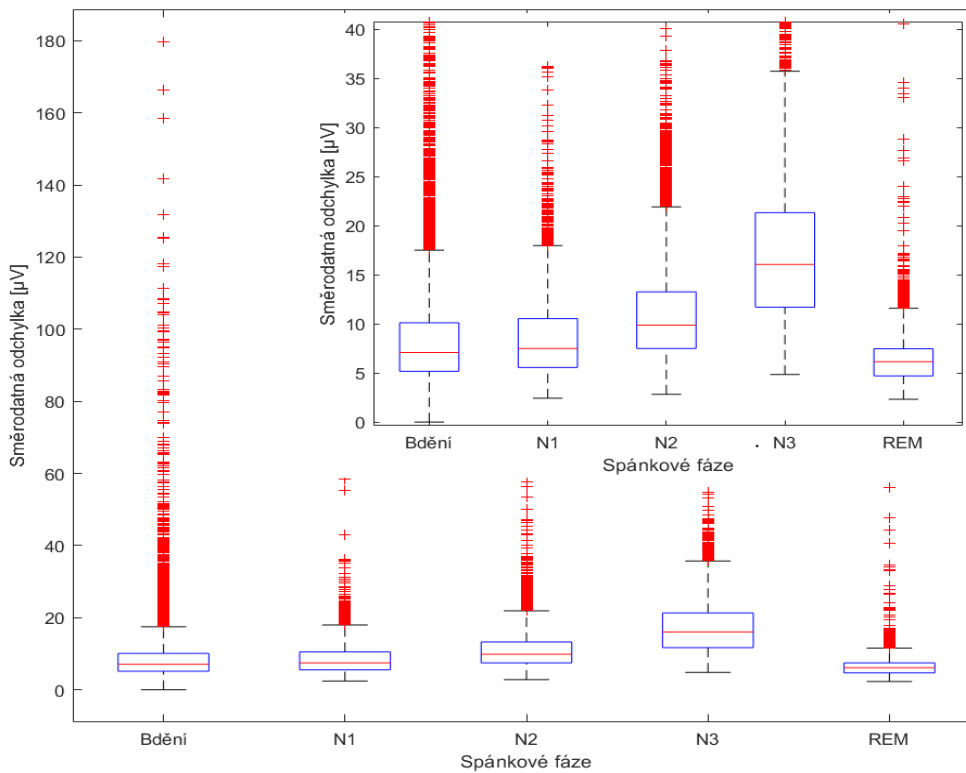
Obrázek 12 Ukázka histogramu pro určení normality dat: střední hodnota EEG

Na Obrázek 13 je zobrazena střední hodnota EEG signálů. Na Obrázek 13 je vidět, že mediány střední hodnoty se u všech fází překrývají. Také dochází k překryvu dolních a horních kvartilů. Na základě následné statistické analýzy bylo potvrzeno, že střední hodnota EEG signálů je statisticky nevýznamný parametr. Při získání výsledné hodnoty ANOVA testu, $p=0,6851$, nebyla zamítnuta nulová hypotéza na hladině významnosti 0,05.

Obrázek 14 zobrazuje směrodatnou odchylku signálů EEG. Horní kvartil N3 fáze dosahuje nejvyšší hodnoty. Dále na Obrázek 14 můžeme vidět, že medián fáze N3 se od ostatních značně odlišuje. Pomocí Kruskal-Wallisova testu byla získána p-hodnota =0. Došlo k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 0,05. Byla přijata alternativní hypotéza, která říká, že alespoň jednu dvojici mediánů je možno od sebe odlišit. Směrodatnou odchylku tedy řadíme k parametrům vykazující statisticky významné rozdíly mezi skupinami dat.



**Obrázek 13 Střední hodnota EEG signálů (kanál CzOz),
p-hodnota > 0,05 (ANOVA test)**



**Obrázek 14 Směrodatná odchylka EEG signálů (kanál FzCz),
p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)**

Tabulka 2 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: střední hodnota, směrodatná odchylka

Signál	Kanál	Statisticky významné fáze od ostatních fází (p < 0,05)	
		Střední hodnota	Směrodatná odchylka
EOG	E1	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3 N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N1/N2
	E2	W vs. N2/REM N2 vs. W REM vs. W	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N1/N2
EEG	FzCz	W vs. N3 N1 vs. N2 N2 vs. N1/N3 N3 vs. W/N2/REM REM vs. N3	W vs. N2/N3/REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	CzOz	-	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	C3M2	W vs. N2/REM N1 vs. N2/REM N2 vs. W/N1/N3 N3 vs. N2/REM REM vs. W/N1/N3	W vs. N1/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	C4M1	W vs. N2/REM N1 vs. N2/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
EMG	Chin	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N3/REM N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	RLeg	W vs. REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. N1 N3 vs. N1/REM REM vs. W/N1/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3

Tabulka 3 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: koeficient šikmosti, koeficient špičatosti, 75. percentil

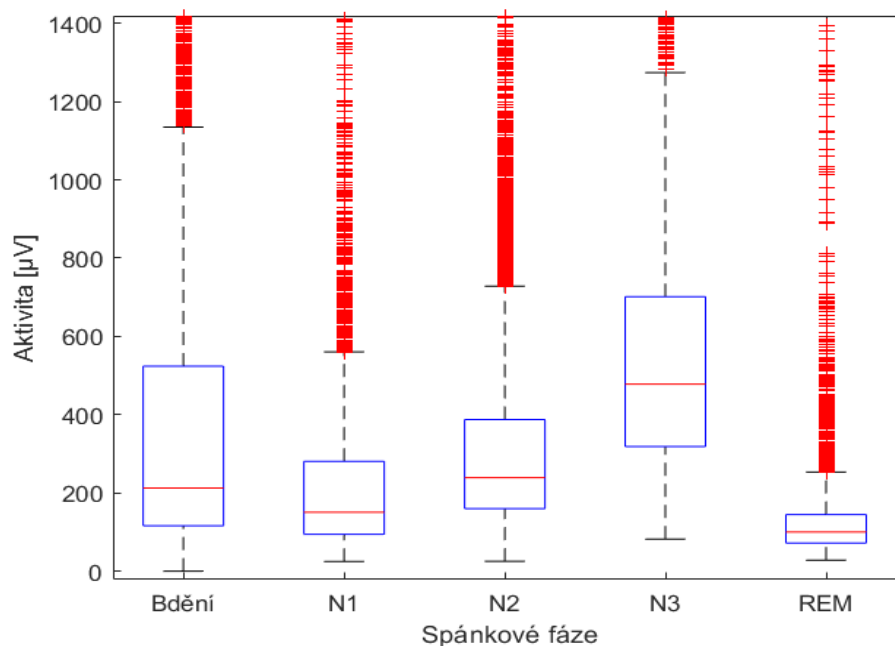
Signál	Kanál	Statisticky významné fáze od ostatních fází (p < 0,05)		
		Koeficient šikmosti	Koeficient špičatosti	75. percentil
EOG	E1	W vs. N3/REM N1 vs. N3/REM N2 vs. N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	E2	W vs. N1/N2/N3 N1 vs. W/N3/REM N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3 N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N3
EEG	FzCz	W vs. N3 N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. N1/N3 N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N2/N3/REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	CzOz	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N3 N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N2/N3/REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	C3M2	W vs. N1/N2/N3 N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N2/N3	W vs. N3/REM N1 vs. N3/REM N2 vs. N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	C4M1	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N3/REM N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
EMG	Chin	N2 vs. REM REM vs. N2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N3/REM N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	RLeg	W vs. N2/N3 N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3 N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/REM N3 vs. W/N1/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N3/REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N1/N2

Dalšími parametry spadajícími do analýzy v časové oblasti jsou *Hjorthovy deskriptory*. Mezi tyto parametry řadíme aktivitu, mobilitu a složitost. Tyto parametry byly vypočítány z jednotlivých spánkových fází pomocí rozptylu první a druhé derivace signálu. Po zjištění normality dat, byly vypočtené hodnoty zobrazeny ve formě krabicových grafů.

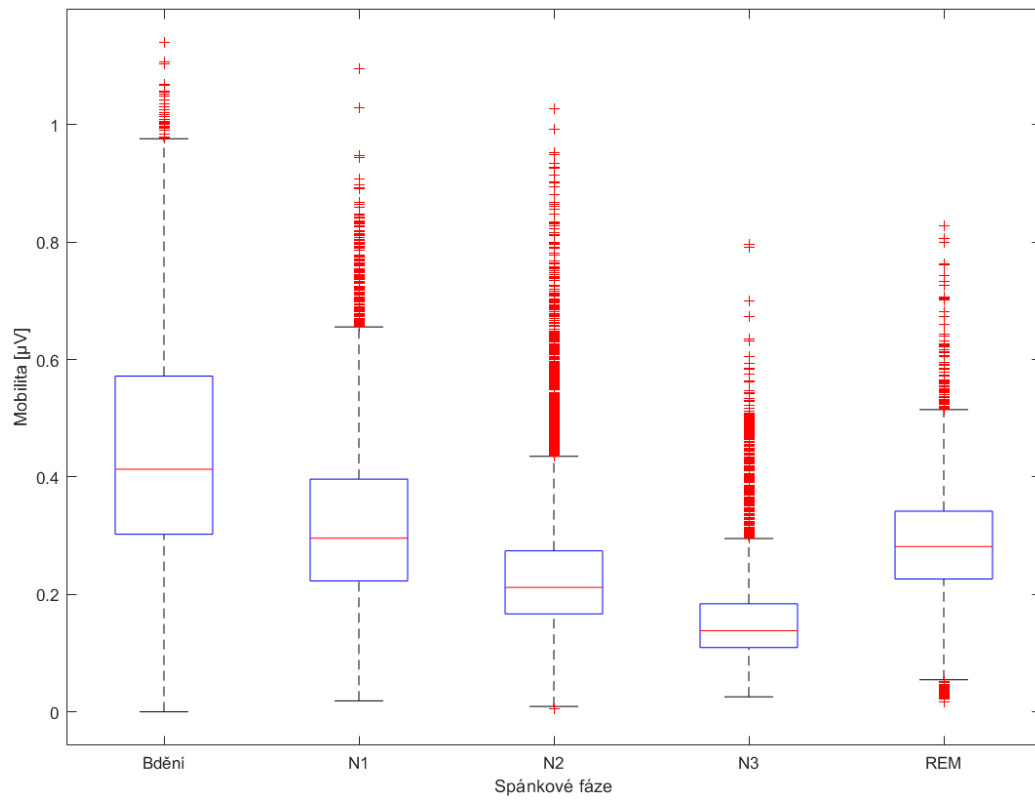
Aktivita náleží mezi Hjorthovy deskriptory a je definovaná jako rozptyl signálu. Na Obrázek 15 je zvětšený obrázek krabicového grafu EEG signálů. Ze zobrazeného grafu můžeme říct, že fáze N3 se od ostatních fází liší mediánem a také svými kvartily. Dle výsledků statistického testu dochází u aktivity k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 0,05. Je přijata alternativní hypotéza, která říká, že alespoň jedna dvojice mediánů je odlišná. Pro získání vlastních odlišitelných dvojic je nutné použít post-hoc test. Tento test potvrdil, že od sebe lze odlišit více než jednu dvojici mediánů.

Dalším vypočteným parametrem byla mobilita. Obrázek 16 zobrazuje mobilitu signálů EEG. Nejnižší hodnotu mediánu můžeme sledovat u N3 fáze, která se od ostatních fází odlišuje také horním a dolním kvartilem. Výsledná p-hodnota < 0,05 statistického testu potvrdila, že alespoň jednu dvojici mediánů lze od sebe odlišit.

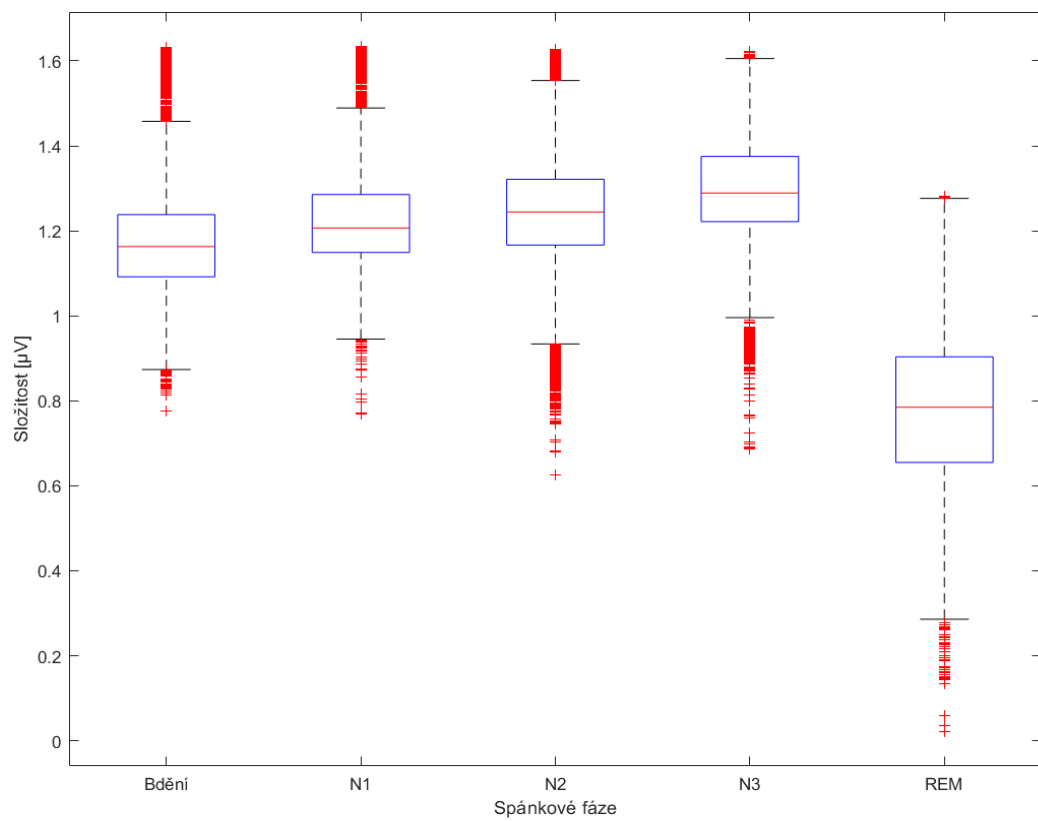
Posledním parametrem patřícím k Hjorthovým deskriptorům je složitost, která je odhadem šířky pásma signálu. Z krabicového grafu složitosti EMG signálu na Obrázek 17 je vidět, že nejnižší hodnotu mediánu má spánková fáze REM. Tato fáze se taktéž od ostatních odlišuje polohou horního a dolního kvartilu.



Obrázek 15 Aktivita EEG signálů (kanál C3M2), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test, zvětšený obrázek)



Obrázek 16 Mobilita EEG signálů (kanál C3M2), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)



Obrázek 17 Složitost EMG signálů (kanál Chin), p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)

Tabulka 4 Výsledek post-hoc testu Hjorthových deskriptorů

Signál	Kanál	Statisticky významné fáze od ostatních fází ($p < 0,05$)		
		Aktivita	Mobilita	Složitost
EOG	E1	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N1/N2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	E2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2 REM vs. W/N1/N2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
EEG	FzCz	W vs. N2/N3/REM N1 vs. N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3 N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	CzOz	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3
	C3M2	W vs. N1/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	C4M1	W vs. N1/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
EMG	Chin	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
	RLeg	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/REM N2 vs. W/REM N3 vs. W REM vs. W/N1/N2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3

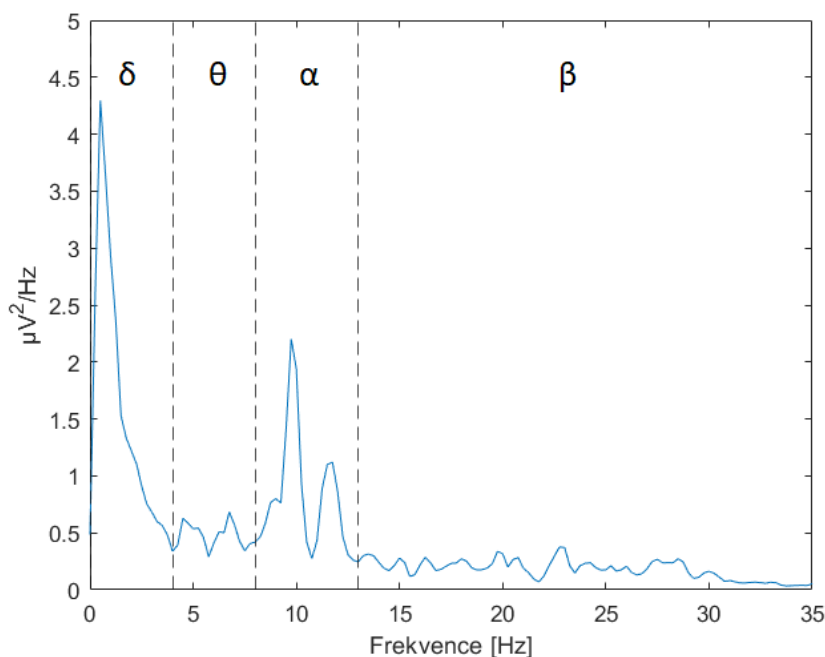
Aktivita, mobilita a složitost byly následně vyhodnoceny pomocí statistického testu. Výsledky statistické analýzy jsou p-hodnoty, které jsou dosahují hodnot $<0,05$ u všech testovaných parametrů. Došlo k zamítnutí nulové hypotézy a je přijata alternativní hypotéza. Tyto statisticky významné výsledky mají alespoň jednu fázi odlišitelnou od ostatních fází, a proto budou dále porovnány v post-hoc testu.

Tabulka 4 obsahuje statisticky významné dvojice fází vypočtené z post-hoc testu pro Hjorthovy deskriptory. Každý z těchto parametrů vyskytujících se v tabulce dokáže odlišit alespoň jednu fázi od ostatních, tudíž jsou tyto parametry vhodné pro analýzu polysomnografických dat.

Analýza ve frekvenční oblasti

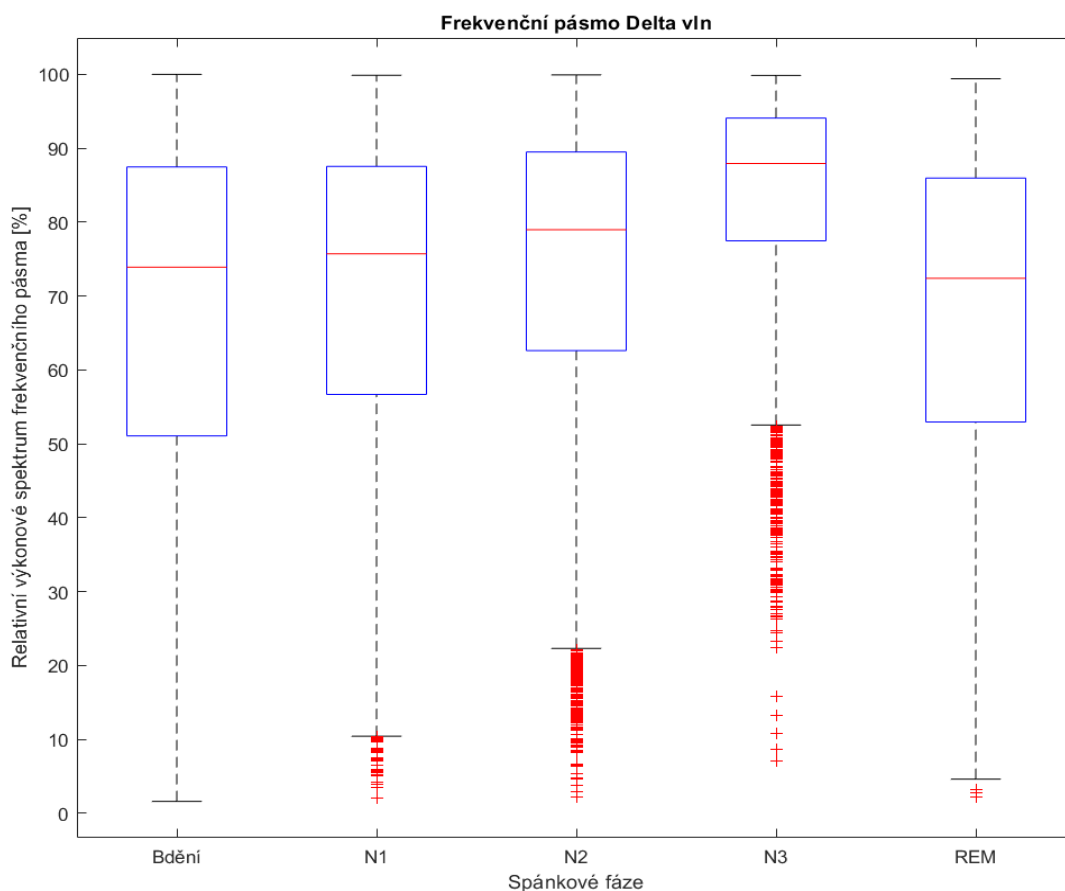
Následně byla provedena analýza ve frekvenční oblasti. Fourierova transformace převádí signál z časové oblasti na frekvenční reprezentaci. Výsledkem této spektrální analýzy je získání spektrální výkonové hustoty (výkonové spektrum). Získáme jak absolutní, tak i relativní spektrální výkonovou hustotu signálu. K výpočtu výkonových spekter použijeme dvě základní metody – metodu korelogramu a metodu periodogramu. Konkrétně byla použita metoda Welchova periodogramu. Pro výpočet Welchova periodogramu byla použita v Matlabu funkce *pwelch*.

U výpočtu této metody bylo důležité nastavit několik vstupních argumentů. Prvním argumentem je velikost okna. Délka okna byla zvolena 3 sekundy, tomuto časovému úseku odpovídá 742 vzorků. Velikost okna by měla být dostatečně velká pro detekci nízkých frekvencí a zároveň dostatečně krátká, aby splňovala podmínky stacionarity signálu. Další argument, překrytí sousedních oken, byl nastaven na 50 % délky okna. Na Obrázek 18 je zobrazena ukázka periodogramu odvozeného z 30s epochy fáze bdění z CzOz kanálu. Na obrázku můžeme pozorovat relativně vysoké hodnoty alfa rytmu, který je projevem klidové aktivity mozku (klidně ležící člověk se zavřenými očima). Výkonové spektrum je rozděleno do 4 frekvenčních pásem: delta (0 – 4 Hz), theta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 13 Hz) a beta pásmo (13 – 35 Hz).



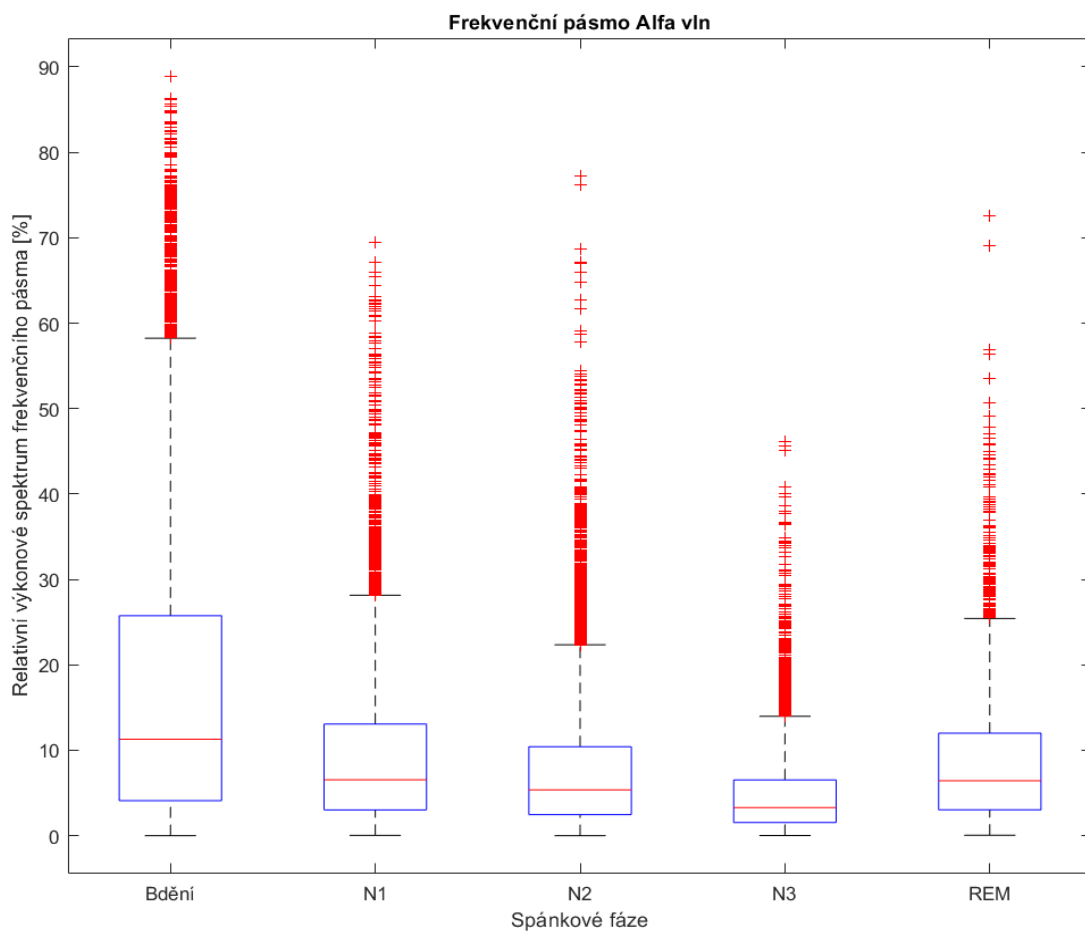
Obrázek 18 Ukázka periodogramu-fáze bdění

Výkonové spektrum je následně vyhodnoceno dle zastoupení frekvenčních složek v těchto jednotlivých pásmech. Na Obrázek 19 je v podobě krabicového grafu zobrazeno relativní výkonové spektrum frekvenčního pásma delta pro jednotlivé spánkové fáze. Na základě vizuálního zhodnocení můžeme říct, že fázi N3 je možné odlišit od ostatních. A to na základě odlišnosti dolního kvartilu a také mediánu. Vizuální zhodnocení bylo dále ověřeno pomocí statistického a post-hoc testu. Tyto testy potvrdily, že fázi N3 je možné od ostatních odlišit. Jedinou neodlišitelnou dvojicí je dvojice bdění a REM. Již z krabicového grafu je vidět, že tyto dvojice mají téměř totožný medián a horní kvartil.



Obrázek 19 Relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál FzCz, p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)

Následující krabicové grafy na Obrázek 20 zobrazují relativní výkonové spektrum pásma alfa v jednotlivých spánkových fázích. Dle procentuální hodnoty zastoupení alfa vln v daném frekvenčním pásmu lze konstatovat, že fáze bdění dosahuje nejvyšší hodnoty, co se týče obsahu alfa vln. Pro tuto fázi jsou alfa vlny typické při odpočinku se zavřenýma očima. Medián fáze bdění se liší od mediánů ostatních fází, taktéž horní kvartil této fáze dosahuje nejvyšší hodnoty. Dolní kvartily se u všech fází shodují (překrývají). I přes tuto skutečnost je možné fázi bdění v pásmu alfa vln označit za parametr vhodný pro její klasifikaci při analýze.



Obrázek 20 Relativní výkonové spektrum pásma alfa v jednotlivých spánkových fázích, kanál CzOz, p-hodnota < 0,05 (Kruskal-Wallisův test)

Výsledky statistické analýzy frekvenčních pásem jsou statisticky významné na hladině významnosti 0,05. Není zde žádná p-hodnota, jejíž hodnoty by byla větší než 0,05. Podle těchto výsledků lze alespoň jednu dvojici spánkových fází odlišit od ostatních. Jelikož vizuálně z krabicových grafů je obtížné tyto dvojice najít, získáme je následným provedením post-hoc testu. Výsledky tohoto testu jsou zaznamenány v Tabulka 5.

Tabulka 5 Výsledek post-hoc testu frekvenčních pásem

Kanál EEG	Statisticky významné dvojice fází ($p < 0,05$)			
	Delta	Theta	Alfa	Beta
FzCz	W vs. N1/N2/N3 N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3
CzOz	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3
C3M2	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N3/REM N2 vs. W/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3
C4M1	W vs. N1/N2/N3 N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3/REM N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N1/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3	W vs. N1/N2/N3/REM N1 vs. W/N2/N3 N2 vs. W/N1/N3/REM N3 vs. W/N1/N2/REM REM vs. W/N2/N3

5 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

Analýza polysomnografických dat byla provedena na základě výpočtů vybraných parametrů v časové a frekvenční oblasti. Tyto parametry byly vypočítány z 30s úseků (tzv. epoch) EEG, EMG a EOG signálů odpovídajícím jednotlivým spánkovým fázím. Vybranými parametry v časové oblasti byly: střední hodnota, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti a špičatosti, 75. percentil a Hjorthovy deskriptory (aktivita, mobilita a složitost). Ve frekvenční oblasti bylo vypočítáno relativní výkonové spektrum pro jednotlivá frekvenční pásma. Výkonové spektrum bylo rozděleno do 4 frekvenčních pásem: delta, theta, alfa a beta pásmo.

Vypočtené parametry z časové i frekvenční oblasti byly zobrazeny pomocí krabicových grafů. Tabulka 6 obsahuje vybrané parametry pro klasifikaci spánkových fází po vizuálním zhodnocení krabicových grafů. Vizuální hodnocení krabicových grafů může být v jistých případech obtížné, jelikož u některých zobrazených parametrů nelze tímto zhodnocením vybrat ani jednu spánkovou fázi, která by se dala od ostatních odlišit. Proto byly vypočtené parametry ještě vyhodnoceny pomocí statistického testu, jehož výsledek říká, jestli daný parametr obsahuje alespoň jednu spánkovou fázi lišící se od ostatních fází. Na parametry, které statistický test označil za vhodné pro odlišení fází od sebe, byla následně provedena analýza post-hoc. Touto analýzou byly získány přesné dvojice fází, které je možné od sebe odlišit. Nemůžeme však post-hoc analýzu daného parametru označit jako dostačující pro odlišení všech spánkových fází od sebe. Může se stát, že daný parametr bude mít problémy s odlišením například fáze bdění a REM. Proto by bylo nejvhodnější zkombinovat daný parametr s jiným, u kterého je lepší pro odlišení těchto dvou fází od sebe. Například pomocí parametru alfa rozpoznat fázi bdění, N1 a N2. Pokud k tomuto parametru přidáme mobilitu, u které je nejlepší odlišení bdění, N1 a N3, mohli bychom jako výsledek získat správné detekování fáze bdění a N1 u EEG signálu. Tabulka 7 zobrazuje vybrané parametry pro klasifikaci spánkových fází.

Studie autorů Khalighi S., Sousa T., Pires G., Nunes U. automatické klasifikace spánkových stádií pomocí PSG dat byla provedena na základě dvoustupňového klasifikátoru. Ke klasifikaci byly použity vybrané kanály EEG a EOG signálů. Parametry používané pro klasifikaci v této studii jsou: koeficient šikmosti, koeficient špičatosti, entropie, pomalé vlny, střední hodnota, směrodatná odchylka, relativní výkonové spektrum, Hjorthovy deskriptory, percentil (20, 50, 75). V prvním kroku byly epochy klasifikovány metodou SVM rozdělených do uzlů rozhodovacího stromu. Epochy fáze bdění a REM byly v tomto kroku detekovány a tzv. pochybné fáze N1, N2 a N3 jsou opětovně testovány. Přesnost klasifikátoru pro fáze bdění a REM je okolo 97%. [22] Obdobné výsledky bychom mohli očekávat i v případě této

bakalářské práce, při použití navržené kombinace parametrů a moderních sofistikovaných klasifikačních metod.

Tabulka 6 Vizually vybrané parametry pro klasifikaci spánkových fází

Parametry v časové oblasti			
	Bdění	N3	REM
EEG	Mobilita	75. percentil Koeficient špičatosti Aktivita	-
EOG	-	Koeficient šikmosti Koeficient špičatosti Mobilita	-
EMG	-	-	75. percentil Složitost
Parametry ve frekvenční oblasti			
	Bdění	N3	REM
EEG	Alfa	Delta Beta	-

Tabulka 7 Parametry vybrané pro klasifikaci spánkových fází

Signál	Parametry
EEG	Směrodatná odchylka, koeficient špičatosti, aktivita, mobilita, 75. percentil, alfa, beta, složitost, theta, delta
EOG	Koeficient špičatosti, mobilita, koeficient šikmosti
EMG	Směrodatná odchylka, 75. percentil, aktivita, složitost, koeficient špičatosti

6 ZÁVĚR

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou polysomnografických dat. V první části byla provedena literární rešerše zabývající se v první kapitole polysomnografií. Práce je zaměřena na popis tří hlavních měřených signálů, elektroencefalogram (EEG), elektrookulogram (EOG) a elektromyogram svalů brady (EMG), které jsou v práci použity. Další kapitola je věnována automatické klasifikaci spánkových fází, přesněji analýze v časové, frekvenční a časově-frekvenční oblasti.

Další část práce se věnuje analýze PSG signálů ze studie RELIEF. Data z této studie pochází ze spánkové laboratoře z Fakultní nemocnice u sv. Anny. Na těchto datech byl proveden v programovém prostředí Matlab výpočet vybraných parametrů z časové a frekvenční oblasti z 30s epoch daných signálů. Následně byla provedena statistická analýza pomocí Kruskal-Wallisova testu, která eliminovala parametry nevhodné pro další testování. U statisticky významných parametrů lze odlišit alespoň jednu spánkovou fázi od ostatních fází. Na tyto parametry byla dále provedena post-hoc analýza. Pro post-hoc analýzu byl vybrán Tukeyho test. Výsledkem Tukeyho test byly dvojice spánkových fází, které se od sebe navzájem dají odlišit.

Vhodným parametrem vybraným pro detekci fáze bdění je parametr mobilita z časové oblasti, ve frekvenční oblasti je to pásmo alfa vln. Oba tyto parametry mohou být použity k detekci fáze bdění v EEG signálu. Pro detekci spánkové fáze N3 v EEG signálu byly vybrány parametry: 75. percentil, koeficient špičatosti a aktivita. Detekci fáze N3 v EOG signálů je možno provést pomocí parametrů: koeficient šikmosti, koeficient špičatosti a mobilita. Pro detekci REM fáze je zvoleným vhodným parametrem 75. percentil. Spánkové fáze N1 a N2 se nepodařilo pomocí vybraných parametrů odlišit. Parametry vhodné pro detekci byly vybrány na základě vizuálního zhodnocení z krabicových grafů. Na základě výsledků post-hoc analýzy by bylo nejlepším řešením použít kombinaci některých parametrů pro danou spánkovou fázi a tím ji správně detekovat. Zvolená kombinace parametrů pro klasifikaci jednotlivých spánkových fází v EEG signálu je směrodatná odchylka, koeficient špičatosti, aktivita, mobilita, 75. percentil, alfa, beta, složitost, theta, delta. V EOG signálu se jedná o kombinaci koeficientu špičatosti, mobility a koeficientu šikmosti. Směrodatná odchylka, 75. percentil, aktivita, složitost a koeficient špičatosti tvoří vhodnou kombinaci parametrů pro detekci jednotlivých spánkových fází.

Pro menší výpočetní a finanční náročnost vyšetření by bylo dostačující měřit pouze EEG a EOG signály. Z těchto signálů lze pomocí vybraných parametrů detekovat jednotlivé spánkové fáze. Avšak doplnění těchto dvou zmíněných signálů ještě o EMG signál znamená rozšíření možností detekce. Použití více signálu pak může dosahovat přesnější klasifikace spánkových fází.

Získané parametry by bylo vhodné použít pro následnou automatickou klasifikaci spánkových fází. Pro realizaci automatické klasifikace je možné použít několik druhů metod, například umělé neuronové sítě, expertní systém, náhodný les, SVM (support vector machines). Použité metody následně porovnat dle úspěšnosti a vybrat nejlepší automatickou klasifikaci. Při dostatečné procentuální úspěšnosti by mohla vybraná metoda sloužit pro automatickou klasifikaci v lékařských zařízeních. Došlo by tím k usnadnění manuálního hodnocení PSG dat.

7 LITERATURA

- [1] VAUGHN, B. V. Technical Review of Polysomnography. CHEST Journal [online]. 2008-12-01, vol. 134, issue 6, s. 1310- [cit. 2015-05-19]. DOI: 10.1378/chest.08-0812. Dostupné z: <http://journal.publications.chestnet.org/article.aspx?doi=10.1378/chest.08-0812>
- [2] *Spánek a vybrané poruchy spánku a bdění* [online]. In.: 2009, s. 17-20 [cit. 2018-11-28]. DOI: <https://www.praktickelekarenstvi.cz/pdfs/lek/2009/01/04.pdf>.
- [3] NEVŠÍMALOVÁ, Soňa a Karel ŠONKA. *Poruchy spánku a bdění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2007. ISBN 978-80-7262-500-0.
- [4] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [5] W. Mansor aj. Integrating Neural Signal and Embedded System for Controlling Small Motor. 2011. url: <http://www.intechopen.com/books/advances-inmechatronics/integrating-neural-signal-and-embedded-system-for-controlling-small-motor>.
- [6] KRÁLÍK, M.; RONZHINA, M.; BĚLEHRAD, M. Klasifikace spánkových fází pomocí PSG dat. *Elektrorevue - Internetový časopis* (<http://www.elektrorevue.cz>), 2016, č. 11/ 2016, s. 1-7. ISSN: 1213-1539.
- [7] OTRADOVEC, Jiří. *Klinická neurooftalmologie*. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0280-0. Dostupné také z: <http://www.digitalniknihovna.cz/mzk/uuid/uuid:222da1f0-d47b-11e5-ab98-005056827e52>
- [8] System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography. In: *Semantic Scholar* [online]. [cit. 2019-05-22]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/System-for-assisted-mobility-using-eye-movements-on-Barea-Boquete/3ff3bd3a265c3b8c656fce2acba98ba3c591303d/figure/0>
- [9] SPRIGGS, William H. *Essentials of polysomnography: a training guide and reference for sleep technicians*. Boston: Jones & Bartlett Publishers, 2009, 615 s. : il. ISBN 9780763781064.
- [10] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vyd. 2. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.

- [11] VURAL, Cabir a Murat YILDIZ. Determination of Sleep Stage Separation Ability of Features Extracted from EEG Signals Using Principle Component Analysis. *Journal of Medical Systems*[online]. Boston: Springer US, 2010, **34**(1), 83-89 [cit. 2018-12-03]. DOI: 10.1007/s10916-008-9218-9. ISSN 0148-5598.
- [12] RONZHINA, M. JANOUŠEK, O. KOLÁŘOVÁ, J. NOVÁKOVÁ, M. HONZÍK, P. PROVAZNÍK, I.: Sleep scoring using artificial neural networks. *Sleep Medicine Reviews*. 2012, vol. 16, issue 3, s. 251-263. DOI: 10.1016/j.smr.2011.06.003. [cit. 2016-11-20] Dostupné z URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1087079211000700>
- [13] ZOUBEK, L. CHARBONNIER, S. LESECQ, S. BUGUET, A. CHAPOTOT, F. Feature selection for sleep/wake stages classification using data driven methods. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2007, vol. 2, issue 3, s. 171-179. DOI: 10.1016/j.bspc.2007.05.005. [cit. 2013-12-4] Dostupné z URL: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809407000365> >
- [14] *Základní statistické charakteristiky* [online]. In: . [cit. 2018-12-06]. Dostupné z: <kps.pedf.cuni.cz/skalouda/charakteristiky.doc>
- [15] *Fourierova transformace (příklady z infračervené spektroskopie)* [online]. , 1-195 [cit. 2018-12-14]. Dostupné z: <old.vscht.cz/mat/Pavel.Pokorny/students/ft/skripta/Four.pdf>
- [16] JAN, Jiří. Číslíkové zpracování a analýza signálů: stručné skriptum. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2010. ISBN 978-80-214-4018-0.
- [17] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. Biostatistika. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012, 131 s. ISBN 978-80-7204-782-6.
- [18] FAKULTNÍ NEMOCNICE U SV. ANNY. Měření polysomnografických (PSG) signálů v rámci grantu „Význam spánkové apnoe v patofyziologii a léčbě fibrilace síní“: Manuál k měření [doc]. 23 s. [cit. 2015-05-19]. NS 100 98-4
- [19] 13 *JEDNOFAKTOROVÁ ANOVA* [online]. , 322-346 [cit. 2019-04-01]. Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~potmesil/Skripta%20%20Pravdepodobnost%20Statistika/Prst-Statist BrisLitschmanova-Ostrava/14anova.pdf>
- [20] DUBJAKOVÁ, Eva. Metody mnohonásobného porovnávání pro jednoduché třídění [online]. Brno, 2009 [cit. 2019-04-01]. Dostupné z : <<https://is.muni.cz/th/zk6eu/>>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Marie Budíková.
- [21] Shapirův - Wilkův test normality. *Matematická biologie* [online]. [cit. 2019-05-15]. Dostupné z: <http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=analyza-a-hodnoceni-biologicky-ch-dat--statisticke-modelovani--overovani-predpokladu-v-klasickem-modelu-linearni-regrese--overovani-normality-dat--shapiruv-wilkuv-test-normality>

- [22] KHALIGHI S., SOUSA T., SANTOS JM., NUNES U. (2016) ISRUC-Sleep: a comprehensive public dataset for sleep researchers. *Computer methods and programs in biomedicine* 124: 180-192.

8 SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

AASM	Americam Academy of Sleep Medicine
Ag	Chemická značka stříbra
AgCl	Chlorid stříbrný (chemická sloučenina)
cm	Centimetr
DFT	Diskrétní Fourierova transformace (z ang. Discrete Fourier transform)
EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
EOG	Elektrookulogram
FT	Fourierova transformace (z ang. Fourier transform)
Hz	Hertz
mm	Milimetr
mV	Milivolt
Non-REM	Fáze spánku (z ang. Non Rapid Eye Movement)
PSG	Polysomnografie
REM	Fáze spánku (z ang. Rapid Eye Movement)
R&K	Rechtschaffen a Kales
s	Sekunda
subEMG	Submentální EMG
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace (z ang. Short-time Fourier transform)
μ V	Mikrovolt
W	Bdělost (z ang. Wake)

9 SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A

Tabulka A - 1 Celkový počet 30s epoch v jednotlivých fázích spánku

Pacient	Bdění	N1	N2	N3	REM
1	129	157	358	122	2
2	30	30	624	79	18
3	127	246	532	0	0
4	207	49	335	174	21
5	134	50	431	86	121
6	171	66	229	248	48
8	213	164	138	65	32
9	284	84	190	182	51
10	212	168	278	103	115
11	235	129	224	0	13
12	23	17	537	187	115
13	138	34	541	0	111
14	96	165	132	55	35
15	334	147	189	81	44
16	120	129	331	162	92
17	252	47	379	9	82
18	237	44	474	43	62
19	256	72	308	81	135
20	92	39	396	172	96
21	234	19	447	0	7
22	429	200	144	10	33
23	68	148	672	14	67
24	99	15	595	188	56
25	126	100	282	167	97
26	238	93	397	124	115
27	88	41	480	127	42
28	237	7	222	252	97
29	113	8	70	7	0
30	174	185	549	43	36
31	92	35	356	145	141
32	101	68	360	191	105
33	248	152	195	70	61
34	361	91	376	31	59
35	152	154	456	67	61
36	67	155	314	178	163
37	73	28	562	73	146
38	95	110	298	74	122
39	191	53	323	198	167
40	56	67	275	133	188
41	197	243	267	91	112
42	248	105	413	90	27
43	290	42	317	117	44
44	93	360	55	22	55
45	111	441	124	54	84
46	106	163	226	110	177
47	129	97	82	259	154
48	76	215	137	139	77
49	331	150	102	139	98
50	414	368	105	103	40
51	69	69	420	182	207
52	329	75	249	132	34
53	218	225	64	108	205
Celkem	9143	6108	16560	5487	4270

PŘÍLOHA B

Tabulka B - 1 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: střední hodnota, směrodatná odchylka

Signál	Kanál	Statisticky významné fáze od ostatních fází ($p < 0,05$)	
		Střední hodnota	Směrodatná odchylka
EOG	E1	N2 vs. REM	N3 vs. REM
	E2	Bdění vs. N1 Bdění vs. N3 N1 vs. N2 N1 vs. N3 N1 vs. REM N2 vs. N3 N2 vs. REM N3 vs. REM	N3 vs. REM
EEG	FzCz	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 Bdění vs. REM N1 vs. N3 N1 vs. REM N2 vs. REM	Bdění vs. N1
	CzOz	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 Bdění vs. N3 Bdění vs. REM N1 vs. N2 N1 vs. N3 N1 vs. REM N2 vs. N3 N2 vs. REM N3 vs. REM	-
	C3M2	Bdění vs. N1 Bdění vs. N3 N1 vs. N3 N2 vs. REM	Bdění vs. N2
	C4M1	Bdění vs. N1 Bdění vs. N3 N1 vs. N3	Bdění vs. N2
EMG	Chin	N1 vs. N2	-
	RLeg	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 Bdění vs. N3 N2 vs. REM N2 vs. N3	-

Tabulka B - 2 Výsledek post-hoc testu vybraných parametrů: koeficient šikmosti, koeficient špičatosti, 75. percentil

Signál	Kanál	Statisticky významné fáze od ostatních fází (p < 0,05)		
		Koeficient šikmosti	Koeficient špičatosti	75. percentil
EOG	E1	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 N1 vs. N2	-	-
	E2	N1 vs. N2 Bdění vs. REM	-	N2 vs. REM
EEG	FzCz	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 Bdění vs. REM N2 vs. REM	-	Bdění vs. N1
	CzOz	N1 vs. N2 N1 vs. REM N3 vs. REM	-	Bdění vs. N1
	C3M2	Bdění vs. REM N1 vs. REM	Bdění vs. N2 Bdění vs. N1 N1 vs. N2	-
	C4M1	N1 vs. REM	N1 vs. N2	Bdění vs. N2
EMG	Chin	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 Bdění vs. N3 Bdění vs. REM N1 vs. N2 N1 vs. N3 N1 vs. REM N2 vs. N3 N3 vs. REM	N1 vs. N2	-
	RLeg	Bdění vs. N1 Bdění vs. REM N2 vs. REM	N2 vs. N3	Bdění vs. N1 Bdění vs. N2 N3 vs. REM

Tabulka B - 3 Výsledek post-hoc testu Hjorthových deskriptorů

Signál	Kanál	Statisticky nevýznamné dvojice ($p < 0,05$)		
		Aktivita	Mobilita	Složitost
EOG	E1	N3 vs. REM	-	-
	E2	N3 vs. REM	-	N1 vs. N3
EEG	FzCz	W vs. N1	W vs. REM	-
	CzOz	-	N1 vs. REM	N1 vs. REM
	C3M2	W vs. N2	N1 vs. REM	-
	C4M1	W vs. N2	N1 vs. REM	-
EMG	Chin	-	-	-
	RLeg	-	N1 vs. N2 N1 vs. N3 N2 vs. N3 N3 vs. REM	-

Tabulka B - 4 Výsledek post-hoc testu frekvenčních pásem

Signál	Kanál	Statisticky nevýznamné dvojice fází ($p < 0,05$)			
		Delta	Theta	Alfa	Beta
EOG	FzCz	W vs. REM	-	N1 vs. REM	-
	CzOz	N1 vs. REM	-	N1 vs. REM	N1 vs. REM
	C3M2	N1 vs. REM	N1 vs. N2	N1 vs. REM	N1 vs. REM
	C4M1	W vs. REM	-	N1 vs. REM	N1 vs. REM