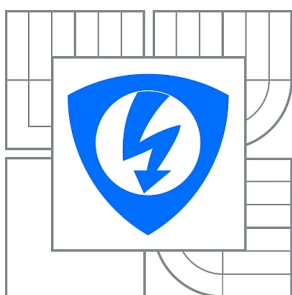




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA SPÁNKOVÝCH EEG

SLEEP EEG ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

EVA VÁVROVÁ

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARINA RONZHINA

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Eva Vávrová

ID: 147503

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Analýza spánkových EEG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proved'te literární rešerši v oblasti analýzy spánkových elektroencefalogramů (EEG). Zaměřte se na metody používané pro automatickou detekci spánkových fází. 2) Seznamte se s databází skórovaných spánkových EEG dostupné na ÚBMI. Proved'te výpočet vybraných parametrů z úseků EEG odpovídajících různým spánkovým fázím. 3) Na základě statistické analýzy určete parametry EEG vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází. 4) V prostředí Matlab vytvořte aplikaci s grafickým uživatelským rozhraním pro výběr, zobrazení a analýzu úseků EEG. 5) Proved'te diskusi získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Academic Press, 2005, 688 s. ISBN 978-0-12-437552-9.

[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.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

Konzultanti bakalářské práce:

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

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou spánkových elektroencefalogramů, která je založená na výpočtu vybraných parametrů z časové a frekvenční oblasti. Tyto parametry jsou počítány z jednotlivých úseků EEG signálů odpovídajícím různým spánkovým fázím. Na základě statistické analýzy se dá rozhodnout, které parametry EEG jsou vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází. Pro výběr, zobrazení a analýzu EEG byl vytvořen program s grafickým uživatelským rozhraním v prostředí MATLAB.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektroencefalogram (EEG), spánkové EEG, polysomnografie, časová analýza, frekvenční analýza.

ABSTRACT

The bachelor's thesis is focused on analysis of sleep electroencephalograms based on extraction of chosen parameters in time and frequency domain. The parameters are acquired from segments of EEG signals coincident with sleep stages. The parameters used for automatic detection of sleep stages are selected according to statistical analysis.

The program with a graphical user interface for selection, display and analysis EEG was created using Matlab.

KEYWORDS

Electroencephalogram (EEG), sleep EEG, polysomnography, time-domain analysis, frequency-domain analysis.

VÁVROVÁ, E. *Analýza spánkových EEG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 60 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Marina Ronzhina.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Analýza spánkových EEG 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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

1	Úvod.....	8
2	Poruchy spánku.....	9
3	Polysomnografie	10
3.1	Skórování spánkových stádií	10
3.1.1	R&K standard.....	10
3.1.2	AASM standard.....	10
3.2	Architektura spánku.....	11
4	Elektroencefalografie	12
4.1	Snímání EEG	12
4.2	Popis EEG záznamu	13
4.2.1	Rytmy EEG	14
4.2.2	Struktura spánkových EEG	14
4.3	EEG artefakty	16
4.3.1	Artefakty z prostředí – z okolí pacienta a EEG přístroje	16
4.3.2	Artefakty z EEG přístroje.....	17
4.3.3	Artefakty z pacienta	17
5	Automatická klasifikace spánkových fází s použitím EEG signálu	18
5.1	Předzpracování EEG.....	18
5.1.1	Filtrace.....	18
5.1.2	Segmentace.....	18
5.2	Analýza EEG	19
5.2.1	Analýza EEG v časové oblasti	19
5.2.2	Analýza EEG ve frekvenční oblasti	21
5.2.3	Analýza EEG v časově-frekvenční oblasti.....	22
5.2.4	Analýza EEG pomocí nelineárních metod	24
6	Analýza spánkových EEG ze studie RELIEF	25
6.1	Statistická analýza	28
6.2	Výpočet vybraných parametrů v časové oblasti	29
6.3	Výpočet vybraných parametrů ve frekvenční oblasti	35
6.4	Bodové grafy	42
6.4.1	Zobrazení vybraných parametrů vypočtených z EEG.....	42

7	Popis programu v prostředí MATLAB	48
7.1	Výběr signálů.....	48
7.2	Zobrazení a analýza signálů	50
7.3	Podrobnější analýza	51
8	Získané výsledky	55
9	Závěr	56
10	Seznam literatury.....	57
11	Seznam symbolů, veličin a zkratk	59
12	Přílohy	60

1 Úvod

Lidé od nepaměti přikládají spánku veliký význam. Již před dvěma tisíciletími napsal řecký filozof Plutarchos: „Spánek je jediný dar bohů, který je nenahraditelný.“ Avšak v dnešní době stále více lidí trpí poruchami spánku, které mohou dokonce zapříčinit vznik závažných onemocnění. Proto v posledních letech dochází k rozvoji nových metod, které slouží k automatickému skórování spánku, jelikož vizuální hodnocení odborníkem je časově náročný proces, který je mnohdy ovlivněn značnou mírou subjektivity.

Pro vyšetření spánkových poruch se nejčastěji využívá metody polysomnografie, kde se vedle mnoha dalších parametrů snímá hlavně EEG, EOK, EMG. Právě analýzou spánkových EEG se tato práce zabývá. Práce se v teoretické části věnuje samotnému spánku, jeho architekturou a skórováním, které může být podle R&K standardu nebo podle novějšího AASM standardu, který je v této práci používán. Následující kapitola se zabývá samotným snímáním EEG, jeho popisem a artefakty, které se při snímání mohou objevit. Práce je dále zaměřena na metody, které se používají pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

Šestá kapitola se zabývá samotnou analýzou spánkových EEG, které pocházejí ze studie RELIEF. Z této databáze skórovaných spánkových EEG jsou použita data 13 subjektů, která jsou zpracována v programovém prostředí MATLAB. Analýza je prováděna z parametrů vybraných v časové a frekvenční oblasti. Statistickou analýzou pomocí Kruskal-Wallisova testu a následným zobrazením pomocí krabicových a bodových grafů se dá určit, které z vybraných parametrů jsou vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

V prostředí MATLAB byl vytvořen program s grafickým uživatelským rozhraním, který je popsán v sedmé kapitole.

2 Poruchy spánku

Spánek patří k základním fyziologickým potřebám, které jsou nezbytné pro správnou funkci organismu. Při spánku dochází k regeneraci celého organismu, především centrálního nervového systému. Spánek ovlivňuje kvalitu života, proto se v současné době dostává do popředí zájmu nejen klinická diagnostika a léčba poruch spánku, ale i důsledky těchto poruch na lidské zdraví. Ačkoliv výzkum v oblasti spánku není ještě zdaleka u konce, existuje již dostatek prostředků, pomocí nichž lze spánek a jeho poruchy vyšetřit.

Při spánku se mohou objevit různé poruchy podobně jako u jiných funkcí lidského organismu. Nejčastěji se jedná o poruchy, které se vyskytují krátkodobě a přechodně, např. v důsledku nepříjemných zážitků z předchozího dne, takové poruchy však nemají žádný medicínský význam. Naopak se ale mohou vyskytnout vážnější poruchy, které lze klasifikovat do následujících skupin [1]:

1. poruchy počátku a udržení spánku
 - nespavost (insomnie) – člověk nemůže usnout nebo se ve spánku často probouzí,
2. zvýšená spavost
 - hypersomnie – nadměrný spánek, člověk spí 12 a více hodin denně,
 - somnolence – tendence ke spánku během dne,
 - narkolepsie – náhlé ataky nepřekonatelného spánku trvající pouze krátkou dobu,
 - spánkový apnoický syndrom – stav, při kterém je pravidelné dýchání během spánku přerušováno zástavy dechu delšími než 10 s,
3. poruchy rytmu spánku a bdění
 - dyssomnie – syndromy opožděného a předčasného usínání a jiné vzácné poruchy (obrácený rytmus spánku a bdění),
4. poruchy provázející spánek a buzení
 - parasomnie – chorobné stavy s různými příznaky doprovázející spánek – náměsíčnost (somnambulismus), mluvení ze spaní, noční děs a mimovolné noční močení,
5. primární nedostatek spánku
 - vyvolán způsobem života, kdy člověk z různých důvodů omezuje spánek na dobu nižší, než je jeho přirozená potřeba.

Pro vyšetření pacientů se spánkovými poruchami se nejčastěji využívá polysomnografie, která bude popsána v následující kapitole.

3 Polysomnografie

Polysomnografie patří mezi základní metody při diagnostice spánkových poruch a analýze spánku. Jedná se většinou o celonoční vyšetření ve spánkové laboratoři, kdy jsou současně sledovány tři základní parametry: EEG (elektroencefalogram), EMG (elektromyogram svalů brady), EOG (elektrookulogram), které slouží k rozlišení spánku, bdělosti a jednotlivých spánkových fází. Na základě nich lze sestavit tzv. hypnogram, dle kterého se posuzuje architektura spánku. Při polysomnografickém vyšetření se sledují souběžně i další parametry: proud vzduchu při dýchání, dýchací zvuky, dýchací pohyby hrudníku a břicha, saturace hemoglobinu kyslíkem, svalová aktivita končetin, EKG. [2]

3.1 Skórování spánkových stádií

Vizuální hodnocení získaných výsledků (polysomnografických dat) odborníky bylo nejednotné, proto byla snaha o vytvoření standardních kritérií, které by podávaly srovnatelné výsledky z různých spánkových laboratoří. Výsledkem byl vznik dvou standardů. Informace uvedené v této kapitole byly čerpány z [3], [4], [5].

3.1.1 R&K standard

Každá laboratoř používala k hodnocení polysomnografických dat vlastní techniku, a tak si získané výsledky navzájem neodpovídaly. Nicméně v roce 1968 se v Detroitu uskutečnilo setkání, kterého se zúčastnilo 12 špičkových odborníků spánkové medicíny. Jejich cílem bylo vytvořit jednotnou klasifikaci jednotlivých spánkových stádií a jednotnou metodologii registrace tak, aby jednotlivé výsledky byly srovnatelné a pochopitelné. Díky tomuto setkání vznikl za editorství Rechtschaffena a Kalesa tzv. *Manuál standardní terminologie, technologie registrace a skórování spánkových stádií u lidí* (zkráceně R&K standard).

Podle tohoto standardu můžeme spánek rozdělit do několika fází: bdělost, epochu pohybových artefaktů (MT), REM a NREM spánek, přičemž NREM spánek se dále dělí na NREM1, NREM2, NREM3 a NREM4 (od povrchního po nejhlubší spánek). Tato spánková stadia se hodnotí po tzv. epochách, které trvají 30 s. Jsou-li během jedné epochy přítomny dvě a více různých stádií, je epocha označena podle časově převládajícího stadia.

3.1.2 AASM standard

R&K standard, vytvořený v roce 1968, byl považován za zlatý standard, avšak díky rozvoji spánkové medicíny bylo cílem vytvořit příručku, která by odrážela současné znalosti a poskytovala komplexnější standardizovaný systém. Na základě R&K pravidel začal vznikat od roku 2004, tzv. americký standard AASM (angl. American Academy of Sleep Medicine), který byl představenstvem Americké akademie spánkové medicíny schválen v prosinci 2006 jako *AASM Manuál pro skórování spánkových a přidružených událostí – pravidla, terminologie a technické specifikace*. Od roku 2007 je AASM standard postupně zaváděn do zdravotnických zařízení.

Na základě tohoto standardu byl spánek rozdělen na dvě fáze, na REM spánek a NREM spánek, který se dále dělí do tří stádií: N1, N2 a N3, kde N3 spánek je považován za nejhlubší fázi spánku. AASM standard se oproti R&K liší tím, že nezahrnuje fázi MT a stádía N1, N2 a N3 nahrazují stádía NREM1, NREM2, NREM3 a NREM4, přičemž stádía NREM3 a NREM4 tvoří fázi N3. REM spánek a bdělost zůstala nezměněna. Jednotlivá spánková stádía jsou hodnocena, stejně jako u R&K standardu, v 30 s epochách a na základě EEG, EMG a EOG.

3.2 Architektura spánku

Jak již bylo zmíněno, spánek je organizován v cyklech, během kterých rozlišujeme REM spánek (Rapid eyes movement) a NREM (Non rapid eyes movement) spánek. V průběhu noci se jednotlivá spánková stádía podle určitých pravidel střídají a jsou opakována v cyklech, které trvají 70 – 100 min (v průběhu noci 4 až 6 cyklů).

Začne-li zdravý člověk usínat, objeví se u něj stádium NREM1, v této fázi jsou přítomny pomalé pohyby očních bulbů, dále se snižuje svalové napětí a klesají víčka. Následuje stádium NREM2, které se vyznačuje dalším zpomalením elektrické aktivity mozku, pohyby očních bulbů už nejsou přítomny. Tyto dvě stádía NREM spánku se označují jako lehký spánek. Poté přichází hluboký (pomalovlnný) spánek, který je spojen s dalším zpomalením elektrické činnosti mozku a zvýšením amplitudy. Oční bulby se zde nepohybují. Po hlubokém spánku se krátce objeví NREM2, popřípadě NREM1 či bdělost. Cyklus je ukončen REM spánkem, který se vyznačuje úplnou ztrátou svalového napětí a rychlými nepravidelnými pohyby očních bulbů. Poté následuje další cyklus. Informace o nastávajících změnách v EEG způsobené spánkem budou popsány v následující kapitole.

V prvních cyklech spánku je prohlubování spánku rychlé, zastoupen je převážně hluboký spánek, naopak REM spánek trvá krátce. V posledních spánkových cyklech je naopak hluboký spánek výrazně kratší, oproti tomu převládá NREM2 a spánek REM.

Délka spánku by měla být taková, aby bylo zachováno procentuální zastoupení jednotlivých spánkových stádií: bdělost a NREM1 méně než 5 %, NREM2 40-45 %, NREM3+4 20-25 %, REM spánek 20-25 %. Toto procentuální rozdělení jednotlivých stádií platí pro mladého dospělého člověka. U dětí se vyskytuje vyšší podíl REM spánku a hlubokého spánku. Naopak s přibývajícím věkem klesá podíl hlubokého spánku a zvyšuje se podíl NREM1 spánku a bdělosti. [1], [2]

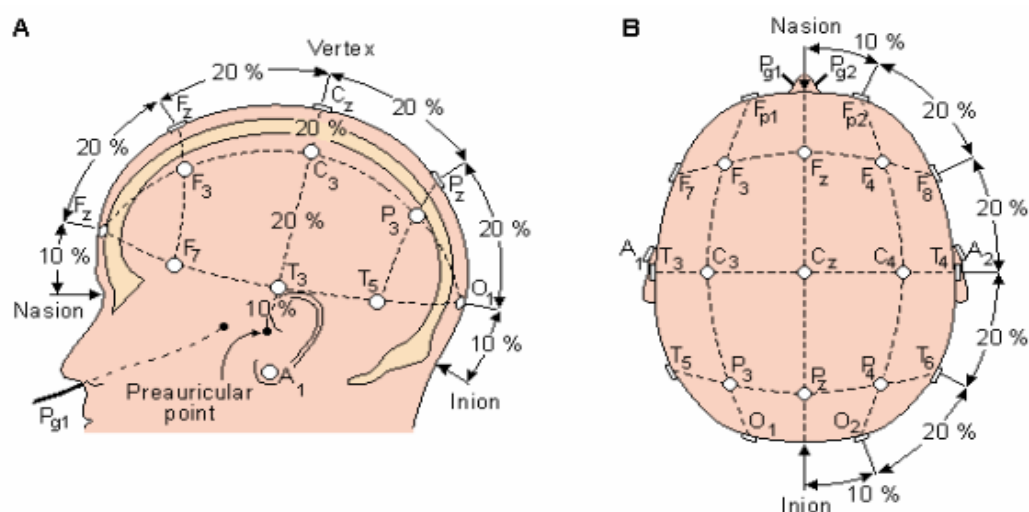
4 Elektroencefalografie

Elektroencefalografie je diagnostická metoda, která se používá k záznamu elektrické aktivity mozku. Elektroencefalografické vyšetření mělo před nástupem moderních zobrazovacích metod nezastupitelné místo v diagnostice mozkových onemocnění, v dnešní době význam tohoto typu vyšetření klesá, avšak stále má zásadní postavení v diagnostice epileptického onemocnění a při vyšetření spánku a jeho poruch. Elektrická aktivita mozku je snímána pomocí elektrod, které mohou být umístěny na povrchu hlavy (neinvazivní metoda) nebo na povrchu kůry mozkové (elektrokortikogram, ECoG), kdy jde o invazivní metodu. Záznam elektroencefalografického vyšetření se nazývá elektroencefalogram (EEG). [6]

4.1 Snímání EEG

V klinické praxi se nejčastěji setkáme s neinvazivním snímáním elektrické aktivity mozku ze skalpu hlavy pomocí povrchových elektrod, které jsou rozmístěny na povrchu hlavy podle jednotného systému, který se nazývá „10/20“ (vzdálenost od dvou krajních poloh v podélné i příčné linii je rozdělena na úseky po 10 % nebo 20 %). Tento mezinárodní systém, jehož autorem je doktor Herbert Jasper, byl přijat v roce 1957 (viz obr. 1). Smyslem jednotného systému je, aby při nutném opakování EEG byly elektrody umístěny na stejném místě jako při předchozím vyšetření (vyšetření lze provést opakovaně).

Celkově se používá 21 elektrod, 19 z nich je umístěno nad oběma hemisférami a dvě na ušních boltečích. Elektrody jsou označeny čísly (lichá čísla elektrod se nachází nad levou mozkovou hemisférou, sudá čísla nad pravou) a písmeny, která jsou umístěna podle oblastí snímání: F – frontální (čelní), Fp – frontopolární, C – centrální (střední), P – parietální (temenní), O – okcipitopolární (týlní), T – temporální (spánkový). Za základ systému „10/20“ jsou rovněž považovány výstupky na lebce „Nasion“ (kořen nosu) a „Inion“ (výstupek na týlní kosti).



Obr. 1 Mezinárodní systém zapojení elektrod „10/20“ (převzato z [20])

Rozlišujeme několik režimů snímání, mezi nejznámější patří: unipolární, bipolární, zprůměrovaný. Při unipolárním zapojení je snímáno napětí mezi aktivní elektrodou a referenční elektrodou případně svorkou (na ušním lalůčku). U bipolárního zapojení se snímá rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Toto zapojení nevyžaduje společnou referenční elektrodu či elektrody. Ve zprůměrovaném systému se používá společná indiferentní elektroda. [7]

4.2 Popis EEG záznamu

Při popisu EEG signálu považujeme za důležité tyto parametry: frekvenci, amplitudu, tvar, distribuci, šíření, symetrii, synchronii, rytmicitu, periodicitu, perzistenci a reaktivitu, které jsou rozeznávány v jednotlivých EEG vzorcích. [8]

Frekvence – udává počet vln, které se opakují za 1 s. Je vyjadřována v Hz a většinou bývá rozčleněna do jednotlivých frekvenčních pásem. Tyto frekvence budou dále popsány v kapitole 4.2.1.

Amplituda – vyjadřuje vertikální rozměr vzorce v mikrovoltech. V praxi ji můžeme rozdělit na nízkou (pod 20 μV), střední (20 až 50 μV) a vysokou (nad 50 μV), avšak přesné měření jednotlivých vln nemá význam, protože jejich amplituda je ovlivněna mnoha faktory (např. vzdáleností mezi elektrodami).

Tvar – vztahuje se k morfologii EEG vzorců. Můžeme ho rozdělit na pravidelný a nepravidelný. Vlny jsou pravidelné tehdy, mají-li symetrickou vzestupnou a sestupnou fázi, naopak nepravidelné vlny tuto symetrii nemají. Vlny dále můžeme rozdělit na monofázické, bifázické, trifázické či polyfázické podle toho, kolikrát protnou myšlenou základní linii, kolem které kolísá EEG křivka.

Distribuce – jedná se o elektrodu nebo elektrody, ve kterých je EEG vzorec nejlépe zachycen. Můžeme ji rozdělit na aktivitu generalizovanou (EEG vzorce jsou současně snímány v elektrodách na obou stranách skalpu nebo dokonce ve všech elektrodách), difuzní (EEG vzorec se snímá ve většině elektrod nad oběma hemisférami), laterizovanou (vzorec je většinou omezen na jednu polovinu hlavy), fokální (aktivita omezena na jednu elektrodu) a regionální (aktivita zachycována více sousedními elektrodami).

Šíření – o šíření jde tehdy, když se nějaký EEG vzorec objeví s menší amplitudou či fázovým posunem v další elektrodě (nemusí jít o sousední elektrodu).

Symetrie – souvisí s amplitudou, nejprve musíme zjistit, o kolik je jeden vzorek EEG nižší nebo vyšší než jiný a tento rozdíl kvantifikovat.

Synchronie – jedná se o vzájemný časový vztah jednotlivých vln a vzorců (vyskytují ve stejném čase a jsou ve fázi).

Rytmicita – vztahuje se k pravidelnosti opakování jednotlivých vln. Opakování vln může být rytmické (vlny se opakují se stejnou frekvencí) nebo arytmičné.

Periodicita – popis opakujících se EEG vzorců v rámci delšího úseku.

Perzistence – frekvence, se kterou se určitý EEG vzorec objevuje v delším úseku grafu.

Reaktivita – změna, kterou lze zevními stimuly navodit v normálním či abnormálním EEG vzorci.

4.2.1 Rytmy EEG

Jak již bylo zmíněno výše, frekvence je jedna z kritérií pro popis EEG. Rozděluje se do čtyř základních frekvenčních pásem, které jsou značeny podle písmen řecké abecedy. [8]

- Pásmo delta (0,5 – 4 Hz) – v EEG dospělého bdělého člověka je považován za patologický projev, u dětí kolem čtyř měsíců je však normální základní rytmus EEG asi 4 Hz. Delta vlny se většinou vyskytují v hlubokém spánku, ale i také v transu a hypnóze. Ve spánku mohou tyto vlny dosahovat amplitudy až 100 μV .
- Pásmo theta (4 – 8 Hz) – u zdravých osob se vyskytuje v centrální, temporální (spánkové) a temenní oblasti. Jestliže amplituda theta vln je alespoň dvakrát vyšší než alfa aktivita, pak se jedná o patologický stav. Theta aktivita se objevuje při usínání, kde přechází v delta aktivitu. Normálně se vyskytuje u malých dětí, u starších dětí a dospělých při ospalosti, meditaci. Amplituda theta vln je až 150 μV .
- Pásmo alfa (8 – 13 Hz) – při bdělém stavu (v klidu - bez duševní činnosti a fyzické relaxaci) se maximum vyskytuje nad zadními oblastmi mozkových hemisfér. Alfa aktivita je nejvíce patrna při zavřených očích, jelikož se tlumí právě jejich otevřením a duševní činností. Alfa rytmus se vyskytuje především těsně před usnutím. Amplituda vln bývá 20 až 50 μV .
- Pásmo beta (13 – 30 Hz) – objevuje se především nad frontálními laloky, směrem dozadu ubývá. Beta rytmus je typický pro soustředění na vnější podněty, logické myšlení, pro pocity strachu, neklidu či hněvu. Většinou se netlumí pozorností nebo zrakovým vjemem. Amplituda beta vln je obvykle 10 – 30 μV .

4.2.2 Struktura spánkových EEG

Jak již bylo zmíněno v kapitole 3.2, během spánku se podle jistých pravidel střídají jednotlivá spánková stádia. Při usínání se objeví stádium NREM1, které je následováno NREM2 fází. Poté přichází NREM3 a NREM4 fáze, které jsou označovány za hluboký spánek. Po hlubokém spánku se může objevit NREM2, NREM1 či bdělost. Poslední fází je REM spánek. Nyní budou popsány změny nastávající ve spánkovém EEG během jednotlivých spánkových fází. [1], [2], [3]

R&K:

Bdělost

Bdělost můžeme rozdělit na relaxovanou a nerelaxovanou. Nerelaxovaná bdělost se vyznačuje vlnami beta o frekvenci 18 – 25 Hz a napětím 10 – 30 μ V. Při relaxované bdělosti (při zavřených očích) se objevují vlny alfa o frekvenci 8 – 12 Hz (20 – 40 μ V), vlny beta a jednotlivé vlny z pásma theta.

Spánek NREM1

V tomto stádiu se vyskytují četné vlny theta o frekvenci 4 – 7 Hz s nízkou amplitudou (50 – 70 μ V), naopak ve většině epochy nejsou přítomny alfa vlny. Mohou se zde vyskytnout i ostré vertexové vlny.

Spánek NREM2

Převládají zde vlny theta (4 – 7 Hz) o nízké a střední amplitudě. Tato aktivita je navíc doplněna spánkovými vřeteny o frekvenci 11 – 16 Hz (nejčastěji 12 – 14 Hz) a K-komplexy. K-komplex je bifázická vlna, která trvá více než 0,5 s. Začíná pomalou vysokou negativní ostrou vlnou, po níž následuje pozitivní vlna již s menší amplitudou. K-komplexy jsou svojí amplitudou a tvarem od základní aktivity dobře rozlišitelné. V tomto stádiu se mohou vyskytovat až třikrát za minutu. Obvykle vyskytují před nebo za spánkovými vřeteny, někdy i v jejich průběhu.

Spánek NREM3 a NREM4

V těchto stádiích se vyskytují delta vlny o frekvenci maximálně 2 Hz a minimální amplitudě 75 μ V (ve svodech C3-A2 a C4-A1). Tyto delta vlny o výše zmíněných parametrech se u NREM3 spánku vyskytují ve 20 – 50% epochy, u NREM4 spánku ve více než 50% trvání epochy. Ve spánkové fázi NREM3 se můžeme také setkat s k-komplexy a spánkovými vřeteny, avšak ve fázi NREM4 je potkáme zřídka.

REM

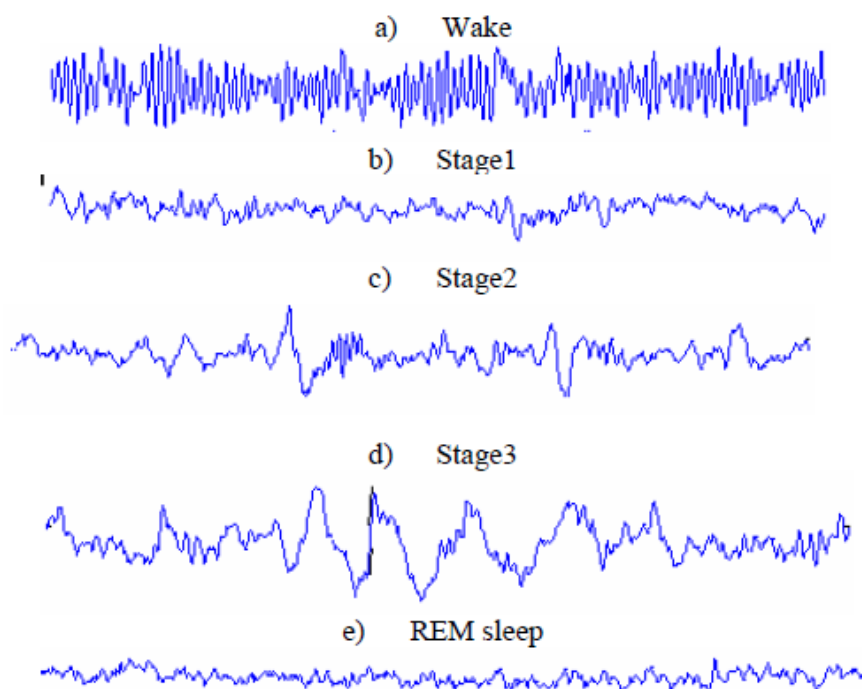
V této fázi jsou typické vlny theta i alfa, tyto vlny mají nízkou amplitudu a smíšené frekvenční spektrum. V REM spánku se naopak nevyskytují spánková vřetena a k-komplexy, avšak mohou se objevit pilovité vlny o frekvenci 2 – 4 Hz (obvykle se střední amplitudou), jsou poměrně jednotvárné a vyskytují se ve skupinách.

MT (movement time)

Toto stádium bývá nazýváno jako epocha pohybových artefaktů, jelikož se v nich více než z poloviny vyskytují pohybové artefakty, které znemožňují určení spánkového stádia. Tyto epochy jsou předcházeny a následovány jakýmkoliv stádiem spánku a neměly by být zaměněny s krátkými artefakty během spánku, např. menší pohyb těla.

AASM:

Jak bylo zmíněno v kapitole 3.1.2, tento standard nezahrnuje fázi MT a stádia NREM1, NREM2, NREM3 a NREM4 vyskytující se v R&K standardu jsou nahrazena stádii N1, N2 a N3 (NREM3 a NREM4 je nahrazen N3 fází). Bdělost a REM spánek jsou nezměněny. Na obr. 2 jsou znázorněny EEG epochy W, N1, N2, N3 a REM fáze.



Obr. 2 Epochy (desetisekundové) EEG signálu v jednotlivých spánkových fázích (převzato z [19])

4.3 EEG artefakty

Za EEG artefakty považujeme EEG obrazy, které nejsou generovány elektrickou aktivitou mozku. Rozdělujeme je do tří základních skupin: artefakty z prostředí, artefakty z EEG přístroje a artefakty z pacienta. [9]

4.3.1 Artefakty z prostředí – z okolí pacienta a EEG přístroje

Jedná se o artefakty, které vznikají na základě interference se zdroji elektrické energie či jiného elektromagnetického pole z okolí EEG přístroje.

Vyskytují-li se v okolí EEG přístroje zdroje silného elektromagnetického pole, může v EEG záznamu např. vzniknout artefakt ze střídavého proudu. Nejčastěji je to díky rozdílu v impedancích jednotlivých elektrod, na kterých se indukují různá napětí, jejich indiferece je zesílena a smíšena s bioelektrickým signálem. Mezi nejčastější artefakty řadíme artefakt ze střídavého elektrického proudu o frekvenci 50 Hz a artefakty z okolních přístrojů, které mají jinou morfologii a frekvenci než je střídavý proud. Patří sem zapnutí a vypnutí osvětlení, zvonění telefonu, činnost signalizačních systémů atd. Artefakty taktéž mohou vzniknout pohybem osob v místnosti.

4.3.2 Artefakty z EEG přístroje

Mezi přístrojové artefakty řadíme elektrodové artefakty, artefakty vzniklé špatným umístěním EEG čepice, z natáčecí hlavy EEG přístroje, z kabelů mezi hlavou EEG a elektrodami, popř. při poruše adaptéru nebo EEG přístroje. Elektrodové artefakty patří mezi nejčastější. Objevují se ve svodech z jedné elektrody při bipolárním zapojení, ve všech svodech z kontaminace referenční elektrody v unipolárním zapojení nebo ze zemní elektrody.

4.3.3 Artefakty z pacienta

Tyto biologické či fyziologické artefakty dělíme na oční, svalové, pohybové, ze srdeční činnosti, tepové, z pocení, artefakty při škytavce a z ORL oblasti.

Oční artefakty – vznikají mrkáním a třesem víček, vyznačují se nízkou amplitudou, vysokou frekvencí, maximum se nachází v F svodech. Při usínání, ve stádiu NREM1 se vyskytují i pomalé oční pohyby (slow eye movements) s frekvencí kolem 0,5 Hz, nízkým napětí a maximem v zadních F svodech.

Svalové artefakty – artefakty krátkého trvání, ostrého tvaru a maximem ve frontální a temporální oblasti. Často se objevují při stažení svalu v blízkosti elektrody u nedostatečně relaxovaných pacientů.

Pohybové artefakty – bývají rytmické a většinou se vyskytují na všech elektrodách referenčního zapojení.

Artefakty ze srdeční činnosti – jedná se o EKG artefakt s časovou vazbou na QRS komplex a nízkou amplitudou. Bývají pozorovány u osob s krátkým krkem, u obézních lidí nebo při zapojení elektrod v blízkosti ušních lalůček.

Tepové neboli pulzové artefakty – jde o pomalé vlny vznikající pouze v jednom svodu. Oproti EKG artefaktům jsou o 200 ms opožděné. Jsou způsobeny umístěním elektrod v blízkosti pulzující arterie, jejich maximum se nachází v T svodech.

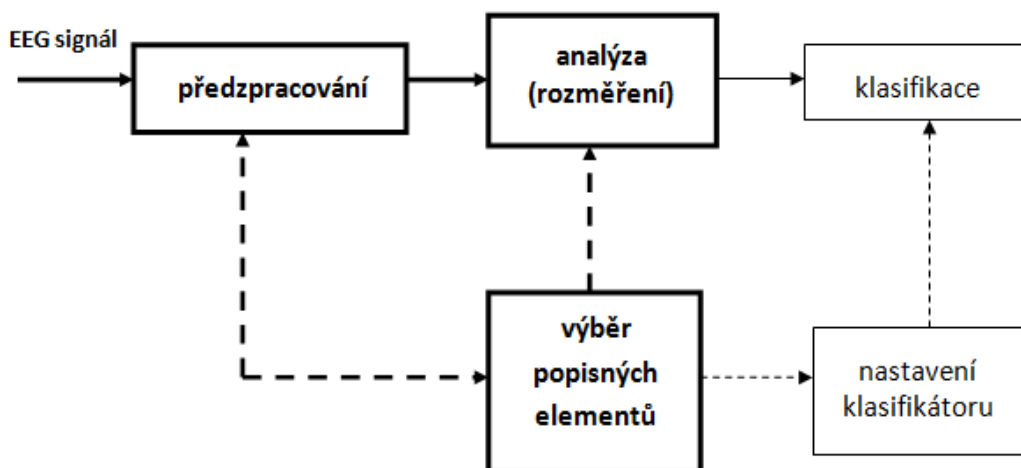
Artefakty z pocení (elektrodermogram) – jsou charakterizovány vysokou amplitudou a nízkou frekvencí kolem 0,5 Hz. Vznikají při změně elektrického potenciálu kůže nebo změnou kožního odporu.

Artefakty z ORL oblasti – můžeme je označit za složené artefakty, např. svalové + pohybové. Vyskytují se při žvýkání, mluvení, polykání, kašli.

Kromě základních EEG rytmů (alfa, beta, delta, theta) a artefaktů se mohou v EEG signálu vyskytnout tzv. grafoelementy. Mezi grafoelementy patří různé hroty, vlny a jejich složitější komplexy (př. komplex hrotu a vlny). Dále sem řadíme vlny lambda a další. Aby nedocházelo ke znehodnocování záznamů, můžeme potlačit nežádoucí artefakty pomocí různých metod filtrace nebo rovnou některé hodně zarušené úseky z analýzy vynechat a nebrat v úvahu, jako např. MT epochy (viz kapitola 4.2.2).

5 Automatická klasifikace spánkových fází s použitím EEG signálu

Automatickou klasifikaci spánkových fází na základě EEG dat můžeme rozdělit do tří základních kroků: předzpracování, analýzu a samotnou klasifikaci (viz obr. 3) [10]. Zvýrazněné bloky ve schématu (obr. 3) korespondují s obsahem praktické části předložené bakalářské práce.



Obr. 3 Schéma klasifikace spánkových fází na základě EEG signálu

5.1 Předzpracování EEG

Prvním krokem zpracování EEG signálů je jejich počítačové předzpracování do podoby, která je výhodnější pro následnou analýzu. Předzpracování signálu má především za úkol eliminovat nežádoucí složky (šum, artefakty) nebo naopak některé zajímavé složky obsažené v signálu zvýraznit.

5.1.1 Filtrace

Mezi nejčastější typ předzpracování patří filtrace, která slouží k potlačení všech složek v signálu, které považujeme za rušivé. Cílem filtrace je v co největší míře potlačit rušení, současně však v co nejmenší míře znehodnotit užitečnou složku signálu. Spektrum užitečného signálu se však často prolíná se spektrem aditivního rušení.

Za rušivou složku považuje artefakty zmíněné výše, mezi typické však patří: síťové rušení s kmitočtem 50 Hz, artefakt ze špatné elektrody (kolísání nulové izolinie - drift, ztráta kontaktu), svalové artefakty, pocení pacienta apod.

K potlačení driftu a síťového brumu jsou nejvhodnější úzkopásmové filtry FIR s lineární fázovou charakteristikou, k potlačení EMG používáme dolní propust, kdy musíme opatrně volit mezní frekvenci, aby nedocházelo ke zkreslení ostrých vln a hrotů. [7] [10]

5.1.2 Segmentace

Segmentaci řadíme k dalšímu typu předzpracování, jelikož slouží k případnému odstranění artefaktů nebo k následné analýze signálu. EEG signál nemá stacionární charakter (frekvenční

a amplitudové vlastnosti se s časem mění), proto tento signál rozdělíme na krátké úseky, které považujeme za stacionární. Segmentaci můžeme rozdělit na konstantní a adaptivní. Konstantní segmentace má konstantní délku signálu (obsahuje stejný počet vzorků), ale hranice segmentů nemají žádný vztah k charakteru signálu. Naopak výhodou je nízká výpočetní náročnost a jednoduché použití. Vhodnější je signál rozdělit do po částech stacionárních úseků proměnné délky (v závislosti na výskytu nestacionarit v signálu). Výhodou této segmentace je, že hranice segmentů jsou voleny tak, že segmenty lépe korespondují se změnami v signálu.

5.2 Analýza EEG

Druhým krokem zpracování EEG signálu je jeho analýza. Na základě použití různých metod, které umožňují extrakci potřebné informace ze signálu, jsme následně schopni určit parametry EEG vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových stádií. Hodnoty vyextrahovaných parametrů jsou pro každou 30 s epochu individuální. Analýzu EEG signálu můžeme rozdělit do čtyř hlavních oblastí: časové, frekvenční, časově-frekvenční a nelineární metody [11].

5.2.1 Analýza EEG v časové oblasti

Při analýze EEG v časové oblasti nejčastěji využíváme statistické parametry. Mezi základní parametry získané ze samotného signálu v časové oblasti patří: minimální a maximální naměřená hodnota signálu, střední hodnota, medián, rozptyl, střední efektivní hodnota, koeficient špičatosti a šikmosti, Hjorthovy deskriptory, korelační koeficient.

Výpočet vybraných statistických parametrů [11] [12] [13]:

EEG signál je soubor hodnot x_i , kde i nabývá hodnot 1 až n .

- Střední hodnota:

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

- Rozptyl:

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

- Směrodatná odchylka:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - x)^2}, \quad (3)$$

- Efektivní hodnota (angl. Root mean square, RMS):

$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2}, \quad (4)$$

kde n je počet hodnot x_i měřeného signálu x , x_i je i -tá hodnota signálu x .

Koeficient šikmosti a špičatosti vychází z centrálního empirického momentu M_k :

$$M_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - x)^k. \quad (5)$$

Koeficient šikmosti (skewness) měří asymetrii rozložení. Symetrické rozložení je pro šikmost rovné nule. Při záporné šikmosti se vlevo od střední hodnoty vyskytují odlehlejší hodnoty než vpravo, u kladné šikmosti je to obráceně. Koeficient špičatosti (kurtosis) popisuje plochost či špičatost hustoty rozložení (měří rozložení hodnot kolem střední hodnoty).

- Koeficient šikmosti:

$$skew_{EEG} = \frac{M_3}{M_2 \sqrt{M_2}}, \quad (6)$$

- Koeficient špičatosti:

$$kurt_{EEG} = \frac{M_4}{M_2 M_2}. \quad (7)$$

Hjorthovy deskriptory:

Mezi Hjorthovy deskriptory patří aktivita, mobilita a složitost, jsou vypočteny z EEG signálu na základě rozptylu a její první a druhé derivace.

- Aktivita:

$$A = \sigma_0^2, \quad (8)$$

- Mobilita:

$$M = \frac{\sigma_1}{\sigma_0}, \quad (9)$$

- Složitost:

$$C = \sqrt{\left(\frac{\sigma_2}{\sigma_1}\right)^2 - \left(\frac{\sigma_1}{\sigma_0}\right)^2}, \quad (10)$$

kde σ_0 je rozptyl signálu, σ_i je rozptyl i -té derivace signálu.

5.2.2 Analýza EEG ve frekvenční oblasti

Spektrální analýza je základní metodou zpracování EEG signálu. Tato analýza umožňuje určit spektrum nebo spektrální výkonovou hustotu signálu. Matematickým základem metod spektrální analýzy jsou ortogonální transformace (mezi ně patří Fourierova transformace), kde časovému průběhu signálu je přiřazeno spektrum.

Fourierova transformace

Spektrum je základní vlastností každého signálu, vyjadřuje obsah harmonických složek v signálu (amplitudu a počáteční fázi všech jeho složek). Spektrum analogového signálu (se spojitým časem) je určeno jeho Fourierovou transformací (FT), která je vyjádřena vztahem [14]:

$$F(\omega) = F\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt, \quad (11)$$

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

Fourierova transformace podává informace o frekvenčních složkách spektra, ale neudává, v jakém konkrétním čase se dané frekvence v analyzovaném úseku vyskytují.

Integrovaná Fourierova transformace definuje spektrum pro spojité signály, avšak pro diskrétní signály se používá modifikace FT, tzv. diskrétní Fourierova transformace (DFT). DFT, která přiřazuje posloupnosti N vzorků v originální oblasti stejně dlouhou posloupnost ve frekvenční oblasti, je vyjádřena vztahem [15]:

$$\mathbb{DFT}\{f_n\} = \left\{ F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-jk\Omega nT} \right\}, \quad (12)$$

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

Pro výpočet DFT se využívá efektivní algoritmus rychlé Fourierovy transformace (FFT). Problémem diskrétní Fourierovy transformace je předpoklad periodického signálu. Avšak námi zpracovávaný EEG signál je signál neperiodický. Můžeme tak použít krátkodobou Fourierovu transformaci nebo složitější bázeovou funkci, např. vlnek ve vlnkové transformaci. Oba přístupy budou popsány v následující kapitole. [14], [15]

Pro odhad výkonového spektra signálu používáme metody neparametrické a parametrické.

Neparametrické metody

Neparametrické metody jsou založeny na použití diskrétní Fourierovy transformace, výkonové spektrum je odhadováno přímo ze signálu. [15] [16] [17]

Metoda periodogramu

Periodogram vypočítaný na základě vztahu (13) využívá pro odhad výkonového spektra pouze jediné realizace analyzovaného signálu [17]:

$$S_x(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi f n} \right|^2, \quad (13)$$

kde x je analyzovaný signál, N je počet vzorků, $x(n)$ je n -tý vzorek signálu, f kmitočet signálu.

Každý odhadnutý periodogram je tak zatížen systematickou chybou. Proto se při dostatečné délce signálu používá metoda průměrováním individuálních výkonových spekter jednotlivých segmentů signálu. Jedna z nejpoužívanějších metod průměrování dílčích periodogramů je Welchova metoda.

Metoda korelogramu

Tato metoda je založena na diskrétním Wiener-Chinčinově vztahu, kdy dochází nejprve k odhadu váhované autokorelační funkce a následně aplikaci DFT pro získání výkonového spektra. U ergodického signálu je autokorelační funkce počítána z jedné realizace signálu, která již má v sobě zahrnuté průměrování. Stejně jako u periodogramu můžeme dlouhý úsek signálu rozdělit na kratší segmenty a z nich určit dílčí autokorelační funkce, které se poté zprůměrují.

Parametrické metody

Parametrické metody jsou založeny na vytvoření modelu vzniku signálu. Parametry takového modelu popisují signál (také jeho spektrum), získáváme je pomocí různých metod, z nichž nejznámější je autoregresivní metoda. Mezi nejpoužívanější modely patří AR (autoregresivní), MA (s klouzavým průměrem), ARMA (autoregresivní s klouzavým průměrem). U parametrických metod se nevyžadují dlouhé záznamy, v některých případech podávají mnohem lepší výsledky než metody neparametrické.

5.2.3 Analýza EEG v časově-frekvenční oblasti

EEG signál je výhodné analyzovat v časově-frekvenční oblasti, jelikož kromě jednotlivých frekvenčních složek získáváme informaci i o jejich výskytu v čase. Mezi nejpoužívanější analýzy v časově-frekvenční oblasti řadíme krátkodobou Fourierovu transformaci a vlnkovou transformaci.

Krátkodobá Fourierova transformace

Časově-frekvenční analýza zachycuje vývoj krátkodobých spekter, což je vhodné pro analýzu EEG, jelikož má nestacionární charakter. Jednotlivá spektra vznikají z krátkých úseků signálů, které jsou vymezeny okénkem dané délky posouvajícím se po signálu (u těchto krátkých úseků se již předpokládá dostatečná stacionarita). Vzniklé úseky signálu stejné délky jsou podrobeny diskrétní Fourierově transformaci.

Délka časového okna se volí na základě kompromisu, nelze současně dosáhnout vysokého časového i frekvenčního rozlišení. Při použití krátkého časového okna dostáváme vysoké časové rozlišení, ale špatné frekvenční a naopak. Časovou rozlišovací schopnost lze také zvýšit tím, že se jednotlivá okna budou při posunu překrývat. Překrytí rovněž umožňuje plynulejší sledování vývoje spektra v čase. Krátkodobá Fourierova transformace (angl. short-time Fourier transform, STFT) je dána vzorcem [17]:

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) \cdot w^*(t - \tau)] \cdot e^{-j2\pi ft} dt, \quad (14)$$

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

Jednotlivá krátkodobá spektra se mohou sestavovat do souborů – spektrogramů. Spektrogram je dvourozměrný obraz, kde se na svislé ose vynášejí frekvence, na vodorovné ose časový vývoj a barva nebo úroveň jasu odpovídá amplitudě.

Vlnková transformace

Vlnková transformace (angl. wavelet transform, WT) vznikla za účelem získání časově-frekvenčního popisu signálu, je vhodná zejména pro zpracování nestacionárních signálů. Základem WT je rozklad signálu pomocí časově posunutých a dilatovaných báзовých funkcí – mateřských vlněk Ψ .

WT se navzájem liší podle tvaru zvolené báзовой funkce (vlnky). Každá vlnka má nenulové hodnoty pouze na konečném časovém intervalu, působí tak pouze na omezenou délku signálu. Báзовые funkce po částech pokrývají celý časový rozsah analyzovaného signálu, úplná informace signálu je tak zachována.

Hlavní myšlenkou WT je dosáhnout optimálního poměru frekvenčního a časového rozlišení na základě změny šířky okna v čase a jeho tvaru. Pro nižší frekvence je okno širší, pro vyšší naopak užší (oproti STFT, která využívá stále stejně velké časové okno). Díky změně šířky okna, mají vyšší frekvence větší časové rozlišení a nízké frekvence vyšší frekvenční rozlišení.

Spojité vlnková transformace je vyjádřena vztahem [15]:

$$S_{CWT}(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (15)$$

kde $x(t)$ je analyzovaný signál, b je časový posun, a je dilatace (měřítko) mateřské vlnky $\Psi(t)$.

Důležitým parametrem u vlnkové transformace je typ vlnky, mezi nejpoužívanější patří Haarova, Daubechies nebo Morlet. [15]

5.2.4 Analýza EEG pomocí nelineárních metod

V posledních několika desetiletích se začaly pro analýzu EEG účinně uplatňovat nelineární metody. Tyto nelineární metody jsou založeny na principech nelineární dynamiky a teorii chaosu. Podle této teorie jsou biologické signály výstupem chaotických procesů. Biologické signály tak mohou být reprezentovány chaotickými parametry, mezi které patří: Lyapunovův exponent, korelační dimenze, entropie, Hurstův exponent, fraktální dimenze. Některé studie ukazují, že tyto nelineární parametry jsou závislé na jednotlivých spánkových fázích, na základě nich tak lze provádět analýzu EEG. [11], [18]

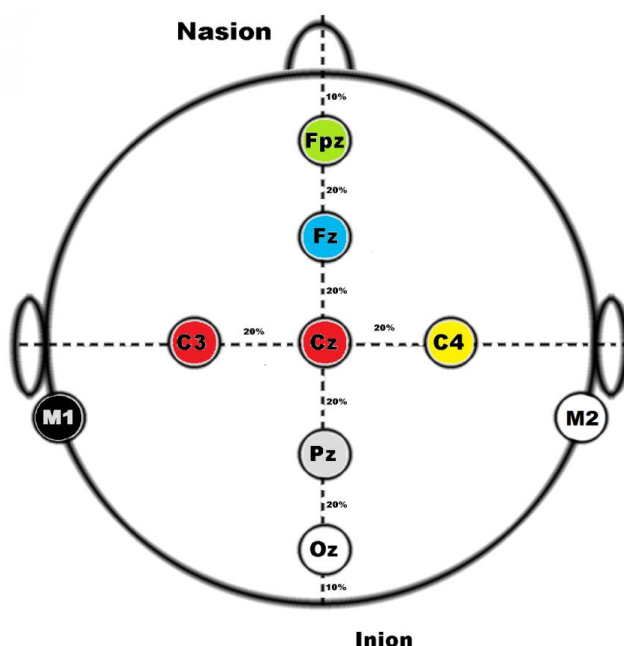
Například, **korelační dimenze** může být odvozena na základě vztahu [18]:

$$CD = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log(r)}, \quad (16)$$

kde $C(r)$ je korelační integrál – počet bodů mající menší vzdálenost než Euklidova vzdálenost r .

6 Analýza spánkových EEG ze studie RELIEF

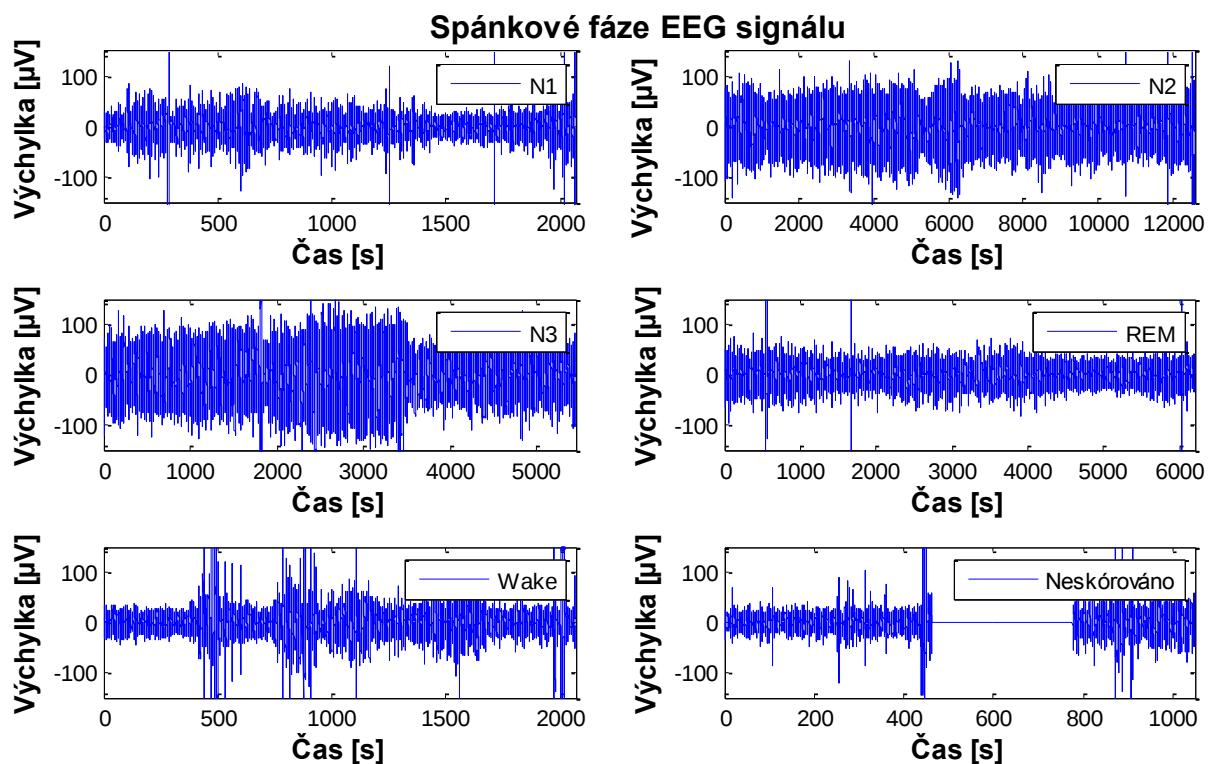
EEG signály použity v této bakalářské práci pochází ze studie RELIEF, která vznikla ve spánkové laboratoři Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Tato studie se týká léčby pacientů s farmakorezistentní hypertenzí metodou ablace (denervace) renálního sympatiku. Studie zahrnuje celkově 53 pacientů, v práci byly použity signály 40. – 52. pacienta. V rámci této studie bylo nejdříve provedeno diagnostické polysomnografické vyšetření noc před zákrokem a poté kontrolní vyšetření šest měsíců po zákroku. Signály jsou snímány ze 4 EEG kanálů: Fz-Cz, Cz-Oz, C4-M1, C3-M2 (viz obr. 4) se vzorkovací frekvencí 256 Hz. Pro rozmístění jednotlivých elektrod se používá systém 10/20, který vychází z 10 % a 20 % vzdálenosti mezi kořenem nosu (Nasion) a hranou okcipitální kosti (Inion).



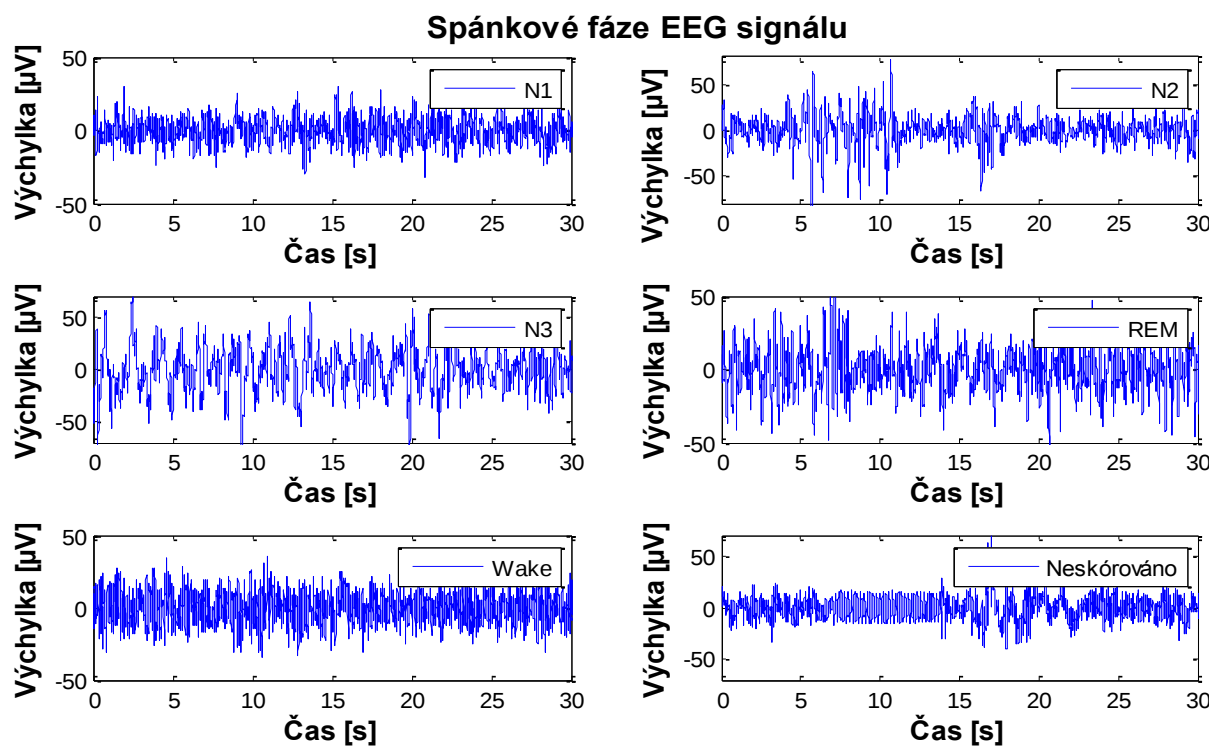
Obr. 4 Rozmístění elektrod při snímání EEG signálu v rámci studie RELIEF

Každý EEG signál má k dispozici hodnocení somnologa (uložené ve formě tabulky v Microsoft Excel), který daný signál manuálně hodnotí po epochách dlouhých 30 s. Z těchto tzv. hypnogramů hodnocených dle AASM standardu se dá určit, ve které spánkové fázi se pacient v dané chvíli nachází. Jednotlivé spánkové fáze jsou v hypnogramu značeny číslicí (bdělost W = 0, N1 fáze = 1, N2 fáze = 2, N3 fáze = 3, REM fáze = 5, neskórovaná fáze = 9).

EEG signály jsou v Evropském datovém formátu EDF, aby se dále mohly zpracovávat, musí se tento formát nejdříve převést pomocí EDFtoASCII konvertoru do ASCII formátu (EDF-to-ASCII converter volně ke stažení na adrese [22]). V programovém prostředí Matlab jsou tyto signály načteny a uloženy do souboru *.mat. Následně jsou jednotlivé EEG signály rozděleny pomocí hypnogramů do jednotlivých spánkových stádií (obr. 5), z nichž již lze počítat vybrané parametry sloužící pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází. Na obr. 6 je zobrazena ukázka 30 s epoch jednotlivých spánkových stádií, ze kterých se dané parametry počítají.



Obr. 5 Rozdělení EEG signálu (pacient 52) pomocí hypnogramu do spánkových stádií



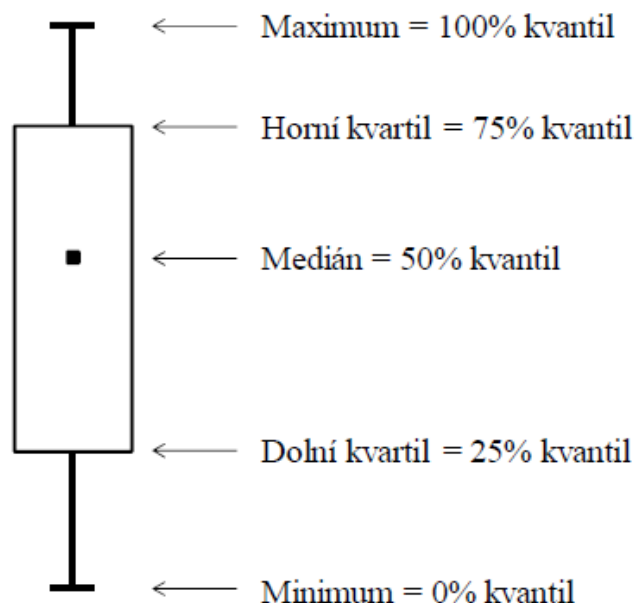
Obr. 6 Ukázka 30 s epoch jednotlivých spánkových stádií EEG signálu

Pro extrakci potřebné informace ze signálu se z jednotlivých 30 s epoch odpovídající různým spánkovým fázím provádí výpočet vybraných parametrů (viz tab. 1). Tyto parametry jsou počítány pro vybraný kanál EEG signálů. Na základě statistické analýzy těchto parametrů EEG se dá určit, které parametry jsou vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

Tab. 1 Vybrané parametry

ANALÝZA	PARAMETRY
V časové oblasti	Střední hodnota Rozptyl Směrodatná odchylka Koeficient šikmosti Aktivita Mobilita Složitost RMS
Ve frekvenční oblasti (odhad výkonového spektra pomocí periodogramu a korelogramu)	Delta pásma [0 – 4 Hz] Theta pásma [4 – 8 Hz] Alfa pásma [8 – 13 Hz] Beta1 pásma [13 – 22 Hz] Beta2 pásma [22 – 35 Hz]

Vypočtené parametry jsou zobrazeny pomocí krabicových grafů neboli box-plotů, jedná se o grafy ve tvaru obdélníku s tzv. fousky (whiskers). Jednotlivé části grafu odpovídají významným kvantilům, jak lze vidět na obr. 7. Uvnitř obdélníku je vyznačen medián (50% kvantil). Samotný obdélník udává polohu dolního a horního kvartilu (25% a 75% kvantil), které odpovídají kvartilovému rozpětí. Toto rozpětí ohraničuje 50% pozorovaných hodnot. Fousky udávají polohu více vzdálených hodnot od mediánu, nejčastěji odpovídají 5% a 95% kvantilu. [21]



Obr. 7 Příklad krabicového grafu s vyznačením významných kvantilů

Všechny výpočty zmíněné v práci byly provedeny v prostředí Matlab (Matlab R2011a).

6.1 Statistická analýza

Pro statistickou analýzu se běžně používá statistický test ANOVA (analýza rozptylu), který se uplatňuje v situaci, kdy potřebujeme srovnávat více skupin. Abychom mohli tuto statistickou metodu použít, musí být splněny tři předpoklady: nezávislost pozorovaných hodnot, normalita hodnot jednotlivých náhodných výběrů a stejný rozptyl hodnot ve všech srovnávaných skupinách. V našem případě nejsou splněny předpoklady analýzy rozptylu, proto musíme použít neparametrický test.

Nejpoužívanější neparametrická varianta k analýze rozptylu je Kruskal-Wallisův test (test shody mediánů), který je založen na pořadí pozorovaných hodnot. Tento test nepředpokládá normalitu rozdělení, jeho nevýhodou je však menší citlivost. Při použití Kruskal-Wallisova testu testujeme nulovou hypotézu H_0 , která předpokládá u skupin shodu mediánů, proti alternativní hypotéze H_1 , kdy alespoň jedna dvojice mediánů se nerovná. Pro rozhodování o platnosti či neplatnosti nulové hypotézy používáme p-hodnotu. Můžeme ji definovat jako nejmenší hladinu významnosti testu α (obvykle $\alpha = 0,05$ nebo $\alpha = 0,01$), při které lze zamítnout nulovou hypotézu. Vyjde-li nám při hodnocení statistického testu p-hodnota menší než α , nulovou hypotézu zamítáme, platí H_1 . Máme-li např. p-hodnotu menší než 0,05, H_0 zamítneme a budeme hovořit o statisticky významném výsledku na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Naopak je-li p-hodnota větší než α , nulovou hypotézu nezamítáme. [21]

6.2 Výpočet vybraných parametrů v časové oblasti

Z časové oblasti byly pro analýzu EEG signálů vybrány statistické parametry (střední hodnota, rozptyl, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti a RMS) a Hjorthovy deskriptory (aktivita, mobilita, složitost). Každý z těchto parametrů byl počítán zvlášť pro jednotlivé spánkové fáze: W, N1, N2, N3 a REM. Parametry byly aplikovány na jednotlivé 30 s epochy zmíněných spánkových fází 13 signálů a na vybraný EEG kanál: C4-M1, C3-M2, Cz-Oz nebo Fz-Cz, viz obrázky 8 – 15 (EEG kanál C3-M2). Bylo zde použito 13 signálů, kde počet epoch v jednotlivých spánkových fázích a pro jednotlivé pacienty vidíme v tab. 2. Celkový počet epoch ve fázi N1 byl 2 395, ve fázi N2 2 772, ve fázi N3 1 571, ve fázi REM 1 297 a ve fázi W 2 449.

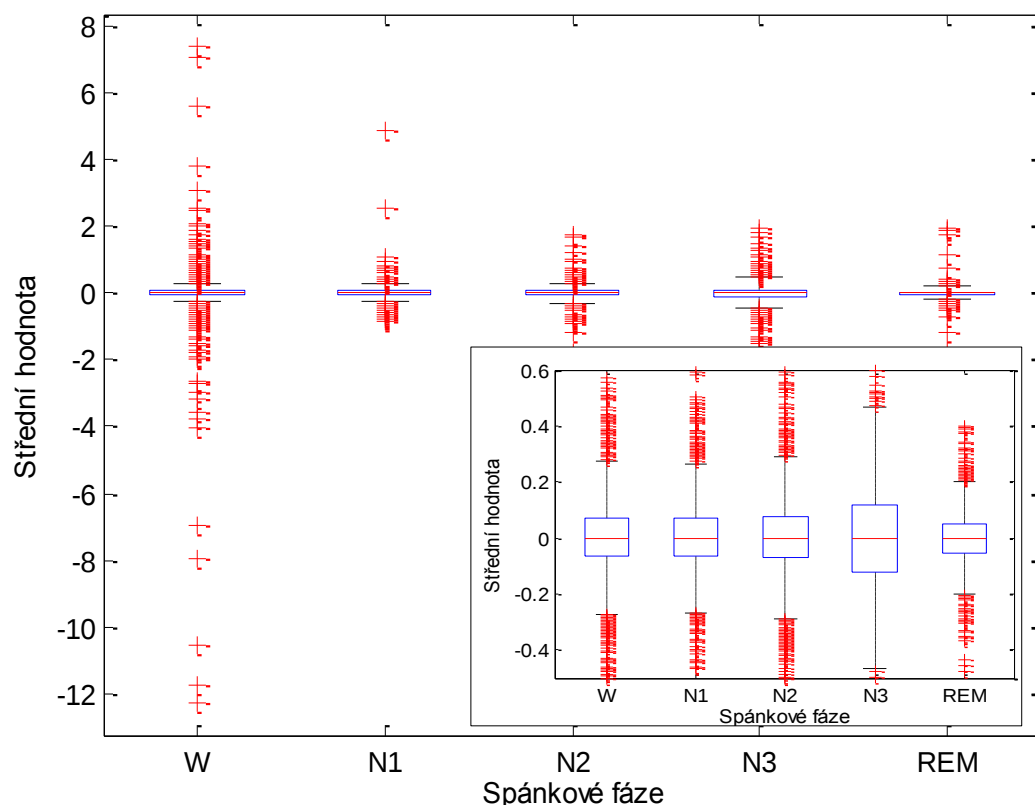
Tab. 2 Počet 30 s epoch v jednotlivých fázích

Pacient	W	N1	N2	N3	REM
Pacient 40	56	67	275	133	188
Pacient 41	197	243	267	91	112
Pacient 42	248	105	413	90	27
Pacient 43	290	42	317	117	44
Pacient 44	93	360	55	22	55
Pacient 45	111	441	124	54	84
Pacient 46	106	163	226	110	177
Pacient 47	129	97	82	259	154
Pacient 48	76	215	137	139	77
Pacient 49	331	150	102	139	98
Pacient 50	414	368	105	103	40
Pacient 51	69	69	420	182	207
Pacient 52	329	75	249	132	34
Celkem	2449	2395	2772	1571	1297

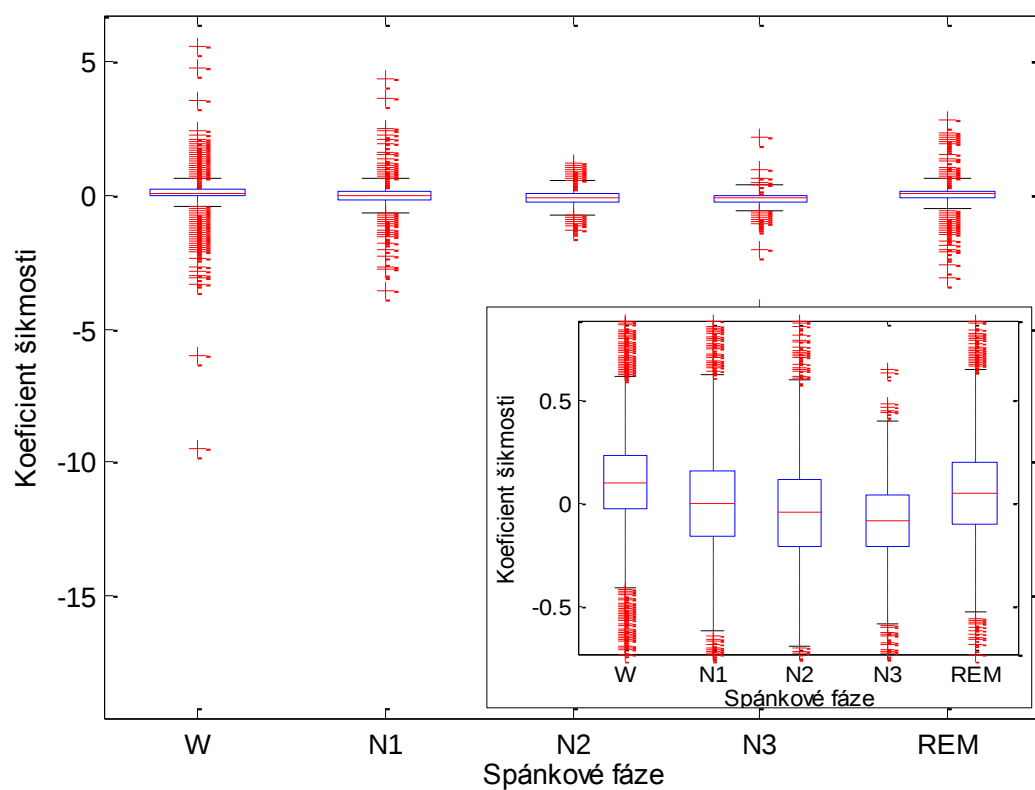
Na základě statistické analýzy pomocí Kruskal-Wallisova testu jsme zjistili, že při výpočtu střední hodnoty nedochází k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 0,05, která předpokládá u jednotlivých spánkových fází rovnost mediánů. Jedná se tak o statisticky nevýznamný výsledek (na hladině významnosti 0,05). Oproti tomu při výpočtu rozptylu, směrodatné odchylky, koeficientu šikmosti, RMS a Hjorthových deskriptorů je nulová hypotéza na hladině významnosti 0,05 zamítnuta a je přijata alternativní hypotéza. Ta tvrdí, že alespoň jedna dvojice mediánů u jednotlivých spánkových fází se liší. Tyto parametry jsou tak na hladině významnosti 0,05 statisticky významné.

Pomocí Kruskal-Wallisova testu jsme zjistili, že střední hodnota není vhodný parametr pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází. Tento parametr je statisticky nevýznamný, je to patrné i z obrázku 8, kde dochází u jednotlivých spánkových fází k překrytí daných kvantilů.

Kruskal-Wallisův test ukázal, že koeficient šikmosti na hladině významnosti 0,05 podává statisticky významný výsledek. Avšak na obrázku 9 lze vidět překryv významných kvantilů pro jednotlivé spánkové fáze, tudíž tento parametr nedoporučujeme pro automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

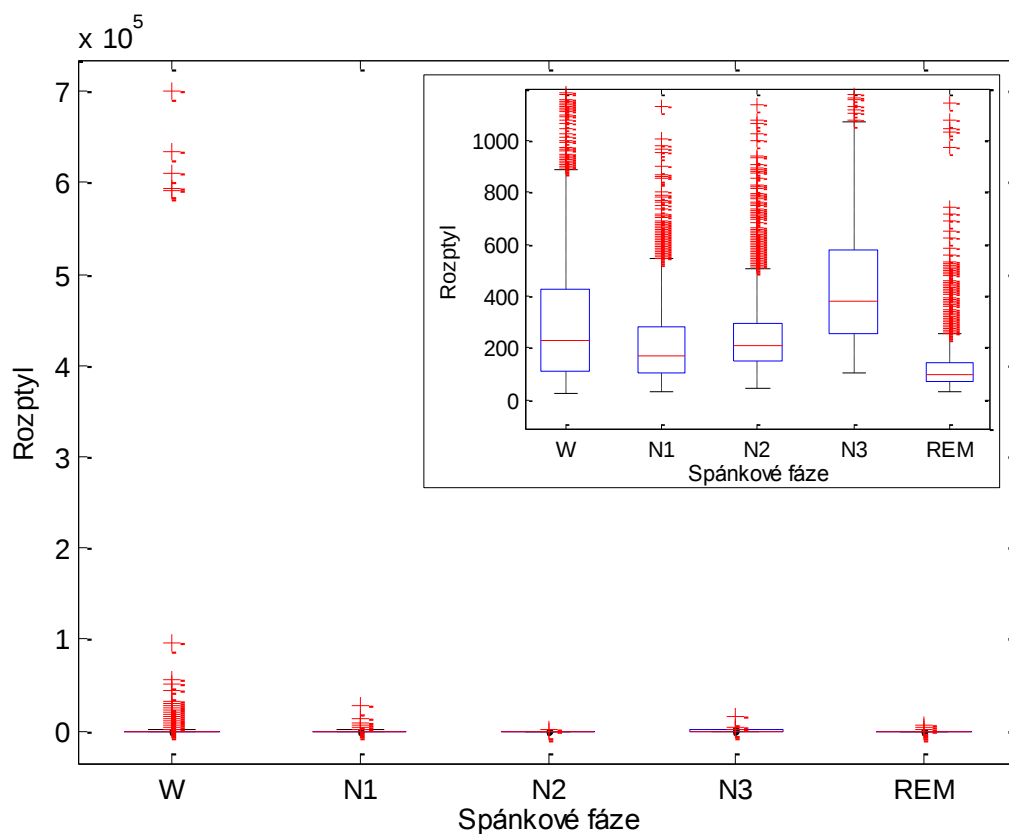


Obr. 8 Krabicové grafy pro střední hodnoty jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p > 0,05$, v pravém spodním rohu je obrázek zvětšen

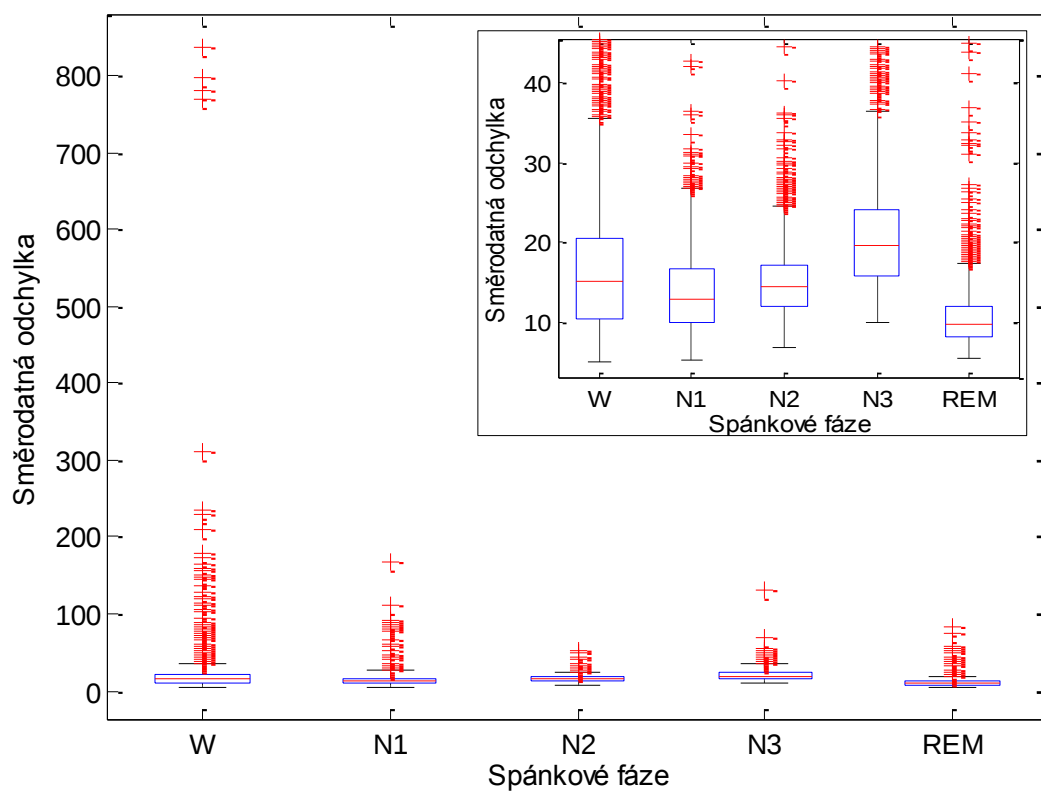


Obr. 9 Krabicové grafy pro koeficient šikmosti jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p < 0,05$, v pravém spodním rohu je obrázek zvětšen

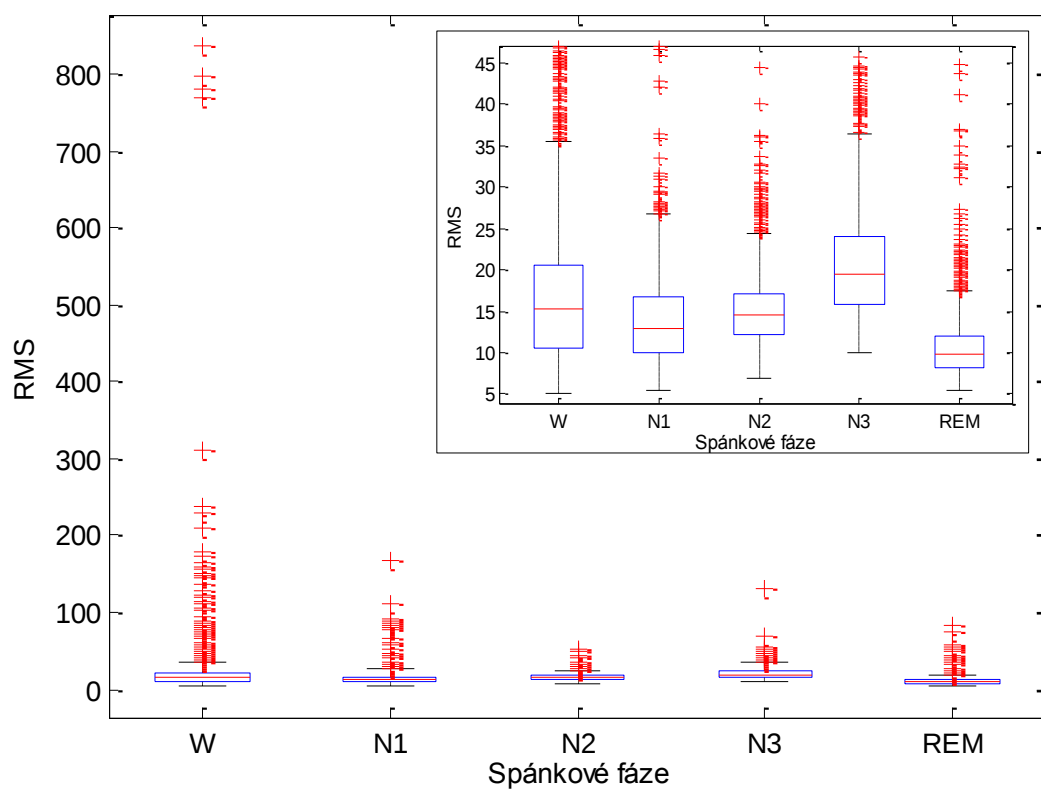
Na obrázcích 10 – 12 vidíme, že rozptyl, směrodatná odchylka a RMS jednotlivých spánkových fází vykazují obdobné výsledky. Hodnota mediánu pro N3 fázi se odlišuje od ostatních, dochází však k překrytí dolního kvartilu s ostatními u jiných spánkových fází, pouze u REM fáze k překrytí nedochází. I přes překrytí hodnot by bylo možné použít tyto parametry pro automatickou detekci N3 fáze.



Obr. 10 Krabicové grafy pro rozptyl jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p < 0,05$, v pravém horním rohu je obrázek zvětšen

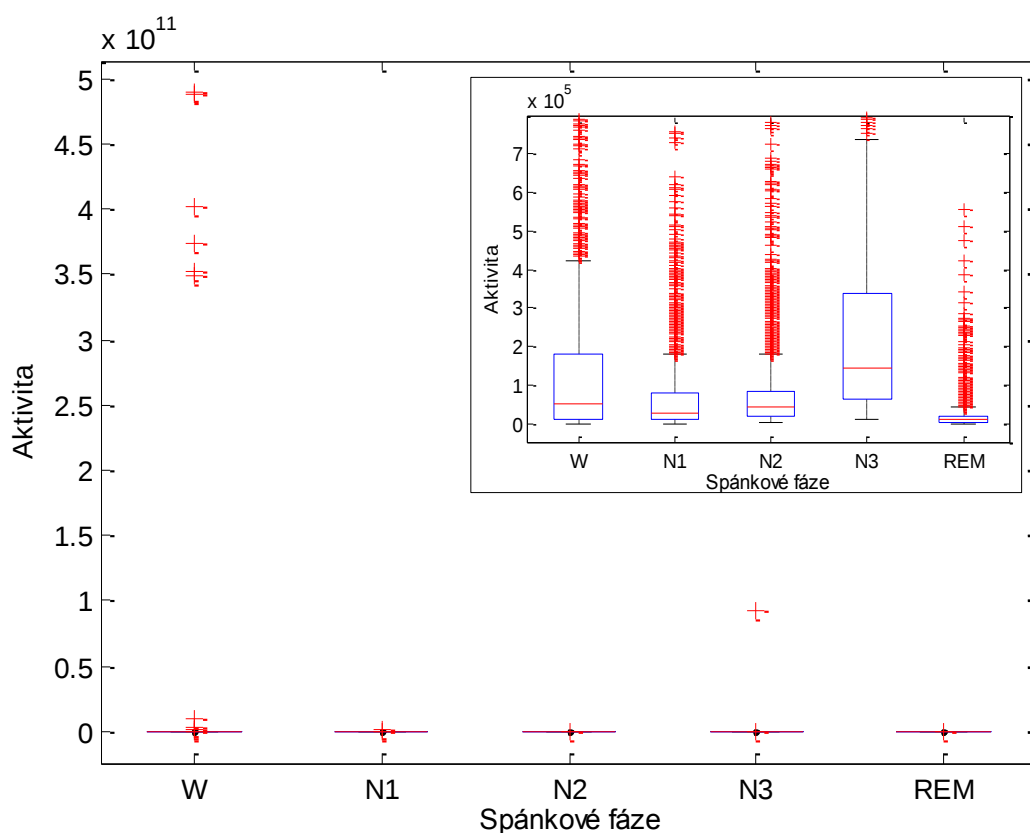


Obr. 11 Krabicové grafy pro směrodatnou odchylku jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p < 0,05$, v pravém horním rohu je obrázek zvětšen

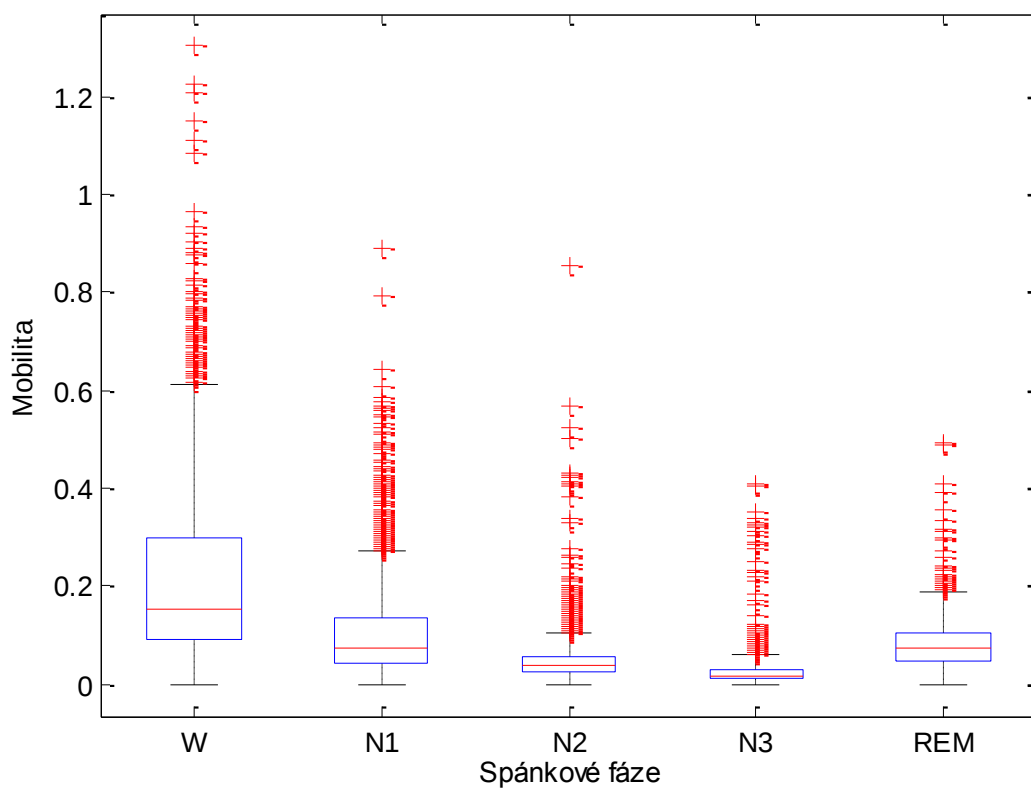


Obr. 12 Krabicové grafy pro RMS jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p < 0,05$, v pravém horním rohu je obrázek zvětšen

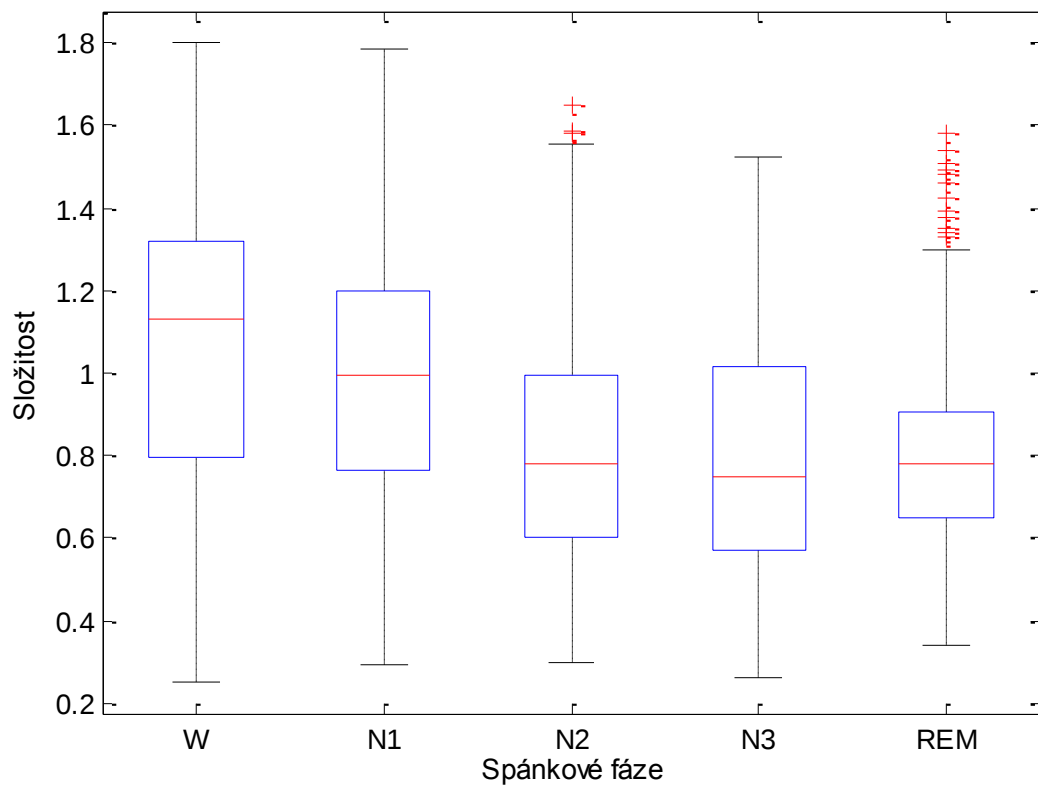
Na obrázcích 13 – 15 byly zobrazeny Hjorthovy deskriptory, které podle Kruskal-Wallisova testu vykazují na hladině významnosti 0,05 statisticky významné výsledky. Z krabicových grafů pro aktivitu jednotlivých spánkových fází lze vyčíst, že hodnoty mediánu a horního kvartilu N3 fáze se nepřekrývají s ostatními spánkovými fázemi. U dolního kvartilu k překrytí dochází, to může automatickou detekci výrazně ovlivnit. I přesto by se tento parametr dal použít pro automatickou detekci, konkrétně pro detekci N3 fáze. Z obrázku 14 lze vyčíst, že mobilita W fáze se od zbylých fází odlišuje. Avšak maximum N1 fáze přesahuje hodnotu dolního kvartilu W fáze, to může automatickou detekci W fáze (bdělého stavu) od spánkových fází negativně ovlivnit. Jak vidíme na obrázku 15, kde je znázorněna složitost jednotlivých spánkových fází, dochází k překrytí hodnot mediánů a kvartilových rozpětí, proto tento parametr nepoužijeme pro automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.



Obr. 13 Krabicové grafy pro aktivitu jednotlivých spánkových fází, kanál C3_M2, $p < 0,05$, v pravém horním rohu je obrázek zvětšen



Obr. 14 Krabicové grafy pro mobilitu jednotlivých spánkových fází, kanál C3-M2, $p < 0,05$



Obr. 15 Krabicové grafy pro složitost jednotlivých spánkových fází, kanál C3_M2, $p < 0,05$

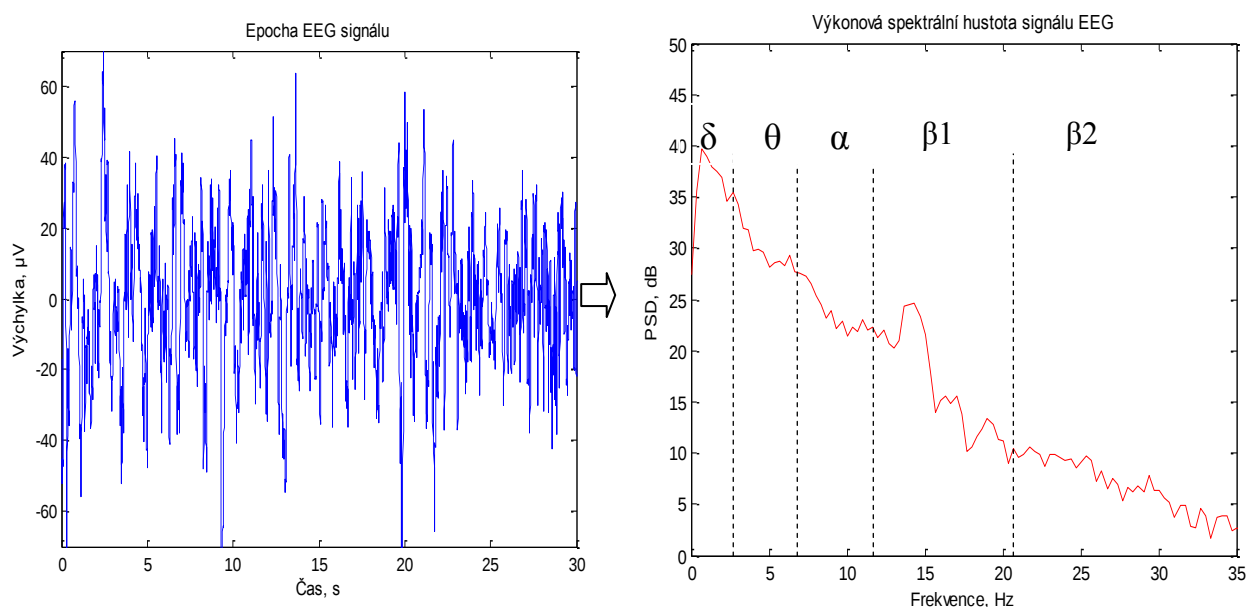
6.3 Výpočet vybraných parametrů ve frekvenční oblasti

Analýzu spánkových EEG signálů provedeme dále ve frekvenční oblasti. Při této spektrální analýze získáváme absolutní i relativní spektrální výkonovou hustotu (výkonové spektrum) EEG signálu. Pro odhad výkonového spektra použijeme neparametrické metody, konkrétně metodu Welchova periodogramu a korelogram.

U metody Welchova periodogramu je každý úsek signálu odpovídající 30 s epoše (v našem případě délky $N = 7680$) rozdělen pomocí okna na kratší úseky (zvoleno $N/10$, odpovídající 3 s). Pro dosažení lepšího časového a frekvenčního rozlišení bylo nastaveno překrytí sousedních oken na 50 % délky okna. Následně se z těchto úseků provádí výpočet periodogramu, tzn. z každého úseku váhovaného oknem se pomocí FFT vypočte spektrum (před výpočtem není provedeno žádné předzpracování signálů). Výsledný odhad spektrální výkonové hustoty získáme zprůměrováním dílčích periodogramů. Odhad výkonové spektrální hustoty výrazně závisí na délce jednotlivých úseků, typu váhovacího okna, překrytí sousedních oken. Za typ váhovacího okna je zde zvoleno Hammingovo okno.

Stejně jako v předchozím případě je u metody korelogramu každý úsek signálu délky 30 s rozdělen pomocí okna na kratší úseky odpovídající 3 s (celkově 10 úseků). Z každého úseku určíme dílčí autokorelační funkci, jejichž průměrováním získáme výslednou autokorelační funkci. Výkonové spektrum nakonec získáme pomocí aplikace FFT.

Výkonové spektrum vyhodnocujeme dle zastoupení frekvenčních složek v jednotlivých pásmech. Tato frekvenční pásma jsou rozdělena na pásma delta (0 – 4 Hz), theta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 13 Hz), beta1 (13 – 22 Hz) a beta2 (22 – 35 Hz), jak vidíme na obr. 16.

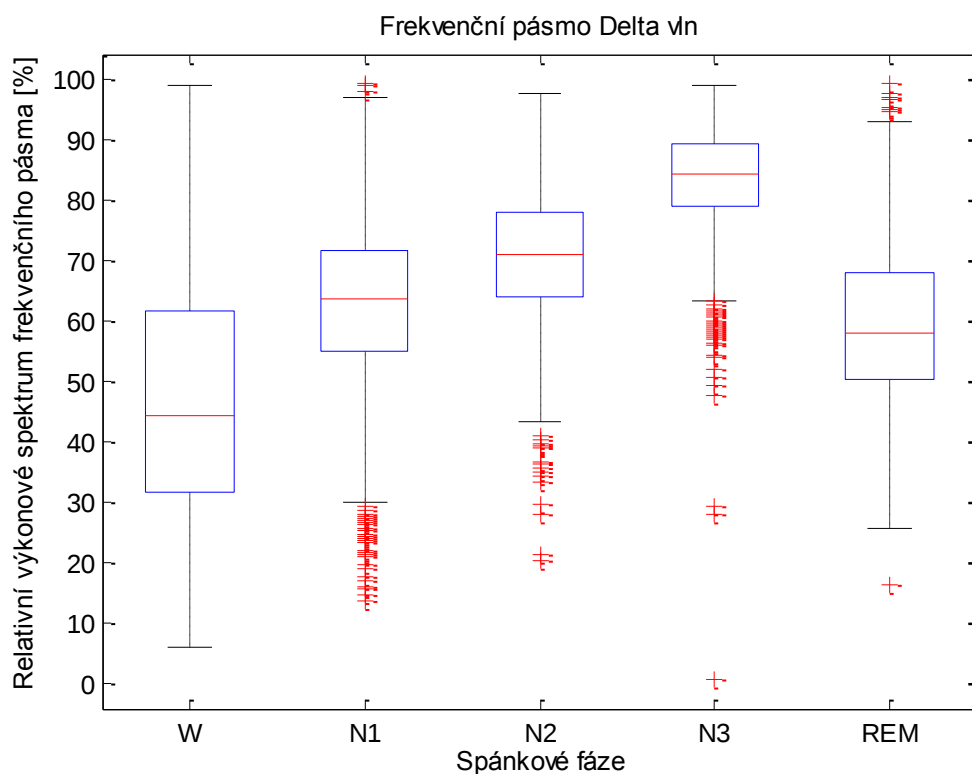


Obr. 16 Výpočet výkonového spektra pěti frekvenčních pásem z jedné epochy EEG signálů

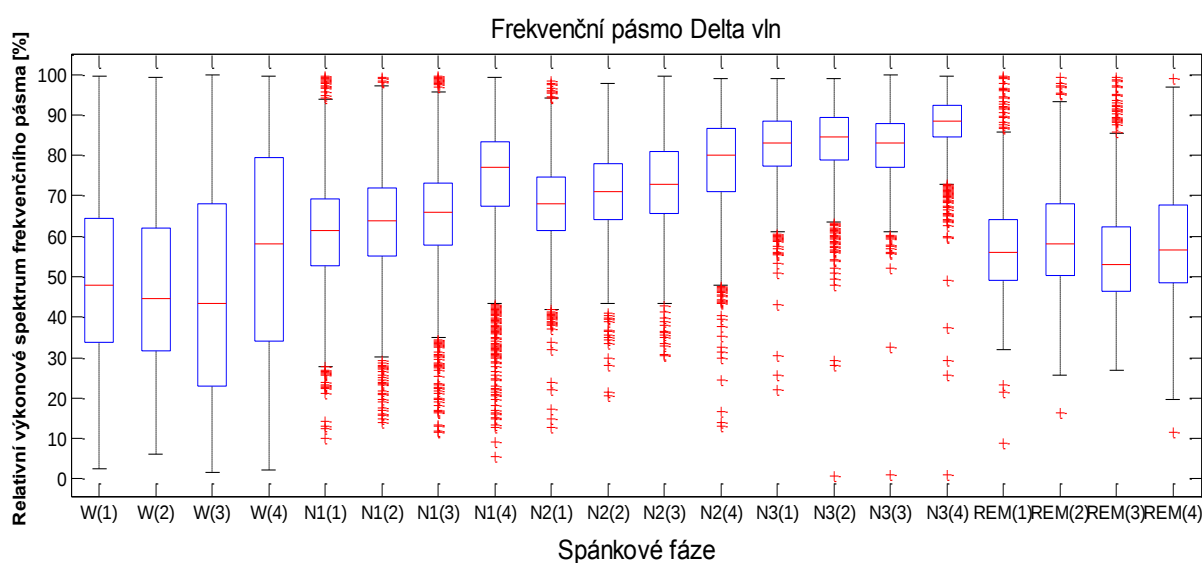
Následující parametry jsou získány pomocí metody Welchova periodogramu a stejně jako v časové oblasti jsou počítány zvlášť pro jednotlivé spánkové fáze a pro jednotlivé EEG kanály (viz obrázky 17, 19, 21, 23, 25). Zde byl použit C3-M2 EEG kanál, avšak pro porovnání byly do jednoho obrázku pomocí krabicových grafů zobrazeny všechny 4 EEG kanály (viz obr. 18, 20, 22, 24, 26). Tyto krabicové grafy zobrazují relativní výkonová spektra daného frekvenčního pásma v jednotlivých spánkových fázích. Lze vidět, že hodnoty parametrů nejsou u různých kanálů stejné, největší odlišnosti jsou vidět u kanálu Fz-Cz. Krabicové grafy získané metodou korelogramu jsou obsaženy v Příloze A.

Při použití Kruskal-Wallisova testu jsme zjistili, že u všech pěti parametrů dochází k zamítnutí nulové hypotézy na hladině významnosti 0,05, jedná se tak o statisticky významný výsledek u všech výše zmíněných parametrů.

Na obr. 17, kde je znázorněn krabicový graf pro relativní výkonové spektrum delta pásma pro jednotlivé spánkové fáze vidíme, že nejvyšší hodnotu mediánu má N3 fáze. Ta se od ostatních fází liší i dolním a horním kvantilem. Tento parametr by se dal použít pro automatickou detekci N3 fáze, i když maximální hodnoty zbývajících fází mohou výsledek výrazně ovlivnit.

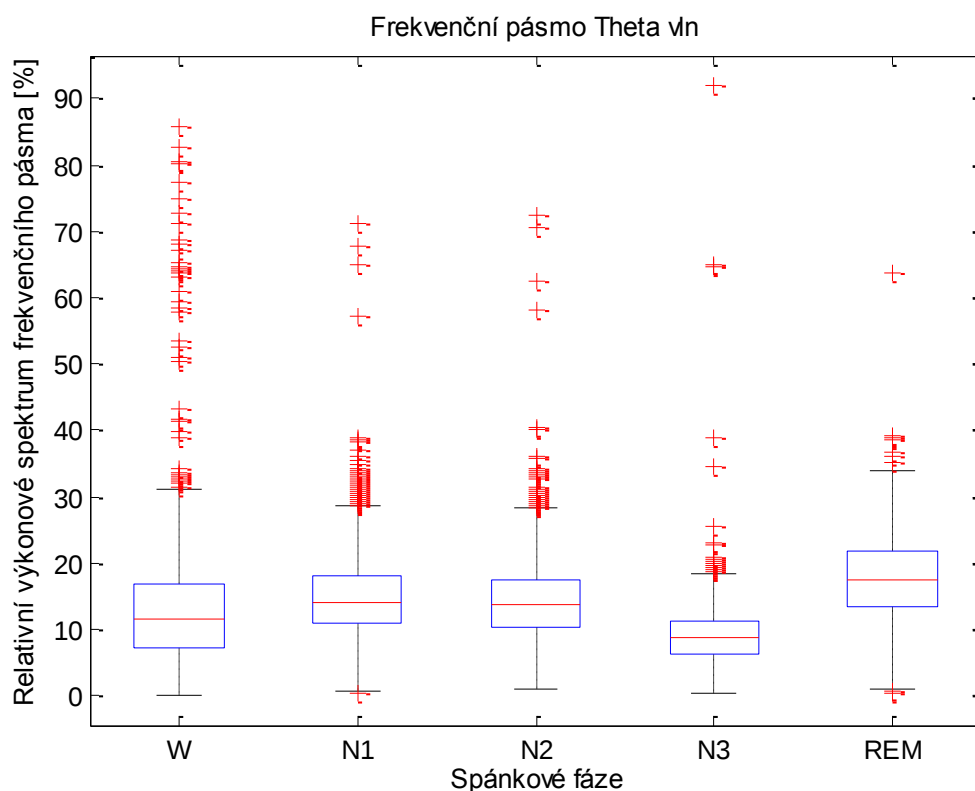


Obr. 17 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$

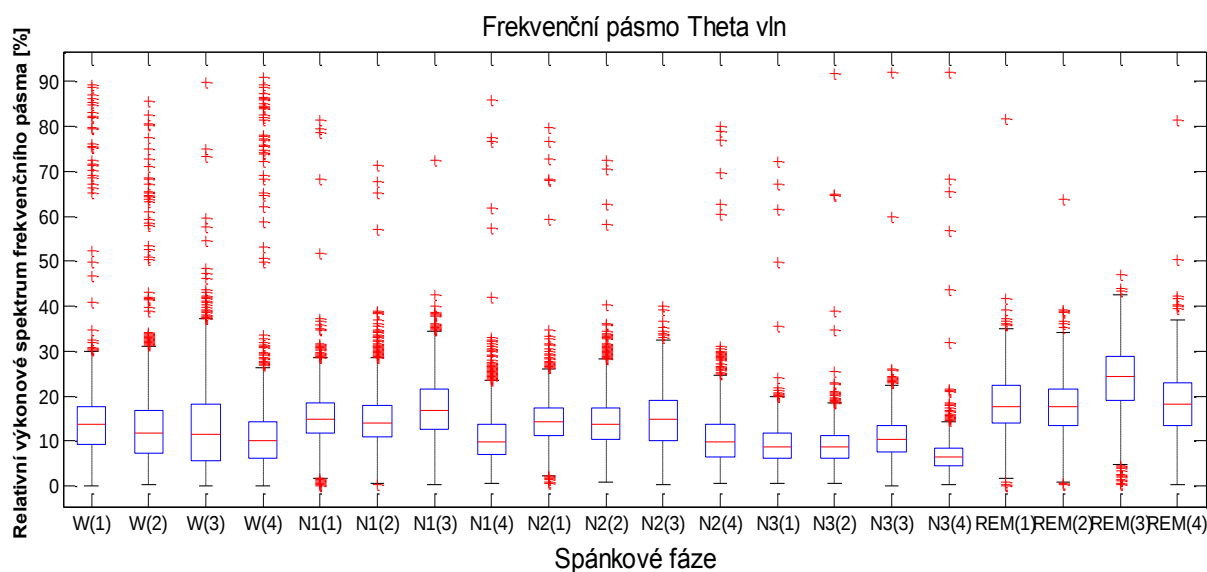


Obr. 18 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)

Pomocí Kruskal-Wallisova testu jsme zjistili, že výkonové spektrum theta pásma na hladině významnosti 0,05 podává statisticky významný výsledek. Na obrázku 19 lze vidět, že dochází k výraznému překrytí hodnot výkonového spektra u jednotlivých spánkových fází. Proto tento parametr nepoužijeme pro automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

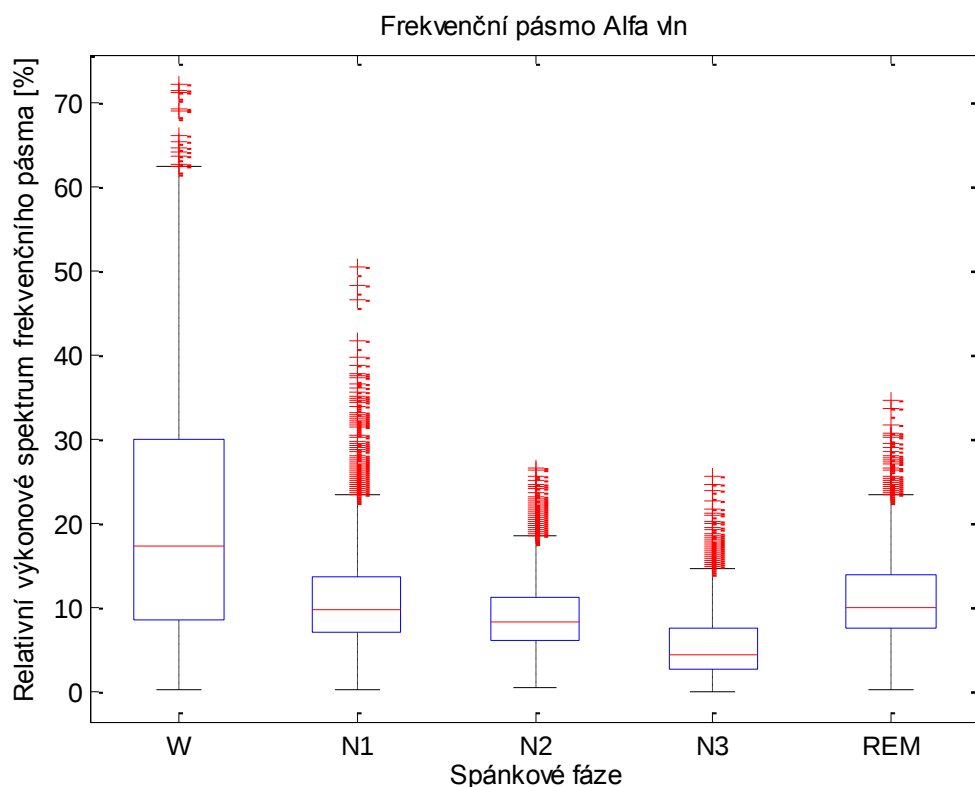


Obr. 19 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum theta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$

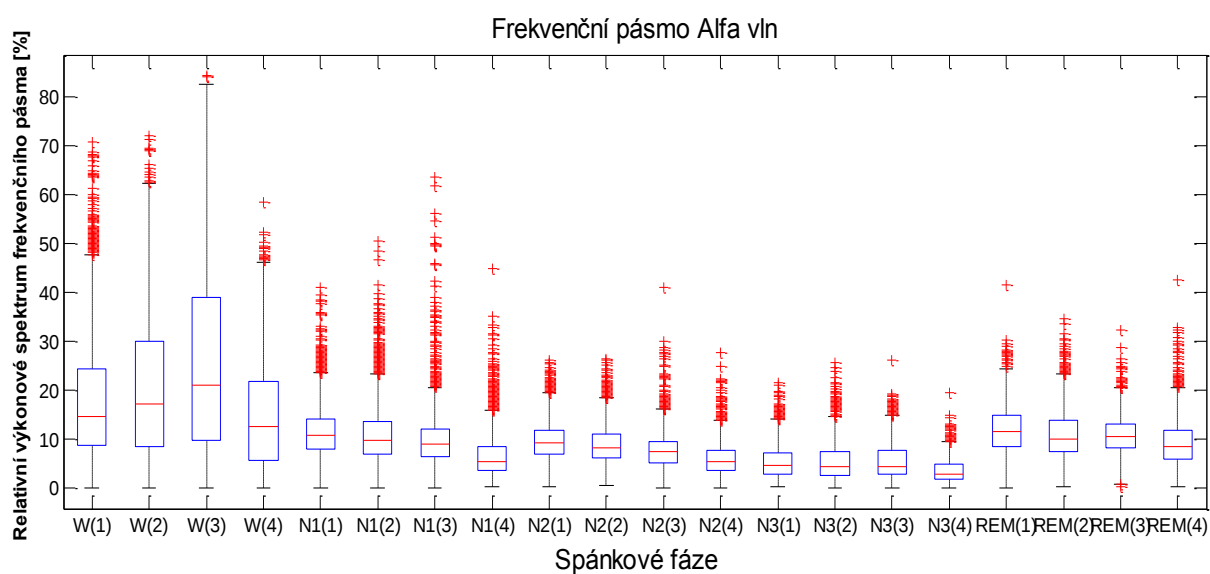


Obr. 20 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum theta pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)

Na obrázku 21 je znázorněno relativní výkonové spektrum alfa pásma pro jednotlivé spánkové fáze. Vidíme zde, že W fáze se od ostatních fází liší mediánem, ale dochází k překrytí dolního kvartilů. I přesto by se tento parametr dal využít pro automatickou detekci W fáze, i když tato skutečnost a také překrytí maximálních a minimálních hodnot u ostatních spánkových fází mohou výsledek negativně ovlivnit.

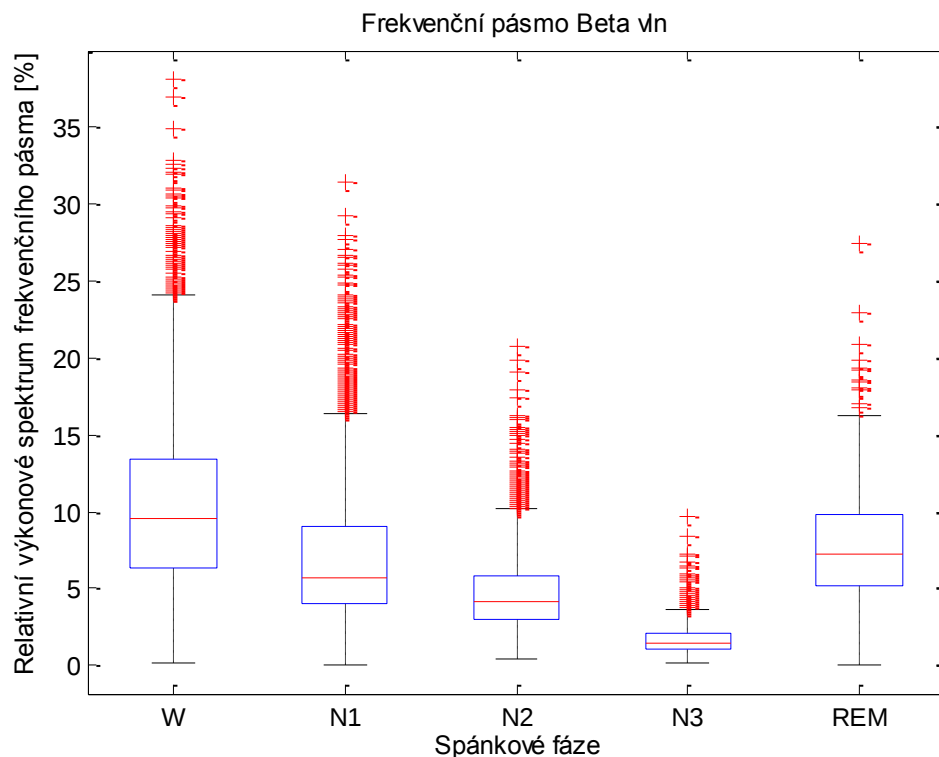


Obr. 21 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum alfa pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$

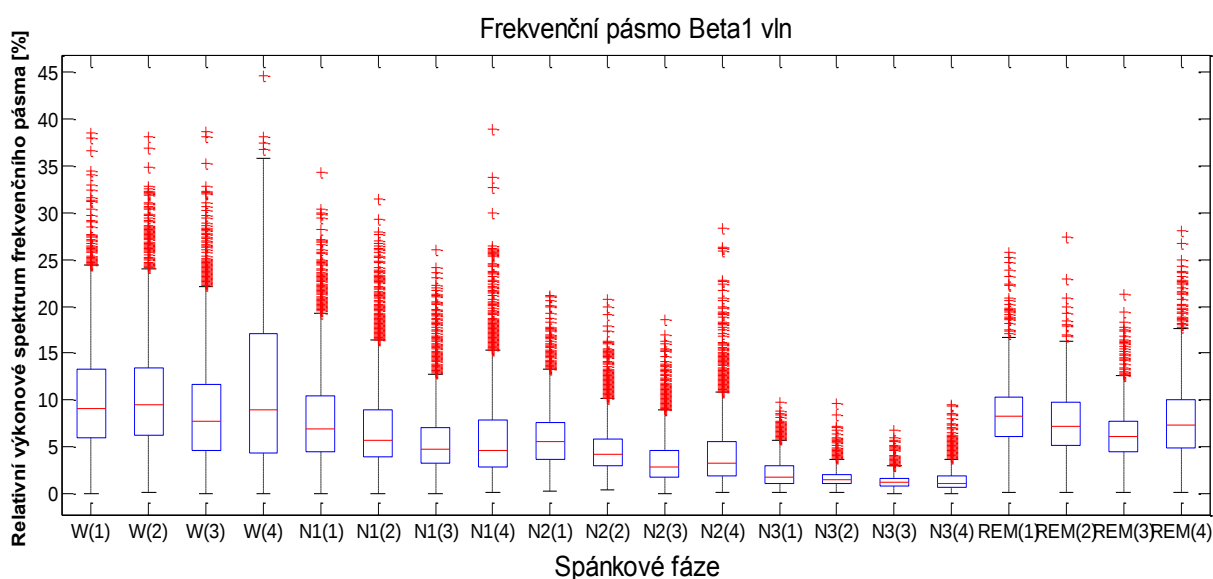


Obr. 22 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum alfa pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)

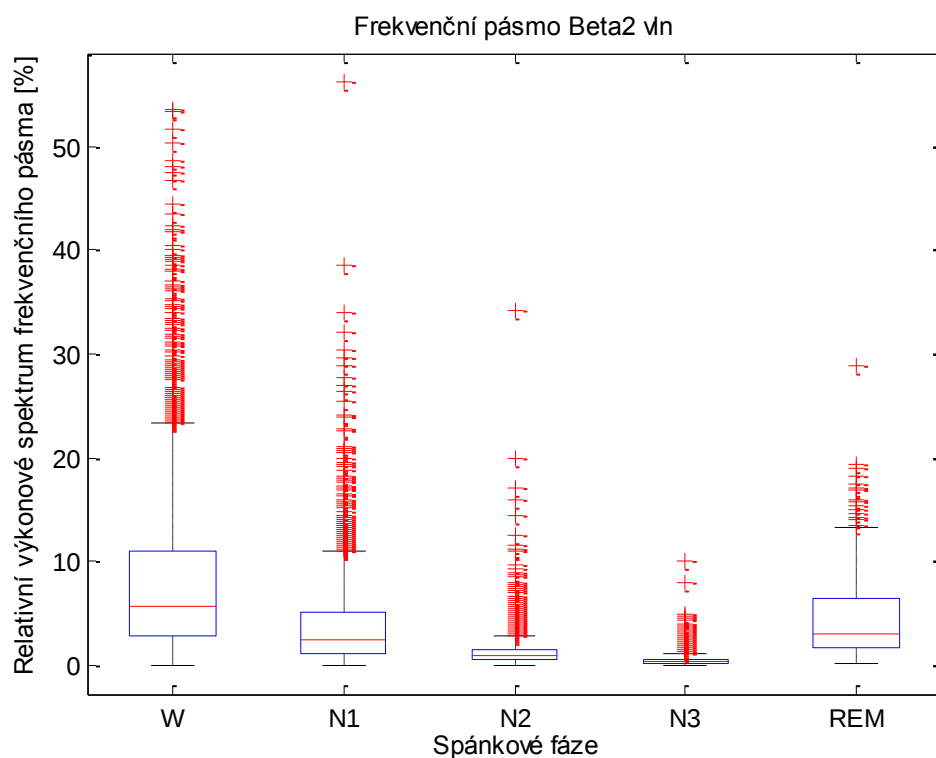
Na obrázku 23 a 25, které znázorňují výkonová spektra beta1 a beta2 pásma v jednotlivých spánkových fázích, vidíme jistou podobnost. Hodnoty mediánu pro W fázi se liší od ostatních fází. I když hodnota dolního kvartilu W fáze se překrývá s hodnotou horního kvartilu N1 a REM fáze, mohli bychom tyto parametry použít pro automatickou detekci W fáze. Avšak výsledek může být touto skutečností, a také výrazným překrytím maximální hodnoty N1 fáze s W fází, negativně ovlivněn.



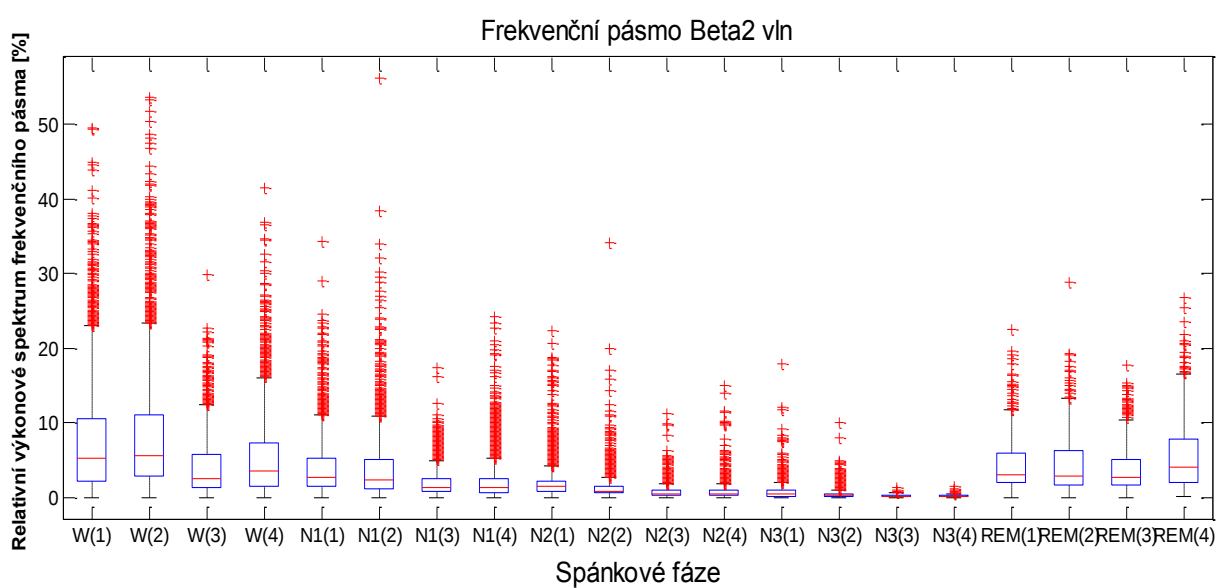
Obr. 23 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta1 pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



Obr. 24 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta1 pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)



Obr. 25 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta2 pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



Obr. 26 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta2 pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)

6.4 Bodové grafy

Pro názornější zobrazení získaných výsledků byly použity bodové grafy (korelační diagram, angl. scatter plot). Tyto grafy graficky zobrazují závislost jedné veličiny na druhé v dvourozměrném souřadnicovém systému. V našem případě závislost 2 parametrů vybraných spánkových fází.

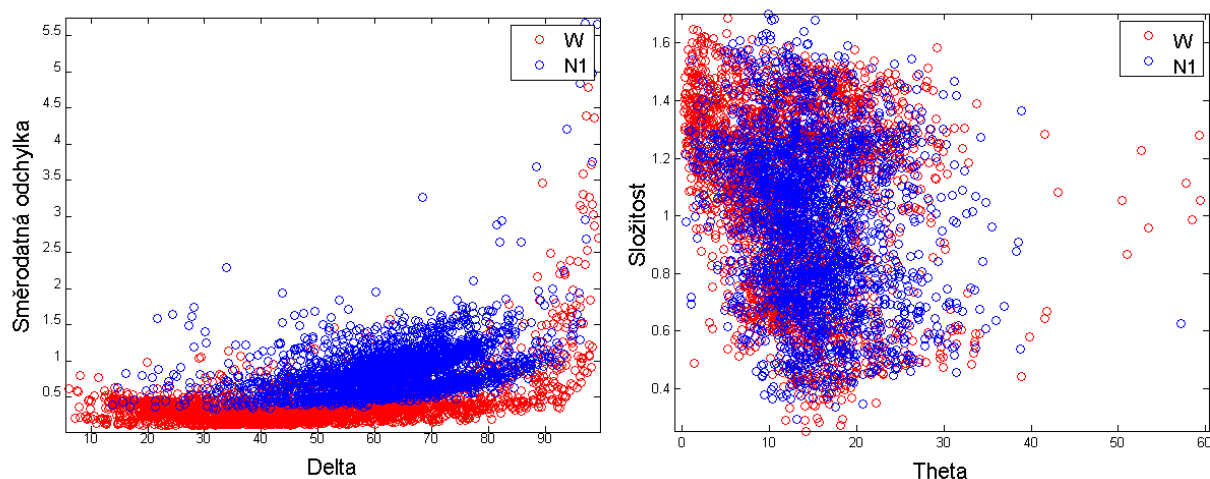
Hodnoty jednotlivých parametrů mohou být v různých jednotkách (kombinace časových a frekvenčních parametrů), což může ovlivnit shlukování. Jelikož by vznikaly rozdíly v rozsahu hodnot a některý parametr by mohl ovlivnit výsledek více či méně než jiný. Proto se musí data nejdříve standardizovat.

Pro standardizaci dat zde byla použita často používaná metoda Z-score, kdy je od každé hodnoty odečtena střední hodnota vstupních dat a následně je výsledek vydělen velikostí směrodatné odchylky.

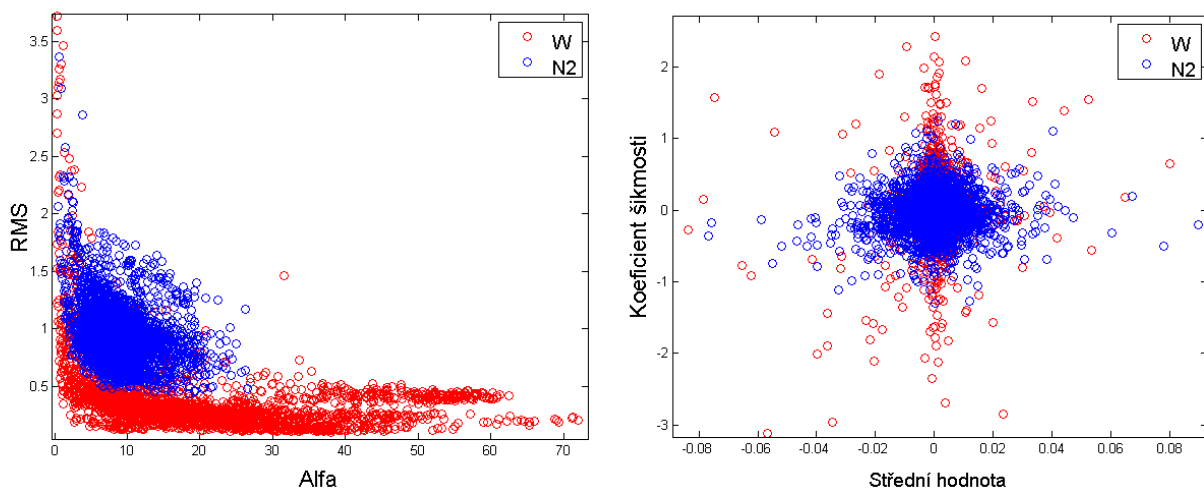
6.4.1 Zobrazení vybraných parametrů vypočtených z EEG

Máme 8 časových parametrů (střední hodnotu, rozptyl, směrodatnou odchylku, RMS, koeficient šikmosti, aktivitu, mobilitu, složitost) a 5 frekvenčních parametrů získaných pomocí periodogramu nebo korelogramu (spektrální výkonová hustota delta, theta, alfa, beta1 a beta2 pásma). Kombinací různých dvojic těchto parametrů zjišťujeme, zdali některé parametry nebudou vytvářet shluky odpovídajícím různým spánkovým fázím, čehož by se následně dalo využít při automatické detekci jednotlivých spánkových fází.

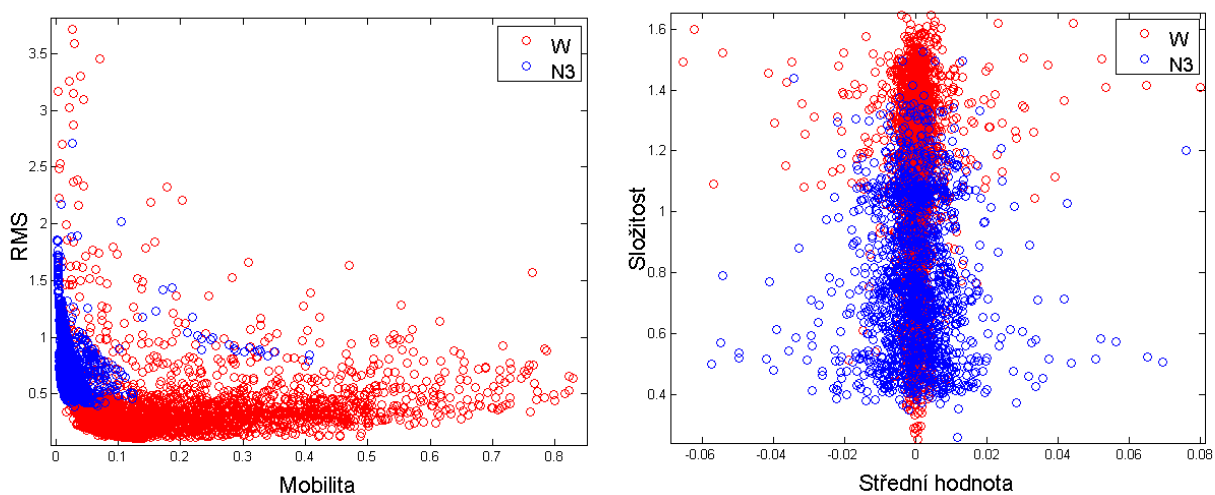
Pomocí vybraných parametrů můžeme s jistou mírou úspěšnosti mezi sebou rozlišit fáze: W – N1 (obr. 27, vlevo), W – N2 (obr. 28, vlevo), W – N3 (obr. 29, vlevo), W – REM (obr. 30, vlevo), N3 – N1 (obr. 31, vlevo), N3 – N2 (obr. 32, vlevo), a N3 – REM (obr. 33, vlevo).



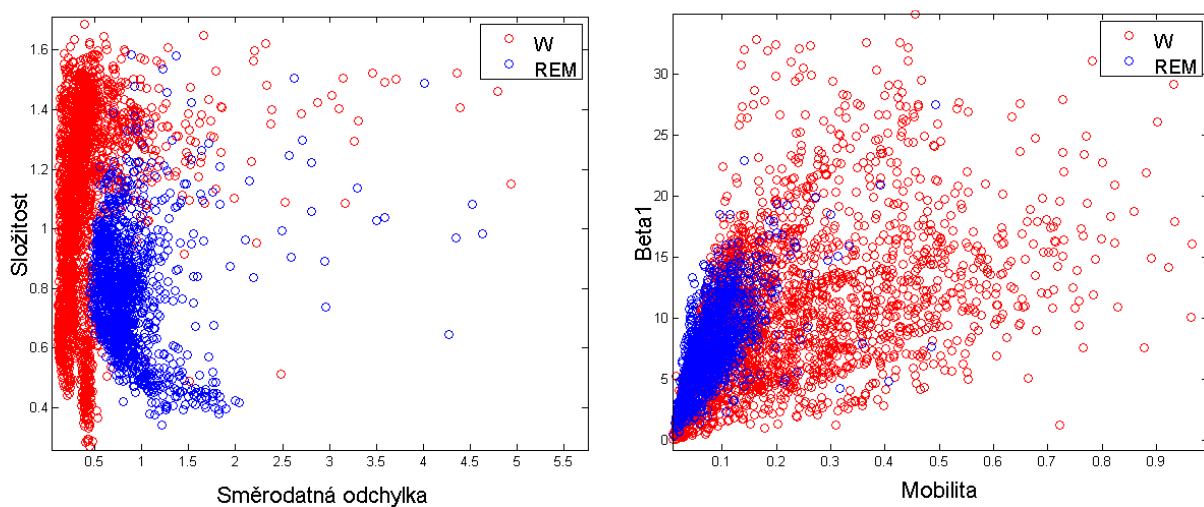
Obr. 27 Bodové grafy zobrazující závislost W a N1 fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází



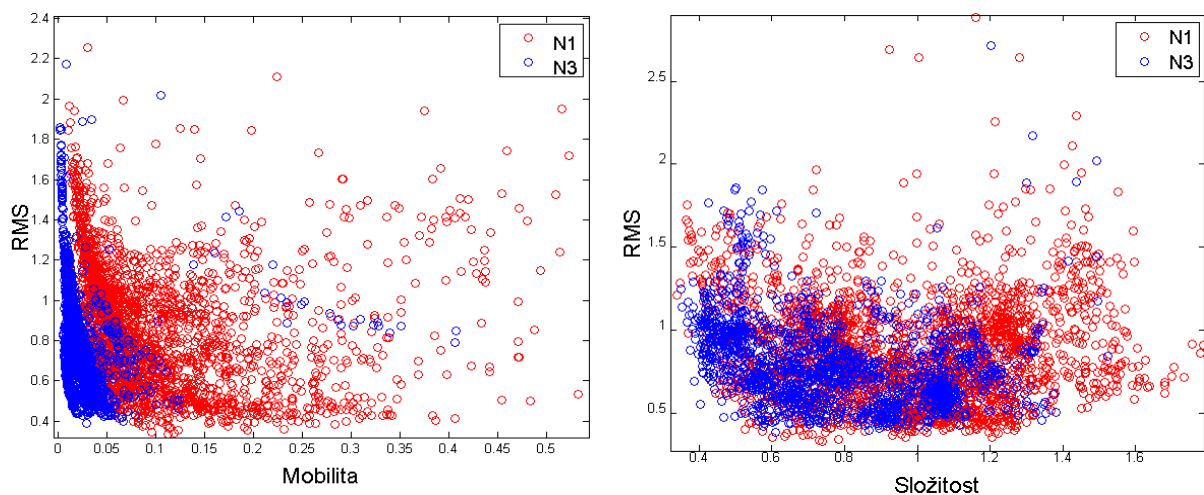
Obr. 28 Bodové grafy zobrazující závislost W a N2 fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází



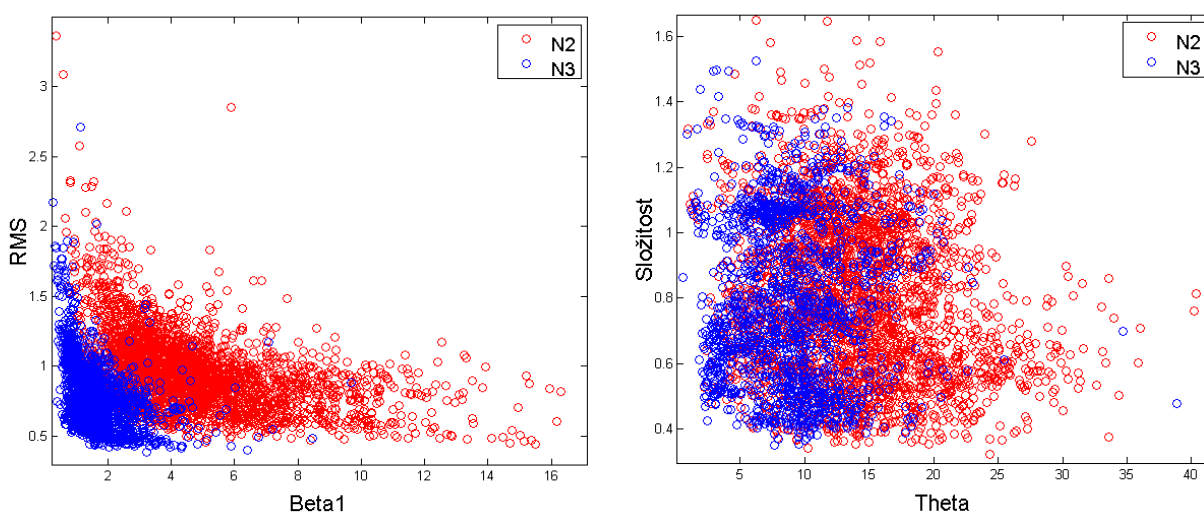
Obr. 29 Bodové grafy zobrazující závislost W a N3 fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází



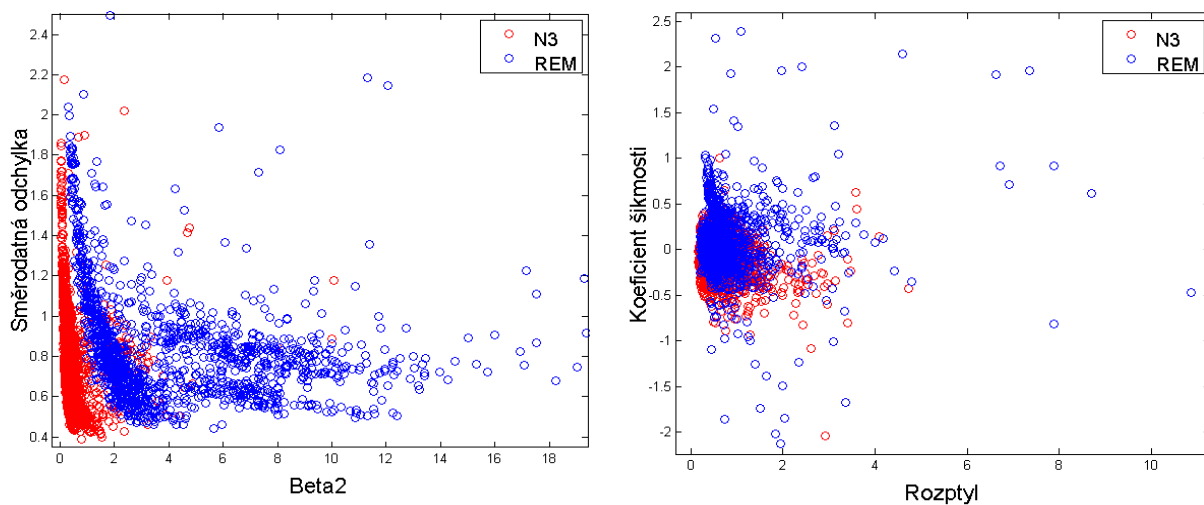
Obr. 30 Bodové grafy zobrazující závislost W a REM fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází



Obr. 31 Bodové grafy zobrazující závislost N1 a N3 fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází

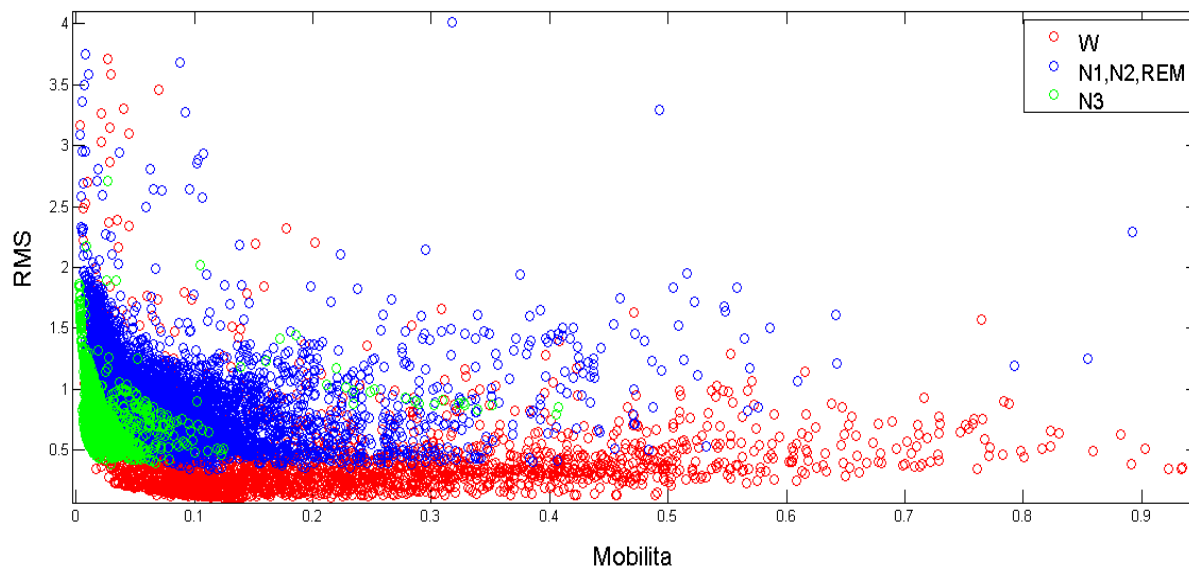


Obr. 32 Bodové grafy zobrazující závislost N2 a N3 fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází

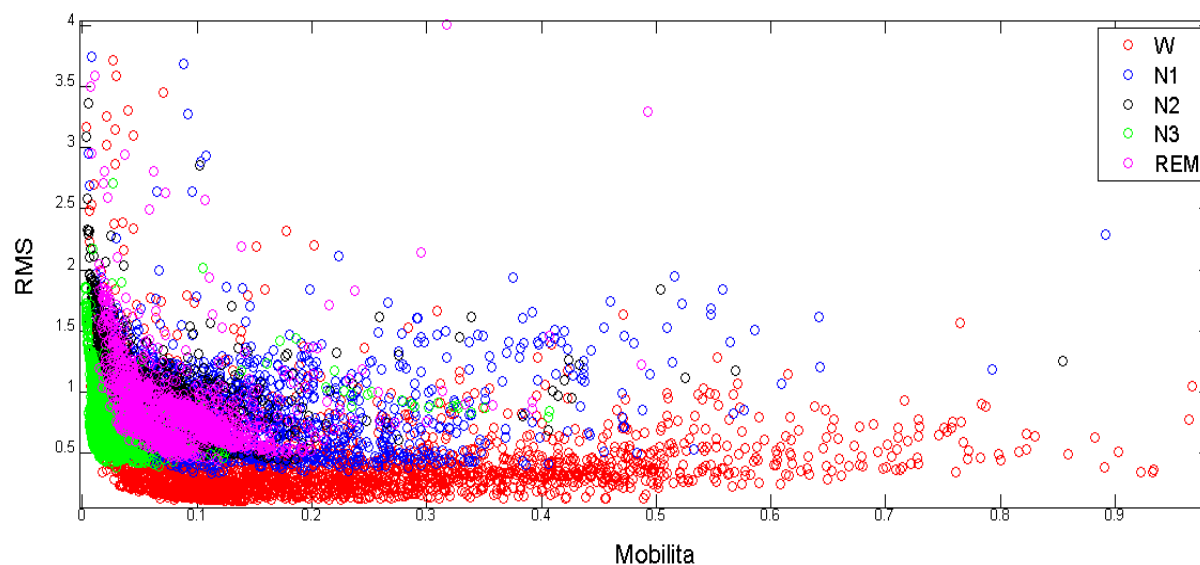


Obr. 33 Bodové grafy zobrazující závislost N3 a REM fáze pomocí 2 parametrů, vlevo rozdělení fází, vpravo překrytí fází

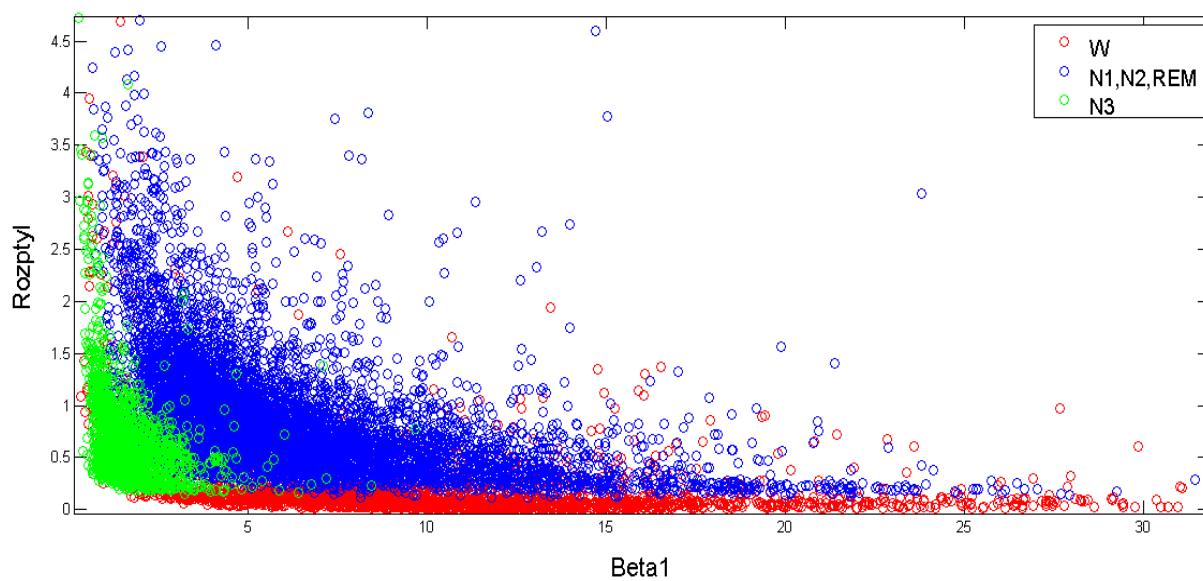
Jak lze vidět i na obr. 34, 36 a 38, dá se odlišit fáze W a fáze N3 od zbývajících fází (N1, N2, REM). I když při zobrazení dvou frekvenčních parametrů (obr. 38) již odlišení N3 fáze není tak významné. Na obr. 35, 37 a 39 vidíme, že fáze N1, N2 a REM od sebe navzájem neodlišíme.



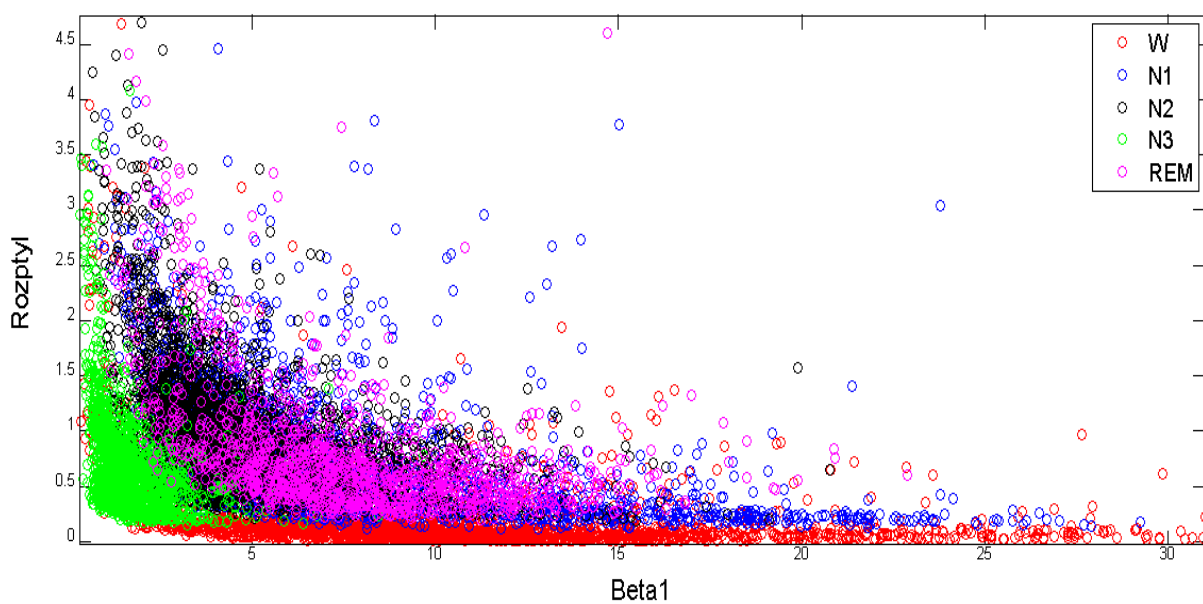
Obr. 34 Bodový graf zobrazující závislost W, N1-N2-REM a N3 fáze pomocí parametrů MOBILITY a RMS



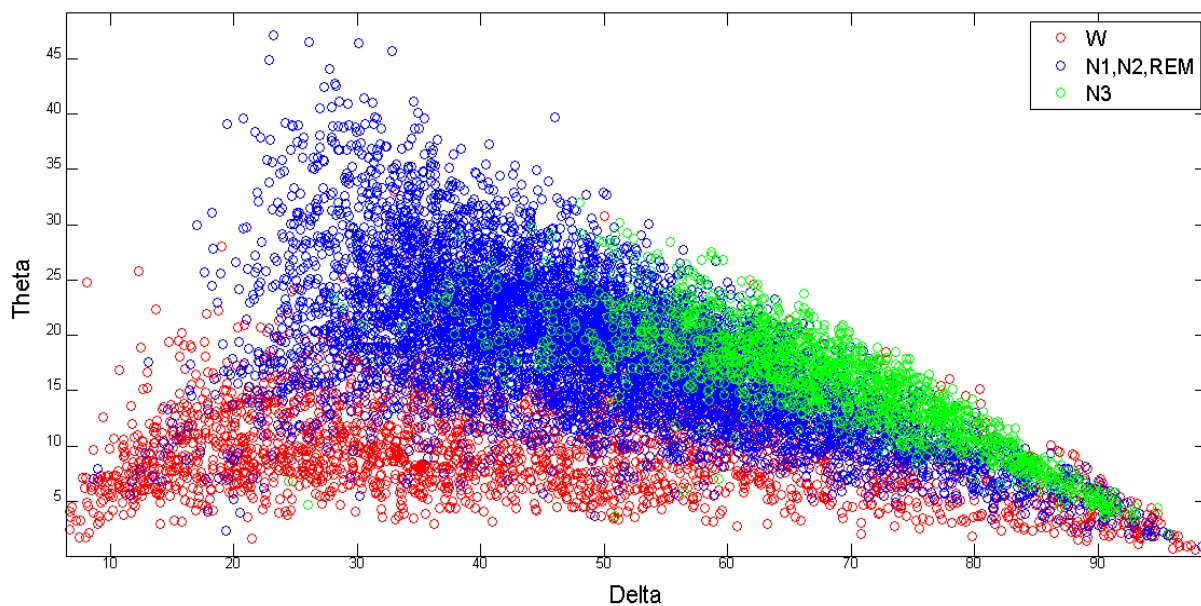
Obr. 35 Bodový graf zobrazující závislost W, N1, N2, N3 a REM fáze pomocí parametrů MOBILITY a RMS



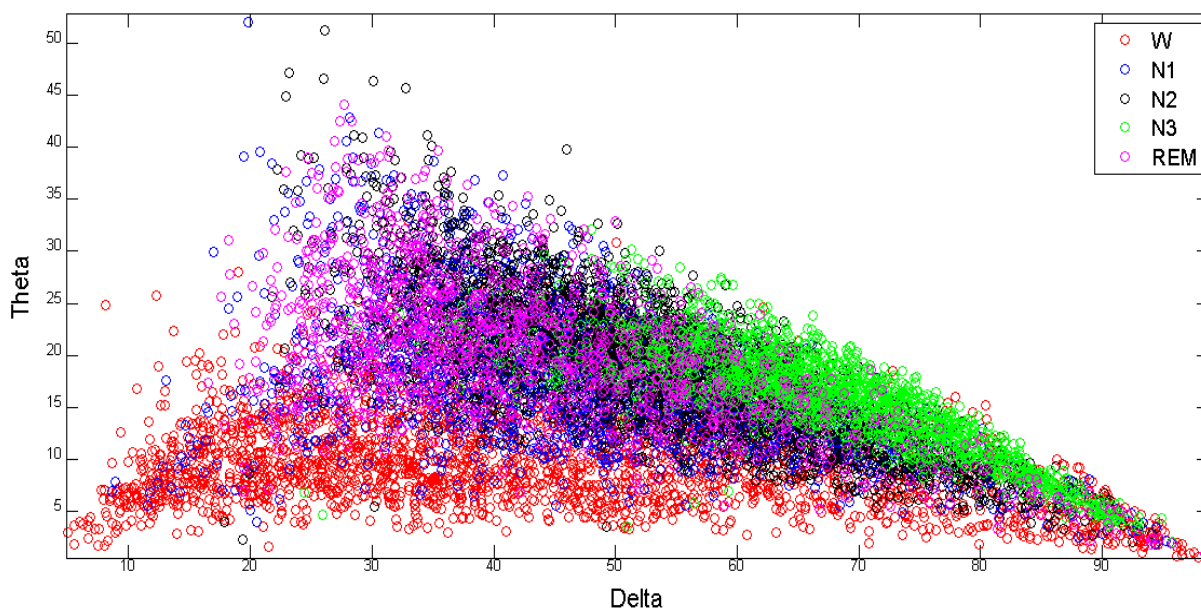
Obr. 36 Bodový graf zobrazující závislost W, N1-N2-REM a N3 fáze pomocí parametrů BETA1 a ROZPTYLU



Obr. 37 Bodový graf zobrazující závislost W, N1, N2, N3 a REM fáze pomocí parametrů BETA1 a ROZPTYLU



Obr. 38 Bodový graf zobrazující závislost W, N1-N2-REM a N3 fáze pomocí parametrů DELTA a THETA



Obr. 39 Bodový graf zobrazující závislost W, N1, N2, N3 a REM fáze pomocí parametrů DELTA a THETA

Použité frekvenční parametry zobrazené pomocí bodových grafů byly vypočtené z výkonového spektra odhadnutého pomocí periodogramu, pouze na obr. 38 a 39 byly použity parametry vypočtené z výkonového spektra odhadnutého pomocí korelogramu.

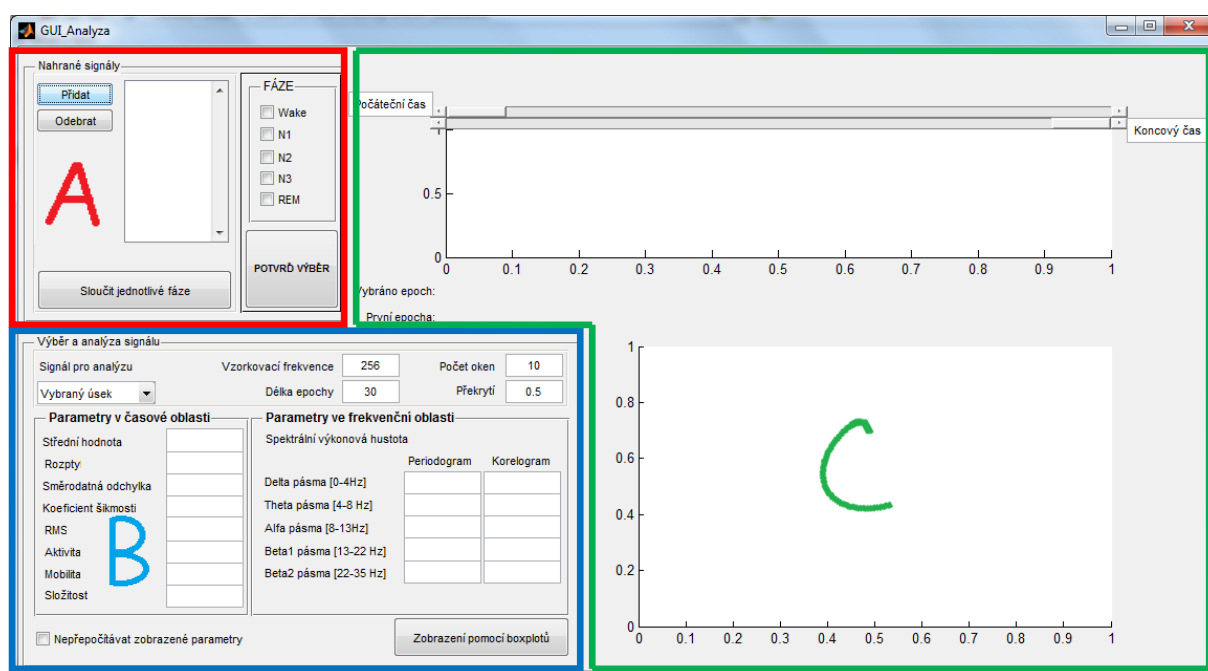
7 Popis programu v prostředí MATLAB

V prostředí Matlab R2011a byl vytvořen program s grafickým uživatelským rozhraním (angl. graphic user interface, GUI), ve kterém dochází k výběru EEG signálů a následnému zobrazení a analýze. Grafické uživatelské rozhraní bylo vytvořeno pomocí nástroje GUIDE (od angl. Graphical User Interface Development Environment), které je implementováno v prostředí MATLAB.

Program se skládá ze dvou souborů s příponou *.fig, jenž obsahují popis grafické části GUI, a ze dvou souborů s příponou *.m, které obsahují zdrojový kód ovládající příslušné GUI (GUI M-file). GUI M-file vyvolávají matlabovské funkce uložené ve složce Funkce, které provádějí dílčí části výpočtu programu. Poslední součástí programu je složka Data obsahující soubory s příponou *.mat.

Program se spustí souborem GUI_Analyza.m, kdy dojde k zobrazení pracovního okna, které lze vidět na obr. 40. Můžeme ho rozdělit do 3 částí:

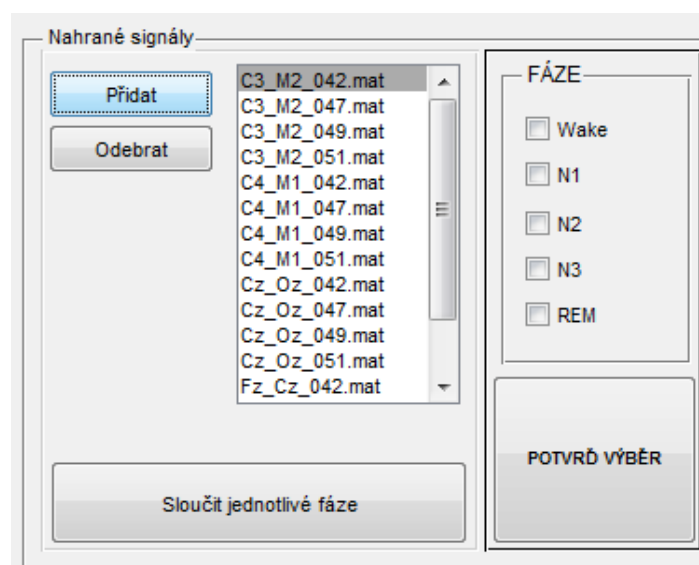
- A – vybrání a nahrání signálů, vytvoření signálů jednotlivých spánkových fází, výběr spánkové fáze,
- B – výběr úseku signálu k zobrazení, analýza signálu,
- C – zobrazení signálu.



Obr. 40 Pracovní okno souboru GUI_Analyza

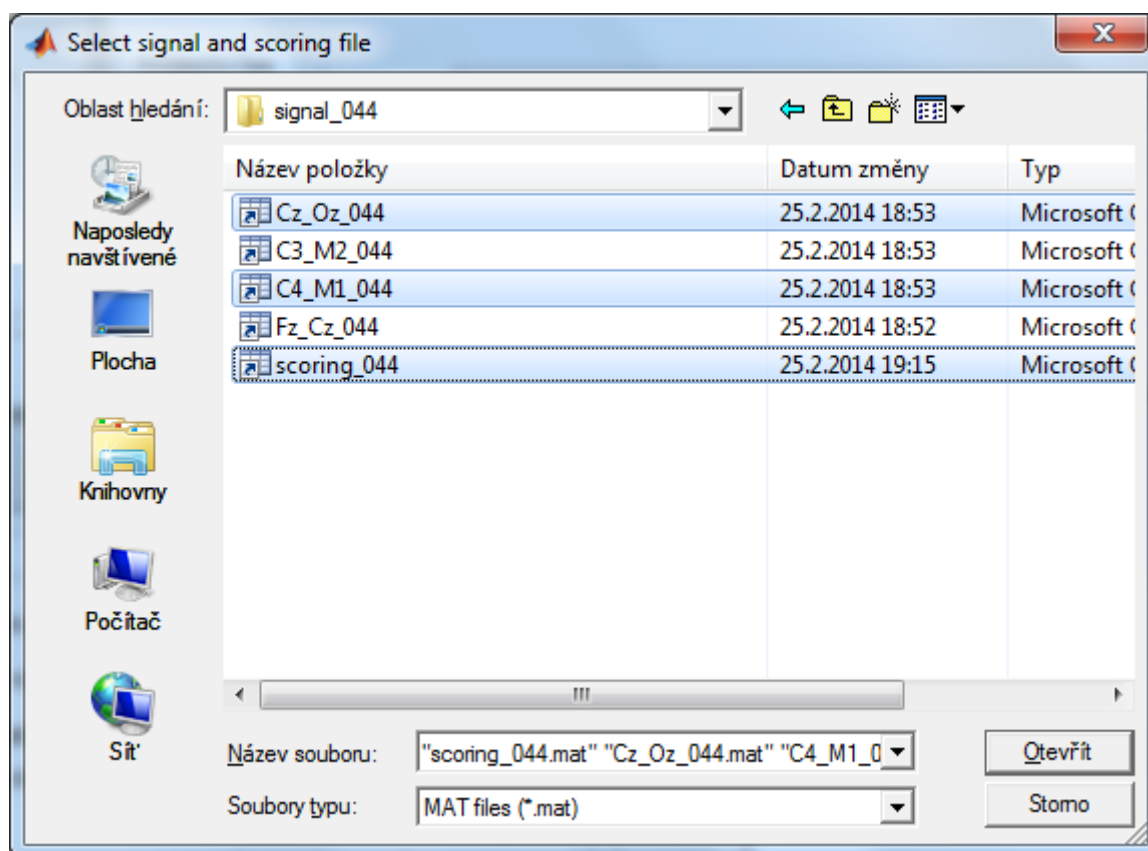
7.1 Výběr signálů

V první části programu (obr. 41), v bloku *Nahráné signály*, můžeme pomocí tlačítka *Přidat* nahrát námi vybrané signály do příslušného rozbalovacího seznamu. Vybrané signály se pro přehlednost do tohoto seznamu zapisují podle abecedy daných kanálů. Pomocí tlačítka *Odebrat* naopak můžeme vymazat námi zvolené signály.



Obr. 41 Blok pro nahrání signálů

Po stisknutí tlačítka *Přidat* se uživateli zobrazí výběrové okno se složkou Data, kde si uživatel vybere soubor daného pacienta, který obsahuje signály ze 4 snímaných EEG kanálů (Cz_Oz, C3_M2, C4_M1, Fz-Cz) a soubor scoring. Soubor scoring obsahuje hodnocení daného signálu somnologem (hypnogram). Proto je při výběru jednoho nebo více signálů nutné, vždy nahrát i scoring *.mat soubor (obr. 42).

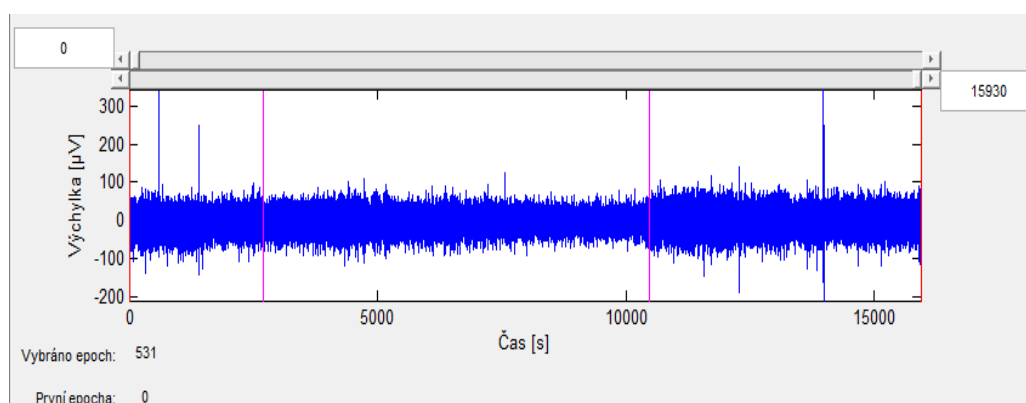


Obr. 42 Okno pro výběr signálů vybraného pacienta

Pomocí tlačítka *Sloučit jednotlivé fáze* dojde za pomoci scoring souboru k vytvoření signálů jednotlivých spánkových fází (W, N1, N2, N3, REM) z 1 nebo více signálů, které jsme si zvolili v rozbalovacím seznamu. Pod tlačítkem *Odebrat* dojde k zobrazení načtených signálů. Poté si na panelu *FÁZE* vybereme pomocí zaškrtačacího políčka spánkovou fázi a tlačítkem *POTVRDĚ VÝBĚR* necháme zobrazit.

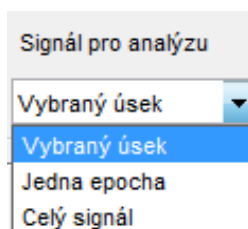
7.2 Zobrazení a analýza signálů

Po potvrzení výběru se do speciálních oken (viz obr. 40 C) zobrazí celý záznam signálu vybrané spánkové fáze. Zároveň dojde k výpočtu vybraných parametrů v panelech *Parametry v časové oblasti* a *Parametry ve frekvenční oblasti*. Na obr. 43 je zobrazena ukázka signálu o délce 15 930 s (531 epoch o délce 30 s), který vznikl spojením 3 signálů dané spánkové fáze. Jednotlivé signály jsou odděleny růžovou čarou. Červené čáry vymezují oblast, která je zobrazena v grafu (viz obr. 40 C, dole) a ze které jsou počítány vybrané parametry.



Obr. 43 Ukázka zobrazení signálu v axesKomplet

V kontextovém menu s názvem *Signál pro analýzu* lze vybrat ze tří možností úsek signálu, který chceme zobrazit a ze kterého se budou počítat dané parametry (obr. 44). Jestliže vybereme možnost *Vybraný úsek*, můžeme si vybraný úsek signálu pomocí posuvníků nad grafem (viz obr. 40 C, nahoře) libovolně volit. Tím se mění i zobrazení v druhém grafu (obr. 40 C, dole). Při zvolení druhé možnosti *Jedna epocha* bude výchozí pozice prvního posuvníku v čase 0 s a druhý posuvník ve vzdálenosti délky epochy (výchozí nastavení je 30 s). Pomocí prvního posuvníku můžeme libovolně měnit pozici, druhý posuvník však bude vždy o délku epochy za prvním. Při vybrání třetí možnosti *Celý signál* budou posuvníky vymezovat oblast celého signálu.



Obr. 44 Popup menu pro výběr úseku signálu pro zobrazení a analýzu

Při jakékoliv změně, ať v kontextovém menu nebo při posunu posuvníků, dochází k přepočítávání všech parametrů. Uživatel si může pomocí zaškrtačacího políčka *Nepřepočítávat zobrazené parametry* zvolit, aby k výpočtům nedocházelo. Tímto dojde k urychlení programu při zobrazování.

Použité signály byly snímány se vzorkovací frekvencí 256 Hz, proto zde byla defaultně tato hodnota nastavená (obr. 45). Byla zde však ponechána možnost změny této hodnoty při nahrání signálů s odlišnou vzorkovací frekvencí. Délka epochy byla nastavena na 30 s, opět může dojít ke změně.

Vzorkovací frekvence	256
Délka epochy	30

Obr. 45 Nastavení vzorkovací frekvence a délky epochy

Při výpočtu parametrů ve frekvenční oblasti pomocí periodogramu a korelogramu je každý úsek signálu o délce epochy rozdělen pomocí okna na kratší úseky. Defaultně je zde nastaveno 10 oken (bez překrytí) v rámci 1 úseku signálu (délka okna odpovídá při 30 s epoše 3 s). Pro lepší časové a frekvenční rozlišení u metody Welchova periodogramu je zde nastaveno překrytí sousedních oken 0,5 (50% překrytí). Doporučená hodnota překrytí je 0,0 (bez překrytí) nebo 0,5.

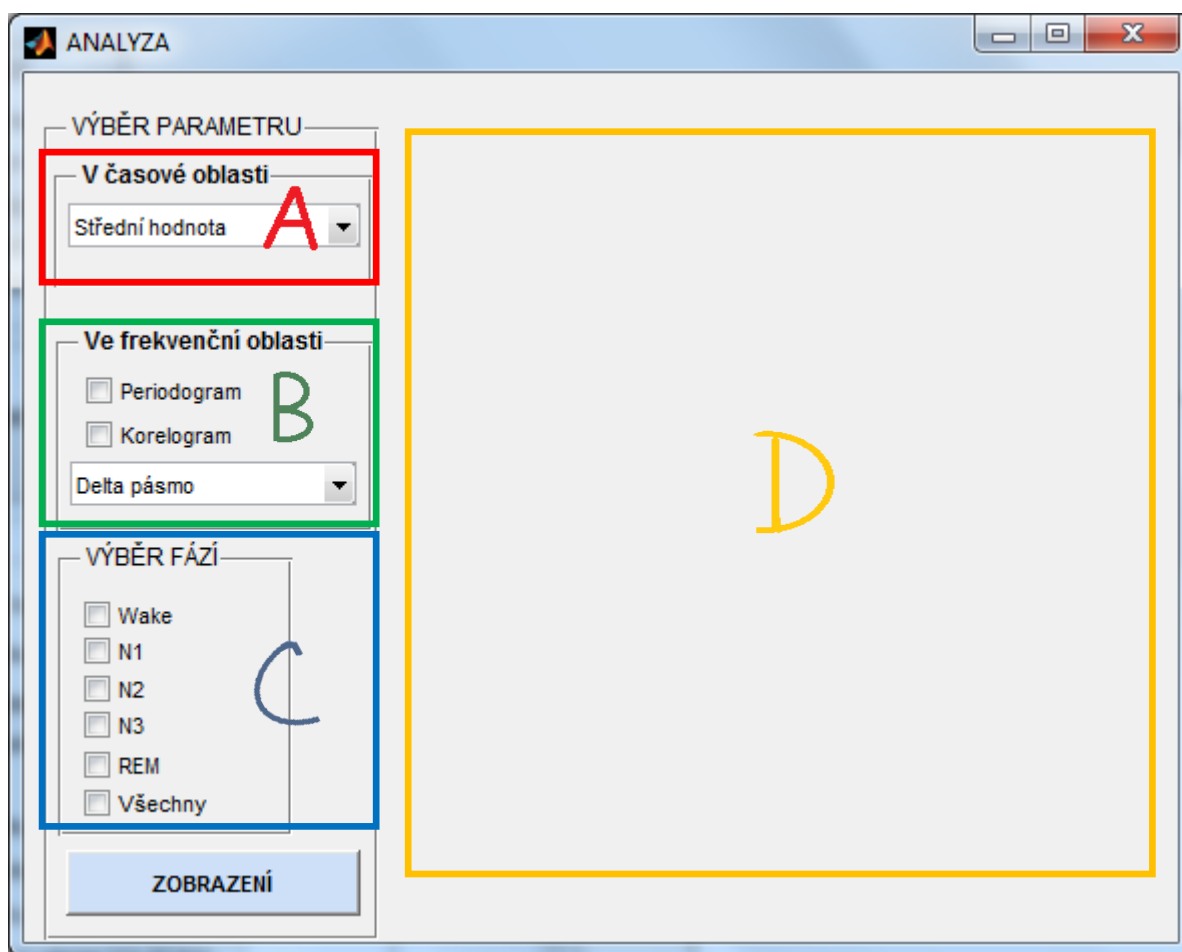
Počet oken	10
Překrytí	0.5

Obr. 46 Nastavení počtu oken a překrytí

7.3 Podrobnější analýza

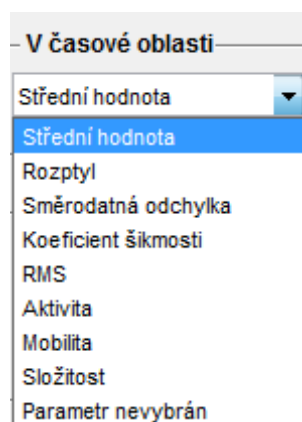
Pomocí tlačítka *Zobrazení pomocí krabicových grafů* se otevře soubor ANALYZA.fig sloužící pro zobrazení vybraného parametru vybraných spánkových fází pomocí krabicových grafů. Jeho pracovní okno je zobrazeno na obrázku 47. Můžeme ho rozdělit do 4 částí:

- A – výběr parametru v časové oblasti,
- B – výběr parametru ve frekvenční oblasti,
- C – výběr spánkových fází,
- D – zobrazení krabicových grafů.



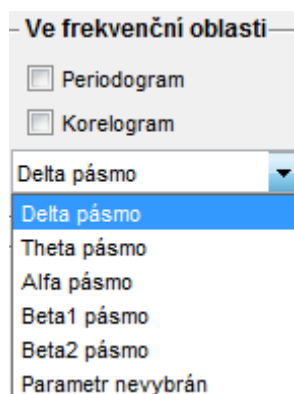
Obr. 47 Pracovní okno souboru ANALYZA

Uživatel má dvě možnosti, může si vybrat parametr v časové nebo ve frekvenční oblasti. Signál, ze kterého se dané parametry počítají, byl zvolen v předchozím hlavním okně. V bloku *V časové oblasti* se v popup menu dá zvolit 8 parametrů (Střední hodnota, Rozptyl, Směrodatná odchylka, Koeficient šikmosti, RMS, Aktivita, Mobilita, Složitost) nebo se nevybere parametr žádný, viz obr. 48.



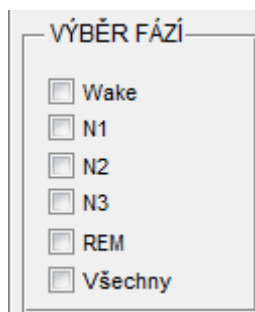
Obr. 48 Výběr parametru v časové oblasti

Jestliže nedojde k výběru žádného parametru v časové oblasti, dá se v bloku *Ve frekvenční oblasti* vybrat parametr ve frekvenční oblasti (obr. 49). Pomocí periodogramu nebo korelogramu se dá spočítat relativní výkonové spektrum daného frekvenčního pásma (Delta pásmo, Theta pásmo, Alfa pásmo, Beta1 pásmo, Beta2 pásmo), které se zvolí v kontextovém menu.



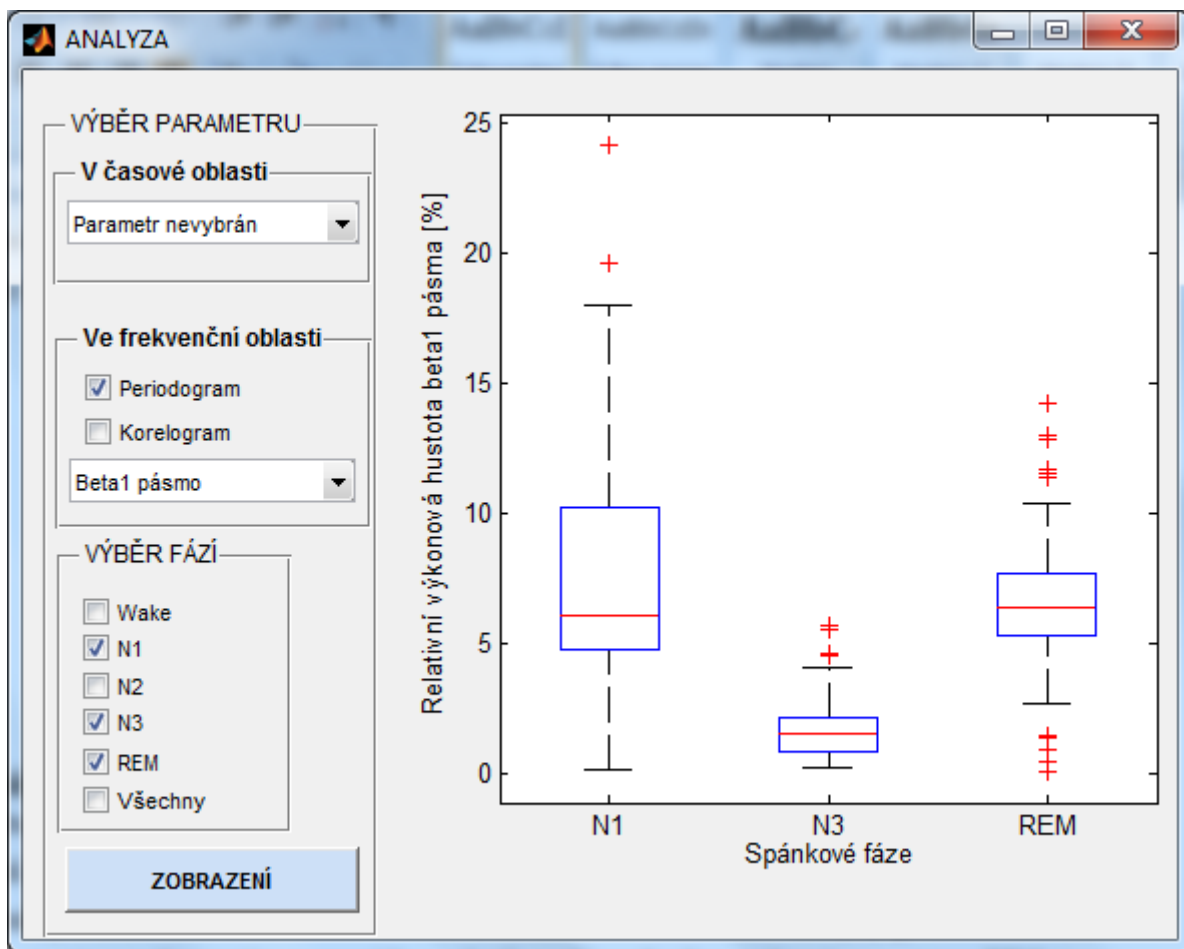
Obr. 49 Výběr parametru ve frekvenční oblasti

Je-li vybrán parametr, v bloku *VÝBĚR FÁZÍ* se zvolí, které spánkové fáze mají být zobrazeny (obr. 50). Pomocí tlačítka *ZOBRAZENÍ* se potvrdí výběr. Po tomto kroku dojde ve speciálním okně (viz obr. 47 D) k vykreslení krabicových grafů vybraného parametru a spánkových fází.



Obr. 50 Výběr spánkových fází

Na obr. 51 je vidět zobrazení Beta1 pásma získaného pomocí periodogramu pro N1, N3 a REM fázi. Vzorkovací frekvence, délka epochy, počet oken a překrytí, se kterými je počítáno, jsou zvoleny v okně GUI_Analyza.



Obr. 51 Analýza vybraného parametru pomocí krabicových grafů

8 Získané výsledky

Analýza spánkových EEG byla provedena na základě výpočtu vybraných parametrů z 30 s epoch EEG signálů odpovídajícím jednotlivým spánkovým fázím. Z časové oblasti byly vybrány tyto parametry: střední hodnota, rozptyl, směrodatná odchylka, koeficient šikmosti, RMS a Hjorthovy deskriptory (aktivita, mobilita, složitost). Ve frekvenční oblasti jsme pomocí Welchova periodogramu a korelogramu získali absolutní i relativní spektrální výkonovou hustotu, kterou jsme rozdělili do jednotlivých frekvenčních pásem (delta, theta, alfa, beta1, beta2).

Na základě statistické analýzy pomocí Kruskal-Wallisova testu bylo zjištěno, že parametr střední hodnota vykazuje statisticky nevýznamný výsledek na hladině významnosti 0,05. Naopak u zbylých parametrů byl na hladině významnosti 0,05 statisticky významný výsledek prokázán.

Vypočtené parametry byly zobrazeny pomocí krabicových grafů, pomocí nichž se dá usoudit, které parametry by byly vhodné pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází. V tab. 3 jsou zobrazeny parametry, které by se daly použít pro automatickou detekci W nebo N3 fáze.

Vypočtené parametry byly také zobrazeny pomocí bodových grafů, kdy se graficky zobrazila závislost různých dvojic parametrů vybraných spánkových fází. Byly kombinovány parametry pouze z časové oblasti, pouze z frekvenční oblasti nebo z časové a frekvenční oblasti dohromady. Prostřednictvím těchto dvojic se dá opět posoudit, které spánkové fáze by se daly rozlišit. Pomocí výše zmíněných parametrů jsme schopni na hladině jisté úspěšnosti oddělit W fázi (bdělost) od spánkových fází a N3 fázi od zbylých fází. N1, N2 a REM fázi oddělíme od W a N3 fáze, ale mezi sebou je nelze na základě těch parametrů odlišit.

Tab. 3 Parametry pro automatickou detekci spánkových fází

Parametry v časové oblasti			
W fáze	N3 fáze	Žádná fáze	
Mobilita	Rozptyl	Střední hodnota	
	Směrodatná odchylka	Koeficient šikmosti	
	RMS	Složitost	
	Aktivita		
Parametry ve frekvenční oblasti - periodogram			
W fáze	N3 fáze	W + N3 fáze	Žádná fáze
Alfa	Delta	Beta1	Theta
		Beta2	
Parametry ve frekvenční oblasti - korelogram			
W fáze	N3 fáze	W + N3 fáze	Žádná fáze
Theta	Delta	Beta1	Alfa
	Beta2		

9 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou spánkových elektroencefalogramů. První část byla věnována literární rešerši, která byla rozdělena do několika kapitol. První kapitola se věnovala poruchám spánku, následovala kapitola o samotném spánku a polysomnografii, což je základní metoda při diagnostice spánkových poruch a analýze spánku. Třetí kapitola se zabývala elektroencefalografií, snímáním a popisem EEG a artefakty, které se mohly při snímání vyskytnout. Práce byla dále zaměřena na předzpracování a analýzu EEG signálu.

Druhá část práce vycházela z dat pocházejících z databáze skórovaných EEG, které vznikly ve spánkové laboratoři Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Z časové a frekvenční oblasti byly vybrány parametry, které byly vypočteny z jednotlivých úseků EEG odpovídajícím různým spánkovým fázím v prostředí MATLAB. Na základě Kruskal-Wallisova testu a zobrazení pomocí krabicových grafů se dospělo k rozhodnutí, které parametry by bylo vhodné použít pro následnou automatickou detekci jednotlivých spánkových fází.

Pro detekci W fáze byly za vhodné parametry vybrány: mobilita (časová oblast), alfa, beta1 a beta (frekvenční parametry vypočtené z výkonového spektra odhadnutého pomocí periodogramu), theta a beta1 (frekvenční parametry vypočtené z výkonového spektra odhadnutého pomocí korelogramu). Pro detekci N3 fáze se z časové oblasti daly použít rozptyl, směrodatná odchylka, RMS a aktivita, z frekvenční oblasti (výpočet spektra pomocí periodogramu i korelogramu) – delta, beta1 a beta2. Zbylé fáze N1, N2 a REM se nepodařilo pomocí vybraných parametrů odlišit. Různé dvojice parametrů byly zobrazeny rovněž pomocí bodových grafů, prostřednictvím nichž se dospělo také k závěru, že fáze W (bdělost) a N3 fázi můžeme od zbývajících s jistou úspěšností pomocí zmíněných parametrů rozlišit.

V prostředí MATLAB byl vytvořen program s grafickým uživatelským rozhraním. Uživatel si může nahrát signály pocházející od 13 pacientů a ze 4 svodů, provést výběr požadovaných a ty si následně zobrazit a zanalyzovat. Uživatel zde má tři možnosti, analýza může být provedena z celého signálu (složeného z vybraných signálů), z vybraného úseku nebo z konkrétní jedné epochy. Pro lepší názornost si uživatel může výsledky vybraného parametru zobrazit pomocí krabicových grafů.

10 Seznam literatury

- [1] PRUSÍŇSKI, A.: *Nespavost a jiné poruchy spánku*. Upravil a doplnil Karel ŠONKA. Praha: Maxdorf, 1993. 81 s. ISBN 978-808-5800-012.
- [2] NEVŠÍMALOVÁ, S. ŠONKA, K.: *Poruchy spánku a bdění*. Praha: Maxdorf, 1997. 256 s. Jesenius. ISBN 80-858-0037-3.
- [3] ŠUŠMÁKOVÁ, K.: Human sleep and sleep EEG. In *Measurement Science Review*, 2004, roč. 4, č 2, s. 59-74. ISSN 1335-8871.
- [4] DANKER-HOPFE, H. a kolektiv: Interrater reliability for sleep scoring according to the Rechtschaffen. In *Journal of Sleep Research*. 2009, vol. 18, issue 1, s. 74-84. DOI: 10.1111/j.1365-2869.2008.00700.x. [cit. 2013-1-4] Dostupné z URL: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2869.2008.00700.x>>
- [5] IBER, C. ANCOLI-ISRAEL, S. CHESSON, A. QUAN, S. F.: *The AASM manual for scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications*. 1st ed. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine; 2007.
- [6] KOLÁŘ, R.: *Lékařská diagnostická technika*, skripta předmětu Lékařská diagnostická technika. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. ISBN: ABM 07-91.
- [7] ZVÁROVÁ, J.: *Data a znalosti v biomedicině a zdravotnictví: stručné skriptum*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010, 427 s. ISBN 978-802-4618-050.
- [8] VOJTĚCH, Z.: *EEG v epileptologii dospělých*. 1. vyd. Praha: Grada, 680 s., [24] barev. obr. příl. ISBN 80-247-0690-3.
- [9] HOVORKA, J. NEŽÁDAL, T.: *EEG abnormita: stručné skriptum*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2006, 427 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 9788073450939.
- [10] KOZUMPLÍK, J.: *Analýza biologických signálů*, skripta předmětu Analýza biologických signálů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013.
- [11] 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. 2013-11-24] Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1087079211000700>>
- [12] 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*. 2010, vol. 34, issue 1, s. 83-89. DOI: 10.1007/s10916-008-9218-9. [cit. 2013-1-4] Dostupné z URL: <<http://link.springer.com/10.1007/s10916-008-9218-9>>

- [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] JAN, J.: *Číslicové zpracování a analýza signálů: stručné skriptum*. 1. vyd. Brno: MJ servis Brno, s.r.o., 2005, 680 s. [24] barev. obr. příl. ISBN 978-80-214-4018-0.
- [15] JAN, J.: *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [16] KRAJČA, V. MOHYLOVÁ, J.: *Číslicové zpracování neurofyzilogických signálů: stručné skriptum*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. Biomedicínská informatika, 4. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [17] *Učebnice teorie rádiové komunikace*. [online]. [cit. 2013-11-16]. Dostupné z URL: <<http://www.urel.feec.vutbr.cz/MTRK/?%DAvod>>
- [18] ACHARYA, U. RAJENDRA, A. FAUST, O. KANNATHAL, N. CHUA, T.: Non-linear analysis of EEG signals at various sleep stages. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2005, vol. 80, issue 1, s. 37-45 [cit. 2013-12-02]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2005.06.011. Dostupné z URL: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260705001458>>
- [19] EBRAHIMI, F. MIKAEILI, M. ESTRADA, E. NAZERAN, H.: Automatic sleep stage classification based on EEG signals by using neural networks and wavelet packet coefficients. *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2008, s. 1151-1154. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649365.
- [20] *Lékař a technika: biomedicínské inženýrství a informatika*. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně a České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2008, roč. 38, č. 3. ISSN 0301-5491. Dostupné z URL: <<http://www.sbmili.cz>>
- [21] PAVLÍK, T. DUŠEK, L.: *Biostatistika*. Vyd. 1. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012, 131 s. ISBN 978-80-7204-782-6.
- [22] KEMP, Bob. *EDF-to-ASCII converter* [Počítačový program]. Ver. 2004, Leiden. Počítačový program na převod signálů z EDF formátu do ASCII. 518 kB. Dostupné z <http://www.edfplus.info/>

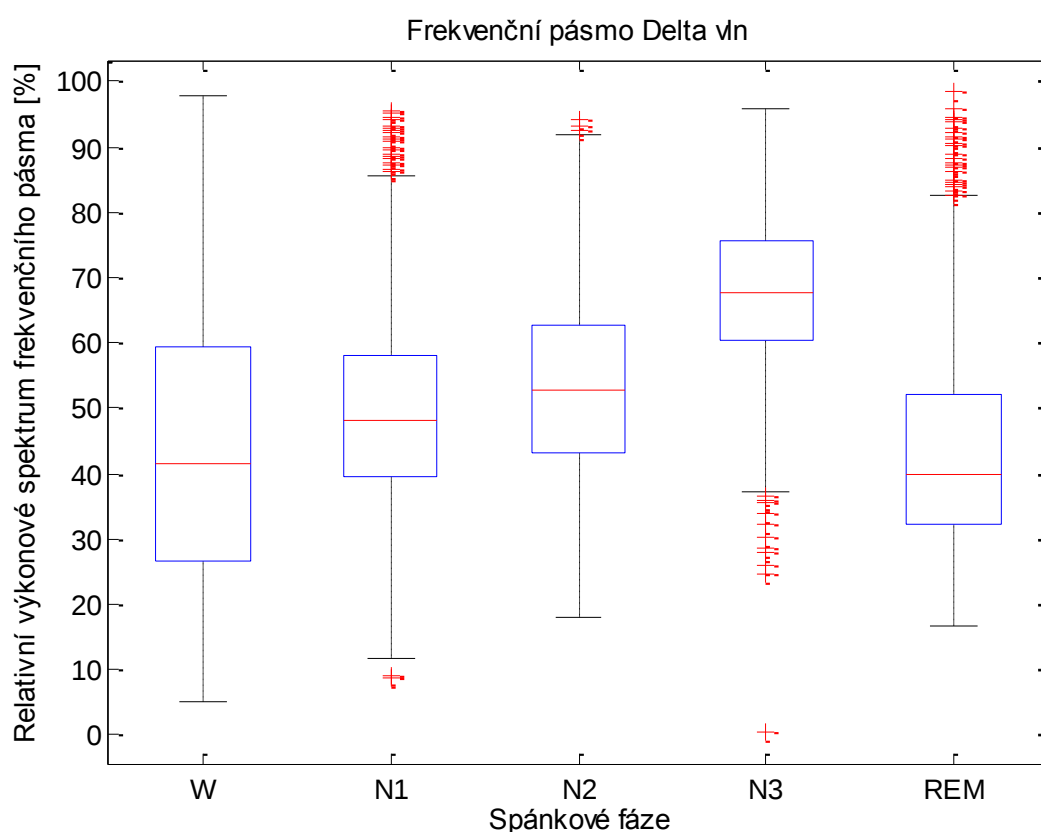
11 Seznam symbolů, veličin a zkratek

EEG	Elektroencefalogram
PSG	Polysomnografie
EMG	Elektromyogram
EOG	Elektrookulogram
EKG	Elektrokardiogram
MT	Epocha pohybových artefaktů (z angl. movement time)
W	Bdělost (z angl. wake)
REM	Fáze spánku (z angl. rapid eye movement)
NREM	Fáze spánku (z angl. non rapid eye movement)
RαK	Rechtschaffen a Kales
AASM	Americká akademie spánkové medicíny (z angl. American Academy of Sleep Medicine)
ECoG	Elektrokortikogram
ORL	Otorinolaryngologie
Hz	Hertz
μV	Mikrovolt
FT	Fourierova transformace (z angl. Fourier transform)
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace (z angl. Short-time Fourier transform)
DFT	Diskrétní Fourierova transformace (z angl. Discrete Fourier transform)
WT	Vlnková transformace (z angl. Wavelet transform)
AR	Autoregresivní model
MA	Model s klouzavým průměrem
ARMA	Autoregresivní model s klouzavým průměrem
ANOVA	Analýza rozptylu
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
RMS	Efektivní hodnota (z angl. Root mean square)

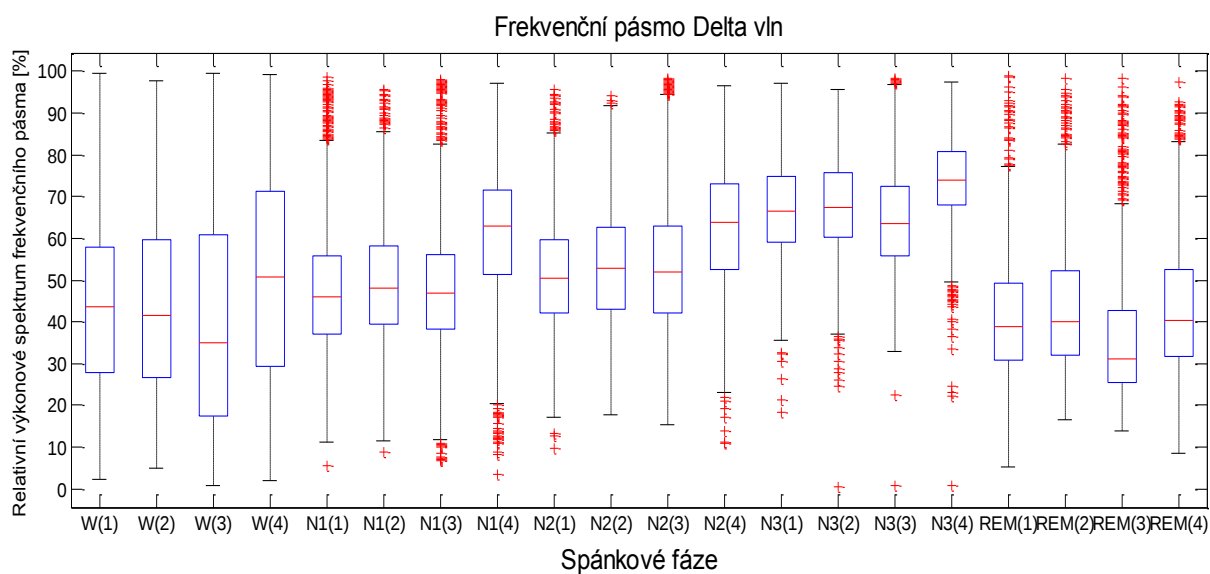
12 Přílohy

PŘÍLOHA A

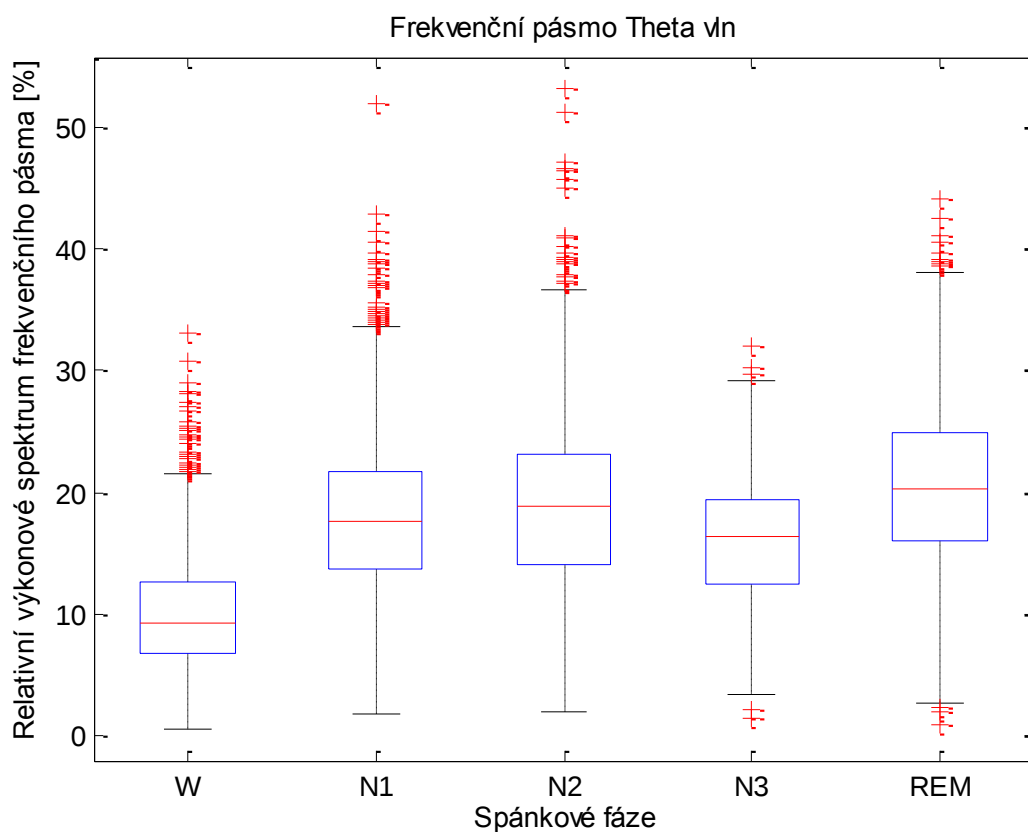
Krabicové grafy parametrů získaných pomocí metody korelogramu. Parametry jsou počítány pro jednotlivé spánkové fáze a pro kanál C3-M2 (obrázek 1, 3, 5, 7, 9). Na obrázcích 2, 4, 6, 8 a 10 jsou zobrazeny relativní výkonová spektra frekvenčních pásem pro jednotlivé spánkové fáze a všechny 4 kanály.



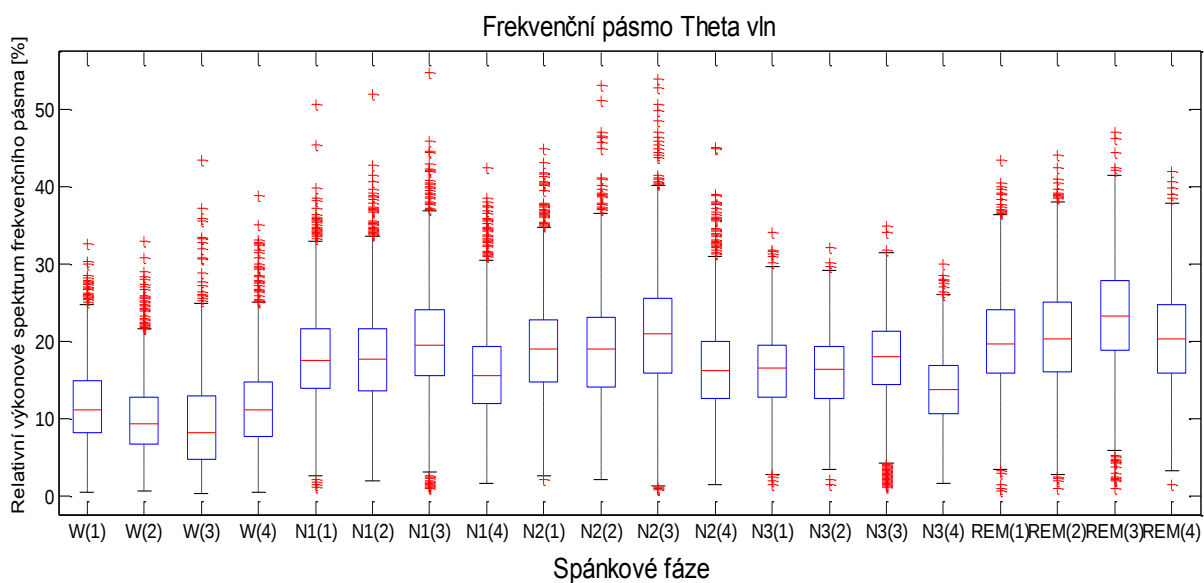
Obrázek 1 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



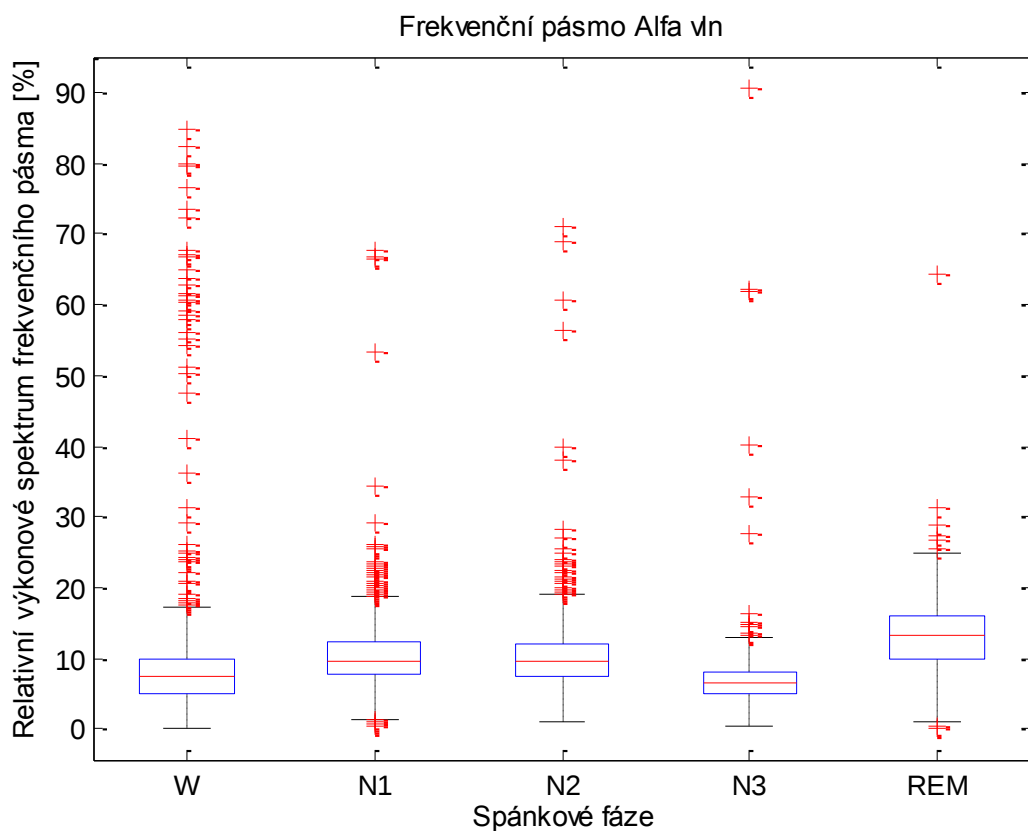
Obrázek 2 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum delta pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)



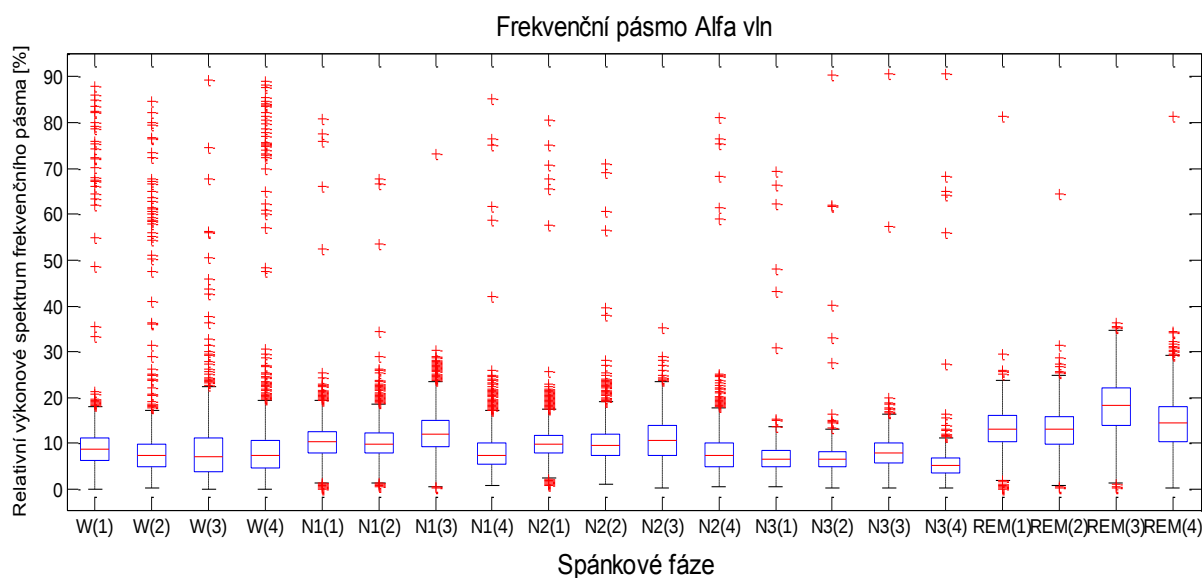
Obrázek 3 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum theta pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



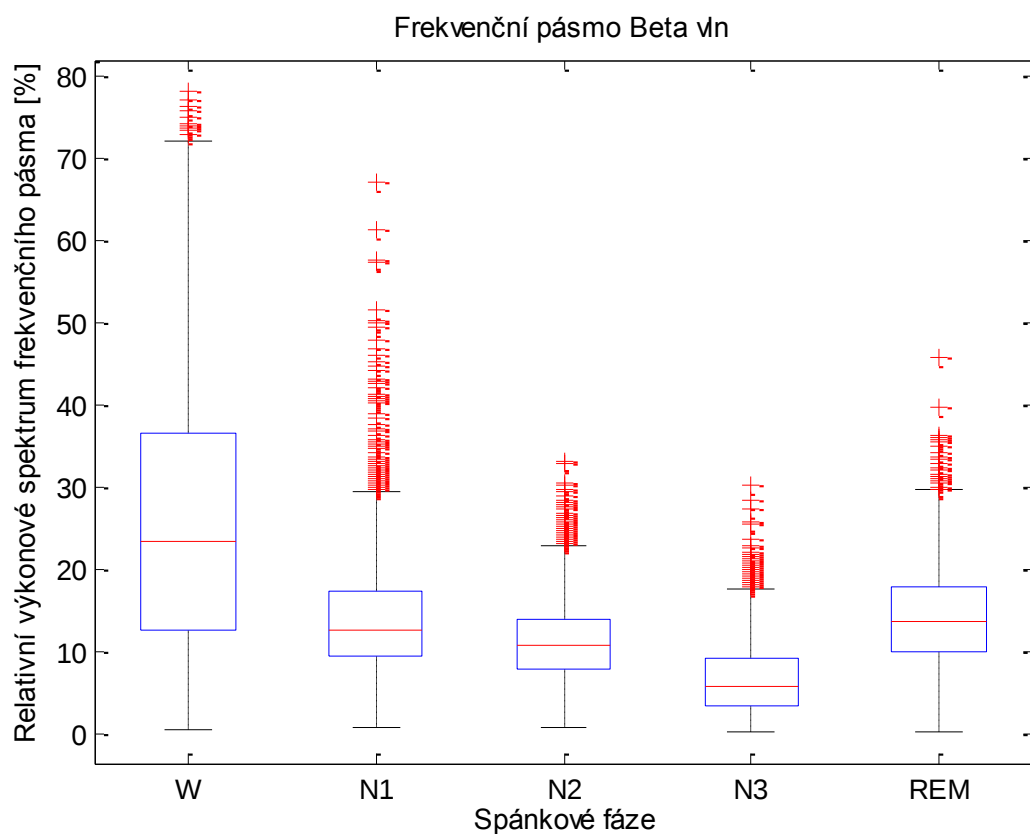
Obrázek 4 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum theta pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)



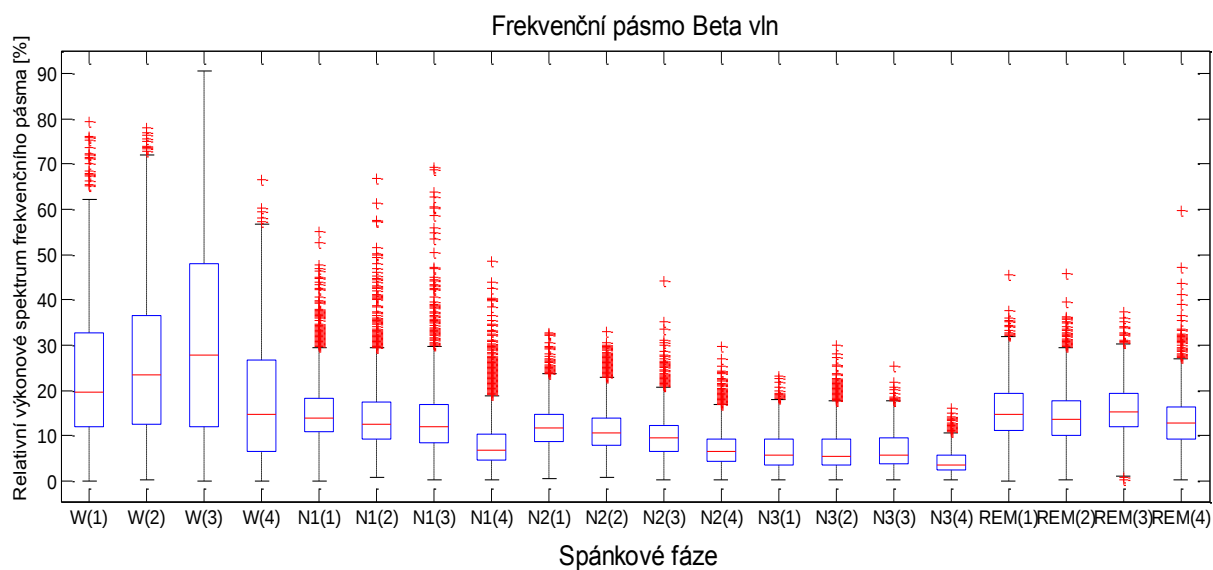
Obrázek 5 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum alfa pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



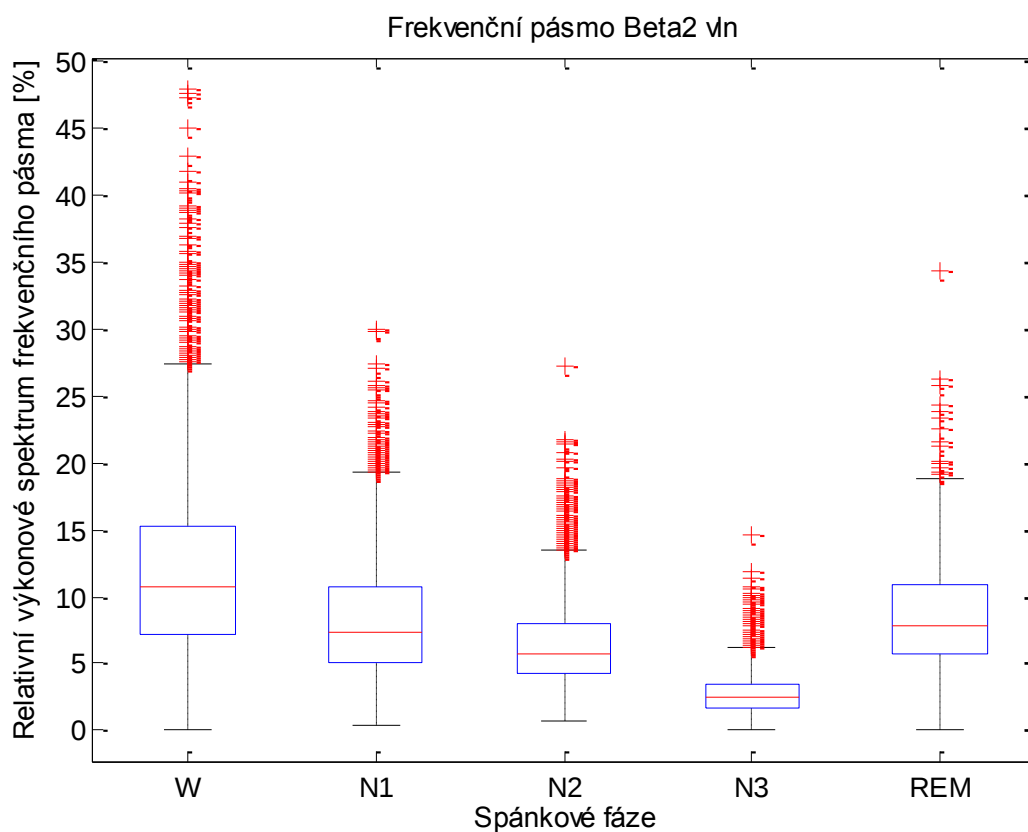
Obrázek 6 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum alfa pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)



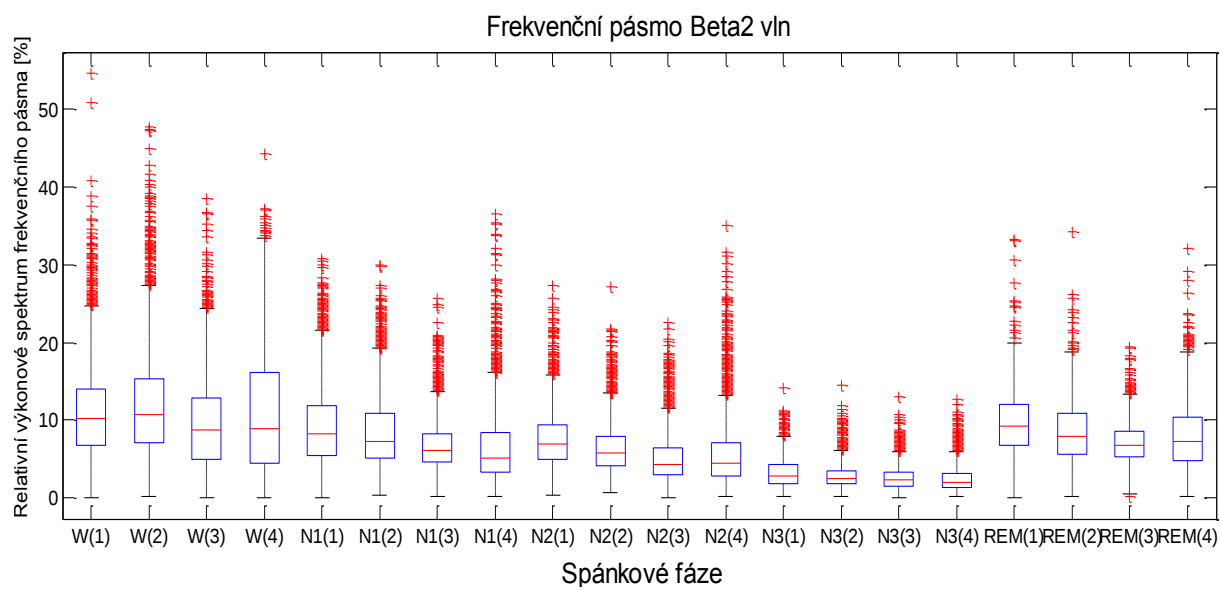
Obrázek 7 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta1 pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



Obrázek 8 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta1 pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)



Obrázek 9 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta2 pásma v jednotlivých spánkových fázích, kanál C3-M2, $p < 0,05$



Obrázek 10 Krabicové grafy pro relativní výkonové spektrum beta2 pásma v jednotlivých spánkových fázích 4 EEG kanálů, v pořadí: C4-M1 (1), C3-M2 (2), Cz-Oz (3), Fz-Cz (4)