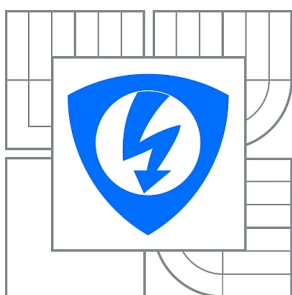




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

POSUZOVÁNÍ SPÁNKOVÝCH STÁDIÍ ZE SIGNÁLŮ HRV

SLEEP STAGE CLASSIFICATION BASED ON HRV SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

HANA SCHLOROVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

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: Hana Schlorová

ID: 146202

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Posuzování spánkových stádií ze signálů HRV

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principy rozpoznání jednotlivých spánkových stádií ze signálů variability srdečního rytmu (HRV). 2) Prostudujte problematiku reprezentace signálů HRV pomocí Poincarého map. 3) Realizujte v prostředí Matlab kresby Poincarého map pro reprezentaci HRV signálů EKG z dodaných polysomnografických signálů. K tomu účelu můžete použít detektor komplexů QRS dostupný na UBMI. 4) Na dodaných polysomnografických signálech s vyznačenými úseky korespondujícími s jednotlivými spánkovými stádii posuďte proměnlivost hodnot veličin odvozených z Poincarého map při různých spánkových stádiích. 5) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] TSUBOI, K., DEGUCHI, A., HAGIWARA, H.: Relationship between Heart Rate Variability Using Lorenz Plot and Sleep Level. Proc. of the 32nd Annual EMBS Int. Conf., Buenos Aires, 2010, pp. 5294 – 5297.

[2] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

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

Nejužívanější metodou pro skórování spánkových stadií je hodnocení dle EEG. Tato práce využívá naopak EKG jako signálu srovnatelného k hodnocení spánku. Shrnuje metody prezentace a hodnocení variability srdečního rytmu (HRV) a popisuje celý algoritmus výpočtu a prezentace tohoto signálu pomocí Poincarého map. Práce se také zaměřuje na hodnocení Poincarého map a parametrů vyčísľujících proměnlivost a variabilitu vzorků v mapách. Z průběhů parametrů se snaží vyvodit závěry k posouzení spánkových stadií.

KLÍČOVÁ SLOVA

variabilita srdečního rytmu, Poincarého mapy, detektor R vlny, parametry Poincarého map, spánková stadia

ABSTRACT

The most common method for scoring of sleep stages is the evaluation by EEG. This work utilizes ECG signal to the comparable evaluation of sleep. It summarizes the methods of presentation and assessment of heart rate variability (HRV) and describes the whole algorithm of calculation and presentation of this signal using Lorenz plot. This work also focuses on evaluation of Lorenz plots and parameters quantifying variability of samples in maps. It seeks to draw the conclusion of sleep stages from their waveform.

KEYWORDS

Heart rate variability, Lorenz plot, R wave detector, parameters of Lorenz plots, sleep stages

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Rozpoznávání spánkových stadií ze signálu HRV jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího 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 vedoucímu bakalářské práce doc. ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

SCHLOROVÁ, H. *Posuzování spánkových stadií ze signálů HRV*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 50 s. Vedoucí bakalářská práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	ii
SEZNAM TABULEK	iv
1 ÚVOD.....	1
2 TEORETICKÝ KONTEXT	2
3 HRV	3
3.1 Metody reprezentace HRV v časové oblasti	3
3.1.1 Statistické metody	4
3.1.2 Geometrické metody	4
3.2 Metody analýzy HRV ve frekvenční oblasti	6
4 POINCARÉHO MAPY	8
5 Vlastní čísla a PCA (analýza hlavních komponent).....	10
6 POPIS METODY	12
7 REALIZACE PROGRAMOVÉ ČÁSTI.....	14
7.1 Detektor QRS	14
7.2 Vykreslení Poincarého map	16
8 VYHODNOCENÍ NAMĚŘENÝCH DAT.....	17
8.1 Subjektivní hodnocení	17
8.2 Objektivní hodnocení.....	24
8.3 Objektivní hodnocení.....	26
9 UŽIVATELSKÝ POPIS.....	33
10 ZÁVĚR.....	36
11 LITERATURA.....	39
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK	41

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 : Histogram NN intervalů	5
Obr. 2 : Odvození tachogramu (posloupnost originálních RR, tachogram RR, interpolace intervalů RR).....	6
Obr. 3 Metoda histogramu používaná pro hodnocení Poincarého map	9
Obr. 4 Vznik nových hlavních komponent	11
Obr. 5 Transformace souřadnic s využitím vlastních vektorů	11
Obr. 6 Srovnání vyčíslených parametrů S a C s hypnogramy analyzovaného signálu.....	12
Obr. 7 Srovnání signálů v pořadí, v jakém v algoritmu „vznikají“ (odshora filtrovaný, derivovaný a umocněný signál ve srovnání s původním-modře)	15
Obr. 8 : Skupina Poincarého map reprezentující jednotlivá spánková stadia a jejich srovnání.....	18
Obr. 9 : Skupina Poincarého map reprezentující vývoj spánkového stadia o skóre 5 (REM) během celé noci	19
Obr. 10 : Skupina Poincarého map reprezentující vývoj spánkového stadia o skóre 3 (3.fáze NREM spánku)	20
Obr. 11 : Skupina Poincarého map sledující společný vývoj stadia 3(3. fáze NREM) a 5 (REM) během celé noci	21
Obr. 12 : Praktická ukázka vynechané/nesprávné detekce	22
Obr. 13 : Skupina konkrétních ukázek vynechané detekce (nahore: počátek signálu, uprostřed: přibližně ve středu signálu, dole: u konce signálu).....	23
Obr. 14 Názorná ukázka transformace původních hodnot do hodnot vzdáleností od $y=-x$ a $y=x$ (na příkladu jednoho ze stadií signálu RALL_001 skórovaného jako 3, tedy 3. fáze NREM).....	24
Obr. 15 Srovnání parametrů S a C v průběhu jedné spánkové studie pro signál RALL_023	26
Obr. 16 Ukázka vyčísleného parametru S s rozložením na složky krátkodobé (vlevo) a dlouhodobé (vpravo) variability pro signál RALL_009	27

Obr. 17 Ukázka chování variabilit, jako složek hodnotícího parametru S pro signál RAL_019 (nahore) a RALL_020 (dole)	28
Obr. 18 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_012 s pomalu měnícím se hypnogramem (REM-tečkovaně,NREM3-čárkovaně)	29
Obr. 19 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_009 s většími změnami v hypnogramu, delší trvání NREM3 fázi (NREM3 čárkovaně)	29
Obr. 20 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_015 s rychle měnícím se hypnogramem (změny povětšinou v rámci přeskoku o jedno stadium; REM-tečkovaně, NREM 3-čárkovaně)	30
Obr. 21 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_018 s rychle měnícím se hypnogramem (povětšinou přeskok mezi stadiem 0-wake a 2- NREM 2)	30
Obr. 22 Ukázka vývoje rozptylu v plovoucím okně pro signál RALL_009 s vyhodnoceným parametrem C (delka_okna=10; posun=50)	32
Obr. 23 Ukázka vývoje rozptylu v plovoucím okně pro signál RALL_020 s vyhodnoceným parametrem C (delka_okna=10; posun=10)	32
Obr. 24 Shrnutí užití jednotlivých funkcí formou vývojového diagramu	36

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Porovnání rozdělení spánku do stadií a úrovní převzaté z provedené studie (pro lepší interpretaci míry hloubky spánku je tabulka v originálním znění EN)	13
Tab. 2 Statistika průměrných délek RR intervalů a počtu vyřazených (nenormálních) RR intervalů v různých částech signálu odpovídající různým spánkovým stadiím.....	22

1 ÚVOD

Cílem této práce je zaměřit se spíše na technickou část spánkové medicíny, konkrétněji na určování spánkových stadií. V praxi je užívaným systémem skórování z průběhů snímané elektrické aktivity mozku, tedy z elektroencefalogramu. Jednotlivá stadia jsou pak určována v závislosti na přítomnosti příslušných frekvencí vln a typických grafoelementů pro daná stadia spánku. Cílem této práce je pokusit se o určení spánkových stadií z variability srdečního rytmu. Jde o metodu všeobecně neužívanou, teprve se rozvíjející.

Tato práce vychází ze studie a článku *Relationship between Heart Rate Variability using Lorenz Plot and Sleep Level [1]*. Úkolem tedy je pokusit se najít souvislost mezi změnami HRV prezentované formou Poincarého map (synonymum pro Lorenz plot) a odpovídajícími spánkovými stadii. Porovnání je možné realizovat díky již oskórovaným polysomnografickým datům ze spánkové laboratoře nemocnice u sv. Anny v Brně.

Součástí práce je i užití programového prostředí Matlab pro tvorbu a hodnocení Poincarého map a samotné předzpracování dodaných polysomnografických signálů, tedy k detekci QRS komplexů a následnému získání jejich poloh pro stanovení délky RR intervalů.

2 TEORETICKÝ KONTEXT

Dnešní praxe určování spánkových stadií je založená na principu hodnocení EEG, jeho rytmu a frekvenci vyskytujících se vln. Přítomné grafoelementy jako K-komplexy mohou napovídat, o které spánkové stadium se jedná. Klasická polysomnografie prováděná v praxi je většinou skórována v intervalech o délce 30 s a snímá se po dobu celé noci, kritéria pro skórování stadií jsou založena na kritériích podle Rechtschaffen a Kales, jde o systém skórování založený v roce 1968, s malými obměnami používaný v podstatě dodnes [2]. Součástí snímaného signálu je i elektrookulografický a myografický signál, zároveň je snímáno EKG, to ve vyhodnocovacím algoritmu určování spánkových stadií nehraje zvláštní roli, spíše jde o další monitorovací systém, a pro snímání dechové frekvence jsou navíc určeny abdominální senzory založené na principu tenzorů, ty reagují generací napětí po deformaci způsobené pohyby při dýchání, či měření impedance hrudníku, zde jde o princip změn objemu těla, tím změnu impedance. Postupem času se ve spánkové medicíně objevují snahy značně tato měření zjednodušit. Systém měření EEG je pro pacienta dosti nepohodlný, čepice s elektrodami obsahuje více jak 20 kontaktů a nutnost správného kontaktu elektrod je zprostředkována podstatnou vrstvou gelu pod každou z nich. Během spánku je nutné kontrolovat kontakt všech elektrod, pomocí měření povrchového odporu, čímž udržíme vhodné podmínky pro snímání signálu. To vše pohromadě navíc s cizím prostředím spánkové laboratoře nahrává zatížením celé studie určitým zkreslením daným stresem z probíhaného vyšetření či nepohodlností při jeho provádění.

V této práci bude nastíněna varianta využívající jako signál naměřené EKG, které bylo doprovodnou součástí dodaných spánkových studií. Analýzou EKG signálu, získáním RR intervalů, vytvořením Poincarého map a vyhodnocením těchto map algoritmem výpočtu parametrů, které budou objektivně (číslem) reprodukovat variabilitu a rozptyl hodnot kolem os, se pokusíme získat dostatečné informace pro posouzení, alespoň některých stadií spánku. Získáme tak doprovodný signál, který by mohl teoreticky sloužit jako doplněk algoritmu pro skórování stadií, nebo vhodnou kombinací s dalšími signály by mohl být možnou cestou v náhradě signálu EEG za jiný při posuzování spánkových stadií.

3 HRV [3]

Spojení „Heart Rate Variability“, jak zní přesný název pro užívanou zkratku HRV, se stalo konvenčně přijímaným termínem pro popis variability jak počtu srdečních akcí (tepová frekvence), tak délky RR intervalů v analyzovaném signálu. V literatuře se objevují i další termíny jako variabilita délky srdečního cyklu (cycle length variability), variabilita intervalu trvání srdeční akce (heart period variability), RR variabilita a další. Všechna označení jsou však užívána se stejným záměrem, pro popis oscilací (změn) v sobě jdoucích cyklech srdeční akce. Rozlišuje se také mezi zkratkami RR a NN. RR znamená, že do úvahy bereme všechny detekované R vlny a vzdálenosti mezi nimi, NN vychází z předpokladu, že se zahrnují pouze R vlny, kterým předchází P vlny, tedy tzv. sinusový rytmus, který je generován prostřednictvím sinoatriálního uzlu[4].

Rozdíly v srdeční frekvenci mohou být hodnoceny řadou metod založených na různých principech. Liší se v užívané doméně zpracovávaného signálu, z tohoto hlediska se rozlišuje analýza v časové a ve frekvenční oblasti, každá z nich má ještě několik variant prezentace a je vhodná pro jinak dlouhé signály či hodnocené parametry. Konkrétní forma prezentace HRV dat je vybírána vzhledem k hodnotícímu parametru, aktivitě nebo nemoci, s kterou proměnlivost srdeční akce koreluje. Různé metody se užívají pro odlišení spánkových stadií, jinak se bude signál reprezentovat pro kardiologické účely. Řada patologií je spojená právě se změnou HRV, jako příklad lze zmínit infarkt myokardu, po němž dochází k redukci spektra HRV celkově, diabetickou neuropatii, která naopak ovlivní časovou doménu HRV signálu, což spojujeme zejména s neuropatií autonomního nervového systému, dále pak tetraplegii, která je příčinou vymizení spektrálního intervalu označovaného jako LF (low frequency), myokardiální dysfunkci a k velkým změnám ve spektru signálu HRV dochází také při transplantacích srdce. V blízké době po transplantaci se spektrum signálu jeví redukované s těžce definovatelnými spektrálními komponentami.

3.1 Metody reprezentace HRV v časové oblasti [3]

Jde pravděpodobně o nejjednodušší metody vyjádření proměnlivosti RR intervalů v závislosti na vlivu autonomního nervového systému, jde i přesto o metody dostačující a zvláště používané pro prezentaci dlouhodobějších signálů, kupříkladu celonoční či celodenní monitorování. Obyčejné časové proměnné, které mohou být vyčíslovány, jsou průměrná délka NN (RR), průměrná hodnota srdeční frekvence, rozdíl hodnot nejdelšího a nejkratšího NN (RR) intervalu, nebo rozdíl délky NN ve dne/v noci a další.

3.1.1 Statistické metody

Dva přístupy k této metodě se liší podle toho, zda se vychází z analýzy přímého měření NN intervalů, nebo zda jsou používány rozdíly mezi NN intervaly. Pro druhý případ platí, že se provede, buď analýza celého intervalu, nebo jen určitých částí signálu. Druhá možnost je užívaná právě při hodnocení změn signálu během různých aktivit, zejména právě pro rozpoznání spánkových stadií. První uvažovaným kritériem je standardní směrodatná odchylka NN označovaná SDNN, jde o odmocninu z rozptylu hodnot. Ten odpovídá celkové energii spektra a SDNN poté odráží všechny cyklické komponenty, které jsou zodpovědné za variabilitu srdeční akce v dané periodě signálu. Ve velkém množství studií je SDNN vyčíslována přes celý interval nahrávání signálu, obvykle tedy z 24 hodinové studie (nebo noční). Takováto hodnota zahrnuje jak vysoké tak nejnižší frekvence v signálu. Se snižující se délkou analyzovaného signálu SDNN vyčísluje kratší a kratší intervaly, naopak variance HRV roste s délkou signálu. Tuto skutečnost můžeme považovat za jistou nevýhodu metody, že SDNN je závislá na délce signálu, což vede k nemožnosti porovnávání nestejně dlouhých period signálu. Jednoduchým řešením je určitá standardizace trvání nahrávání signálu, pro dlouhodobé monitorování volíme 24 hodin, pro krátkodobé pět minut. Z krátkodobého měření poté získáváme další hodnotící a vyčíslitelné parametry jako je SDANN neboli standardní směrodatná odchylka průměru NN intervalů počítaných pro krátké periody, právě zmiňovaných pět minut, která je hodnocením změn variability způsobených cykly delšími než pět minut. Naopak dlouhodobější měření se dá vyjádřit pomocí SDNN indexu, hodnoty průměru standardních odchylek pětiminutových intervalů ve 24 hodinovém nahrávání, která hodnotí vliv na variabilitu vzhledem k cyklům kratším než 5 minut.

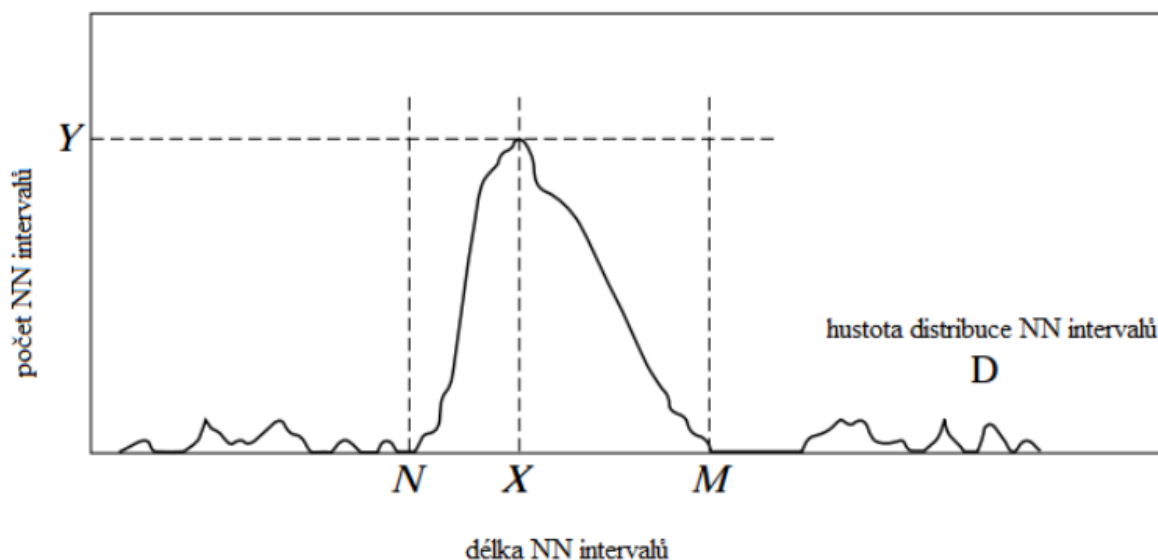
Nevychází-li se z přímého měření NN ale z difference (rozdílu) mezi nimi, můžeme vyčíslovat index RMSSD, algoritmus výpočtu parametru je odmocnina z umocněného rozdílu mezi průměrnou hodnotou NN a příslušným NN intervalem. Dalším parametrem je NN50, neboli množství intervalů, jakožto diferencí od následujícího NN intervalu, které jsou delší než 50 ms. Podobně pak pNN50, který získáme vydělením NN50 celkovým počtem NN intervalů.

Použití jednotlivých parametru volíme podle požadované složky HRV, kterou chceme hodnotit. Pro stanovení celkové HRV postačí jako hodnotící parametr SDNN, dlouhodobé složky ovlivňující HRV lze hodnotit pomocí SDANN a naopak krátkodobé jsou nejlépe definované parametrem RMSSD.

3.1.2 Geometrické metody

Princip těchto metod je založen na využití posloupnosti NN intervalů pro jejich prezentaci ve formě určitého geometrického vzoru. Možností zpracování je několik, mezi

základní řadíme zobrazení rozložení hustoty vzorků, jinak řečeno zobrazení formou histogramu. Vzorky pro sestavení histogramu pro nás mohou být opět samotná délka trvání NN intervalů (Obr. 1) nebo rozdíly mezi sousedními NN intervaly a v neposlední řadě se využívá prezentace pomocí Poincarého map, v nichž se graficky zobrazuje závislosti délek po sobě jdoucích NN (RR) intervalů.



Obr. 1 : Histogram NN intervalů [3]

Pro vyhodnocení získaných grafických vzorů se obecně používají tři základní metody. První z nich převádí na rozptyl variability srdeční akce šířku histogramu. Druhou možností je interpolování histogramu určitým geometrickým tvarem a následně se pro hodnocení užijí parametry právě interpolovaného tvaru. Nejčastěji užívaným vzorem je trojúhelník, poté tedy vyčíslujeme tzv. trojúhelníkový index, další užívanou křivkou je aproximace pomocí exponenciální křivky, záleží na rozložení dat. Poslední zmíněná metoda funguje tak, že geometrický tvar je klasifikován do několika kategorií, které odpovídají poté různým třídám v HRV.

Asi nejužívanějším parametrem se zdá být již zmíněný trojúhelníkový index, ten můžeme vyjádřit jako integrál rozložení hustoty NN intervalů podělený maximální hodnotou NN intervalu v daném rozložení.

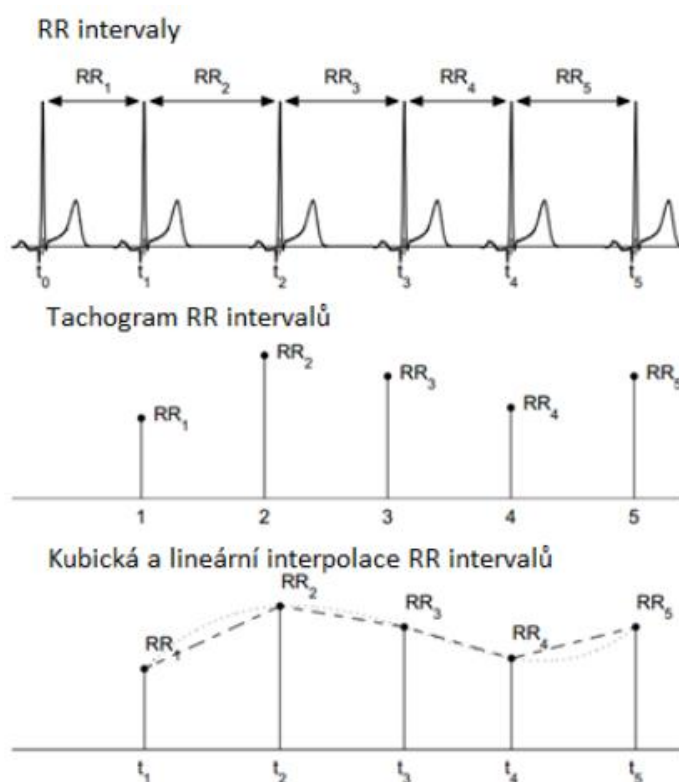
Dalším parametrem vycházejícím opět z trojúhelníku jako vzoru, je trojúhelníková interpolace histogramu NN intervalů (TINN). Ta je určena opět pomocí trojúhelníkové interpolace rozložení NN intervalů, hodnota pak udává šířku základny onoho trojúhelníku. Algoritmus výpočtu TINN začíná určením bodů N a M na časové ose histogramu, následně je užita multilineární interpolační funkce označovaná q. Hodnoty bodů M a N jsou voleny tak, aby poté hodnota vztahu byla minimální, na Obr. 1 je vidět, že by hodnoty mohly odpovídat nule na ose y.

Oba parametry (trojúhelníkový index i TINN) vyjadřují HRV v průběhu dlouhodobého měření (24 hodin nejčastěji) a jde o hodnoty přednostně ovlivňované nízkými kmitočty signálu HRV.

Další geometrické metody prezentace HRV jsou stále ve fázi vývoje a popisu. Prozatím užívané metody mají jednu hlavní výhodu a to necitlivost vzhledem k analytické kvalitě posloupnosti NN intervalů. Naopak nevýhodou se jeví nutný větší počet NN intervalů pro vytvoření požadovaného geometrického tvaru, v praxi to znamená, že se tyto metody nehodí pro hodnocení signálů kratších dvaceti minut, užívány jsou tedy především pro celodenní snímání a použitelné jsou pro studie celonoční.

3.2 Metody analýzy HRV ve frekvenční oblasti [3]

Metody analýzy HRV vycházejí z hodnocení tachogramu, nebo-li ekvidistantně vzorkované posloupnosti NN(RR) intervalů, což znamená, že frekvence úderů srdce naopak není různá, ale vzorky jsou od sebe stejně vzdálené. Základem metod ve frekvenční analýze je tedy určitá konverze snímaného signálu. Aby nedošlo touto metodou ke zkreslení spektra signálu HRV, používá se k převzorkování metoda konverze neekvidistantně vzorkovaných RR intervalů na ekvidistantně vzorkované. K interpolaci využíváme kubické či lineární splajny (viz Obr. 2)



Obr. 2 : Odvození tachogramu (posloupnost originálních RR, tachogram RR, interpolace intervalů RR) [3]

Spektrální metody analýzy tachogramu byly poprvé použity koncem šedesátých let dvacátého století, oproti časové oblasti je nutno zajistit vhodnou formu vstupních dat a převést je do frekvenční oblasti, pro tento účel je nejužívanějším převodem užití Fourierovy transformace.

Hlavní metodou užívanou ve frekvenční oblasti je stanovení výkonové spektrální hustoty PSD (Power spectral density). Ta podává základní informaci o rozdělení výkonu jednotlivých frekvenčních pásem signálu. Pro získání hodnoty PSD je možno užít metod parametrických a neparametrických. Výsledky získané oběma způsoby jsou srovnatelné, můžeme jejich hodnoty tedy porovnávat.

Neparametrické metody využívají převážně rychlou Fourierovu Transformaci (FFT). Jednoduchost algoritmu pro její výpočet patří mezi hlavní výhody těchto metod stejně jako s tím související vysoká rychlost zpracování. Naopak metody parametrické jsou lepší v rozlišení spektrálních komponent, které mohou být rozlišeny nezávisle na předem zvolených frekvenčních rozmezích, možnost následného zpracování spektra jakožto automatického výpočtu výkonových komponent pro nízké i vysoké frekvence a následně možnost identifikovat hlavní frekvenci každé z komponent. Další výhodou je možnost výpočtu PSD i pro malé skupinky vzorků, zejména pro části signálu s předpokládanou stacionaritou. Na druhé straně je hlavní nevýhodou nutnost vybrat vhodný model s příslušnou složitostí.

4 POINCARÉHO MAPY [5]

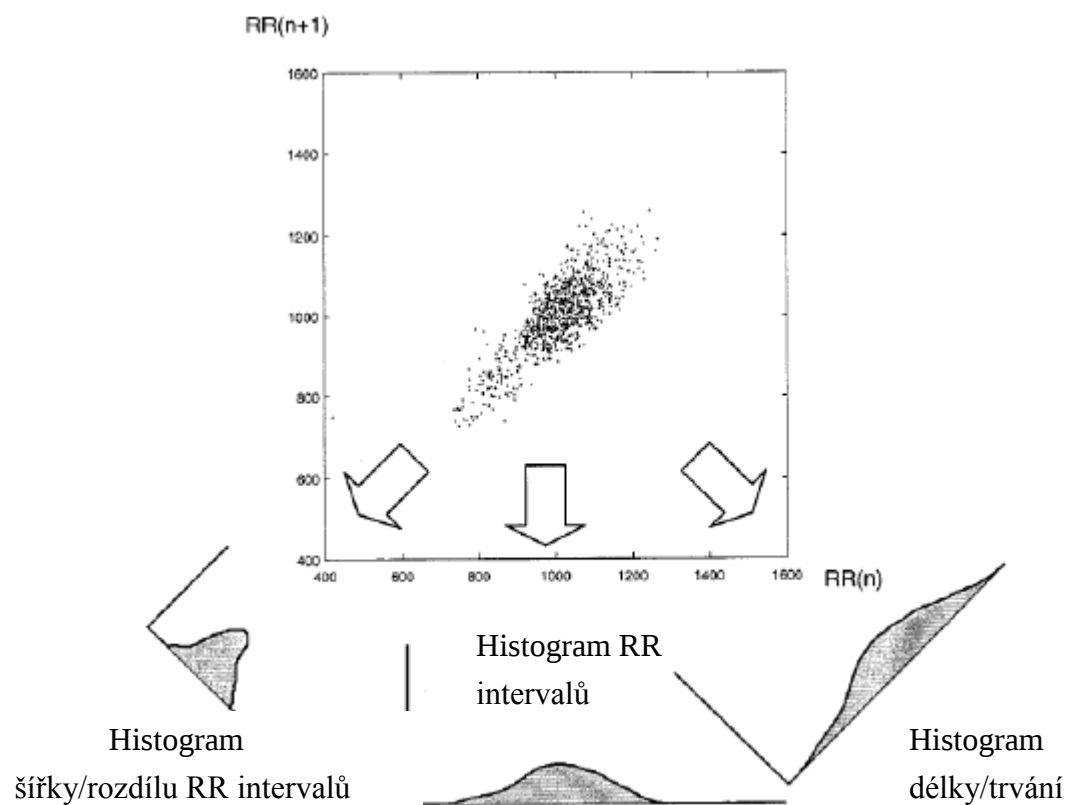
Poincarého mapy HRV jsou grafy, v nichž je každý RR interval vynesena oproti intervalu následujícímu/předcházejícímu (dle zvolené indexace). Pro tento typ zobrazení existuje více názvů, kromě označení Poincarého mapy, užívané především v česky psané literatuře, se můžeme setkat s označením scatter plot, scattergram, return plot, recurrence plot, phase delay map nebo často užívané Lorenz plot. Vše vyjadřuje stejné zobrazení RR intervalů. Hlavní výhodou je jednoduchá a názorná vizualizace změn v rozložení těchto vzdáleností a možné hodnocení jejich změn.

Kromě využití v oblasti zpracování EKG a prezentace HRV je tyto grafy možné použít obecně v případech jako zobrazení nekorelovaného šumu, zobrazení pravidelných (harmonických) oscilací, pro vynesení závislosti chaotické časové řady s lineárním trendem vzrůstu či poklesu amplitudy dat a také je možné užít těchto metod při prezentaci časové řady generované autoregresivním (AR) modelem, který popisuje jiný přístup k modelování časové struktury stacionárních časových řad.

Poincarého mapy, teď již konkrétně v oblasti prezentace a zpracování signálu EKG, jsou používány pro zviditelnění ektopických rytmů, které generují ektopická ložiska což jsou tkáňová ložiska v převodním systému srdečním, která vedou k předčasným komorovým stahům (komorové extrasystoly – KES) [1][6]. Prezentace HRV může být dále použita pro vizualizaci změn v jednotlivých stadiích rakoviny. Obecně tvar Poincarého map ovlivňuje několik faktorů a to zdravotní stav, věk a prováděná aktivita. Pro správné hodnocení bychom měli potom znát referenční mapy, které budou například pro dvojici novorozenec a starší pacient se srdeční poruchou dosti odlišné.

Samotné hodnocení map může být pouze subjektivního rázu, jak na nás změny v mapách působí, kam se posouvají středy, jaký se jeví rozptyl hodnot. Pro účely výzkumné je ovšem nutná objektivizace naměřených výsledků, proto je potřeba určitým způsobem vyhodnotit parametry daných Poincarého map. Opět se používá několikero přístupů, pravděpodobně nejužívanějším z nich je tzv. Elipse fitting technika. Je to metoda vybraná také jako vhodná pro posuzování spánkových stadií. Princip hodnocení je založen na vyčíslení směrodatných odchylek rozptylu hodnot ve dvou směrech grafu ($y=x$ a $y=-x$) a následné interpolaci této oblasti elipsou. Technika histogramu využívá zobrazení RR intervalů z map jako hustotu distribuce jednotlivých parametrů (viz.

Obr. 3). Další známou metodou je užití vypočteného korelačního koeficientu, ten bude vyjadřovat podobnost vynesení RR intervalů a jeho hodnota bude ležet v intervalu od -1 (pro negativní korelaci) do 1 (pro úplnou korelaci/podobnost).



Obr. 3 Metoda histogramu používaná pro hodnocení Poincarého map [5]

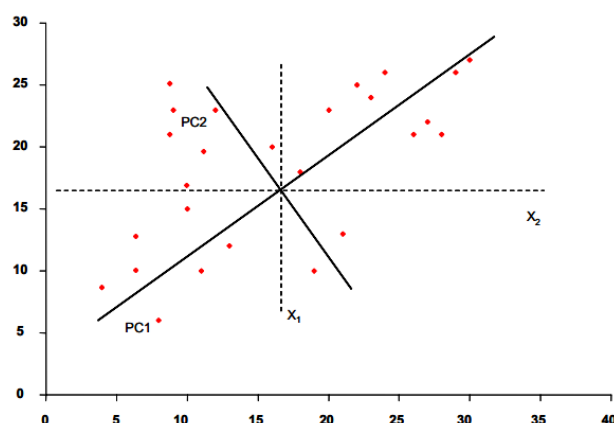
5 Vlastní čísla a PCA (analýza hlavních komponent)

PCA neboli analýza hlavních komponent, je metodou pro analýzu vícerozměrného datového souboru. Při hledání podobností či odlišností v datech máme k dispozici velké množství statistických metod. Pro dva nebo tři vektory hodnot (znaků) máme také možnost pomocného grafického zobrazení, z kterého lze již vizuálně vyvodit závěr. S větším množstvím dat již tuto možnost ztrácíme a musíme se odkázat na matematické metody. PCA přináší možnost grafického zobrazení i pro vícerozměrná data, výsledkem analýzy je odvození relativně malého počtu nekorelovaných lineárních kombinací (hlavních komponent), které nesou co nejvíce informace o původních proměnných. Hlavní je tedy zjednodušení (redukce počtu dimenzí) s minimální ztrátou informace o původním datovém souboru, ty jsou nesené vybranými příznaky. Uvažujeme omezený počet hlavních komponent vybraných na základě stanovení hodnot vlastních čísel analyzovaných dat, pro vyhodnocení používáme ty s maximální hodnotou. [7],[8]

Postup získání hlavních komponent je následující. Z dodaného souboru dat uděláme lineární transformaci nové nekorelované proměnné tedy hlavní komponenty. Z původního datového souboru určíme střední hodnotu a odchylku a na základě těchto hodnot vytvoříme matici standardizovaných příznaků, kterou násobíme stejnou transponovanou maticí a dělíme počtem příznaků, získáme tak matici korelační, která interpretuje závislost (vzájemnou korelaci) standardizovaných příznaků. Korelační matici zpracujeme dále tak, abychom získali matici nekorelovaných příznaků, měli tedy na hlavní diagonále nuly, které značí jejich nezávislost. K výpočtu hlavních komponent potřebujeme získat vlastní vektory a vlastní čísla matice. Vlastní čísla získáme, když je determinant charakteristické matice (korelační) roven nule. Tento výpočet lze jednoduše realizovat pomocí funkce *eig* v Matlabu, výstupem jsou pak vlastní vektory a vlastní čísla ve formě matice. Získané vlastní vektory násobíme s maticí standardizovaných příznaků a získáme tak nové souřadnice, čili hlavní komponenty. Po vytvoření korelační matice těchto dat zjistíme, že hodnoty mimo hlavní diagonálu jsou nulové, příznaky jsou tedy nezávislé[10]. [9],[10]

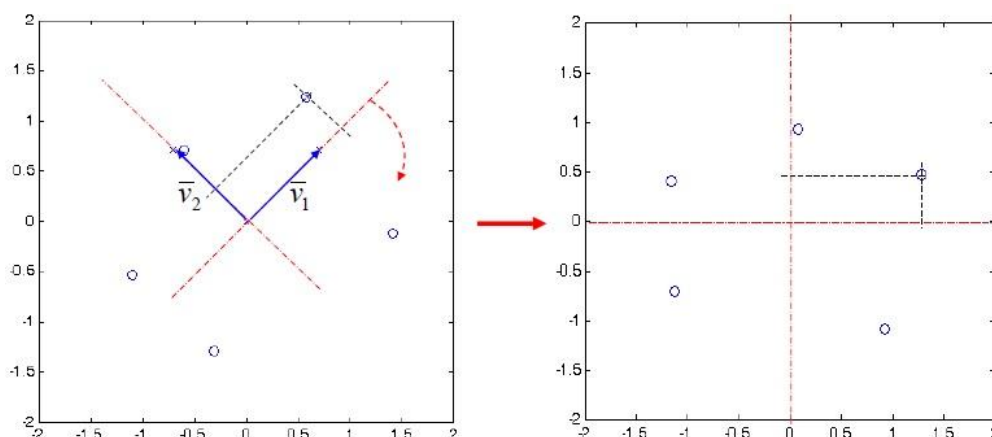
Pokračováním analýzy je volba počtu hlavních komponent, které budeme brát v potaz pro vyhodnocení. Nejdříve je tedy seřadíme dle důležitosti, podle klesajícího rozptylu, přičemž většina informace o variabilitě je obsažena v první komponentě, naopak poslední obsahuje informace nejméně [11]. Výběr komponent je různý, volíme komponenty s rozptylem větší než 1 nebo ty, které mají nejvyšší výpovědní hodnotu, např. komponenta, která zprostředkovává 70% informace o variabilitě datového souboru příznaků [11]. Vybrání dvou nebo tří komponent slouží pro zobrazení vícerozměrných dat do roviny či prostoru.

Grafické zobrazení (pro dvě komponenty) můžeme chápat, jako projekci skrz shluk vzorků orientovanou podél největší variability podél každé osy. První hlavní komponenta je pak promítnutí přes shluk skrz jeho střed v jeho nejdelší části, čímž získáme hodnotu vysvětlující nejvíce z variability dat, druhá komponenta je poté projekcí přes střed podél šířky shluku (Obr. 4). Analýzou získáme také úhel mezi původními a novými osami souřadné soustavy, vyjádřený právě maticí vlastních vektorů, to je ta vlastnost, pro kterou budeme v této práci PCA používat. [12]



Obr. 4 Vznik nových hlavních komponent [12]

Shluk vzorků vzniklý konstrukcí Poincarého map má tu vlastnost, že směr projekce hlavních komponent (tedy směr největšího rozptylu) svírá úhel 90° se základním souřadným systémem. Využijeme tedy transformaci souřadnic původních do souřadnic standardizovaných se středem shluku v $[0,0]$ a rozptylem dle $y=x$ a $y=-x$ a následným vynásobením této matice maticí vlastních vektorů pro získání souřadnic vzorků vytvářející shluk se středem v $[0,0]$ a rozptylem podél os x a y (Obr. 5). Tuto transformaci využijeme pro výpočet hodnoty parametru S (viz kap. 8.2).



Obr. 5 Transformace souřadnic s využitím vlastních vektorů [10]

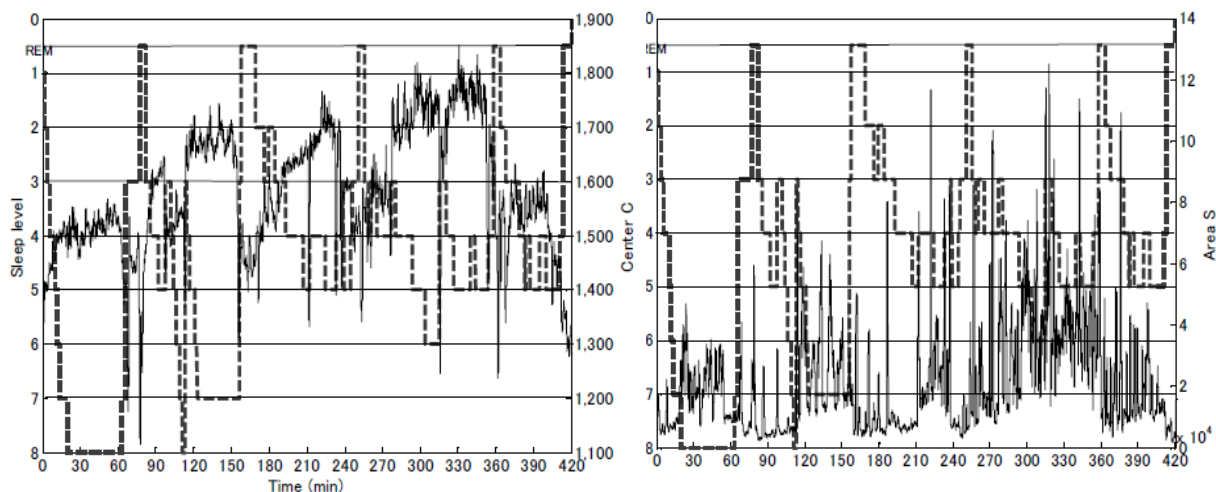
6 POPIS METODY [1]

Jak již bylo řečeno, téma této práce vychází z článku *Relationship between Heart Rate Variability using Lorenz Plot and Sleep Level*. Jde o článek popisující japonskou studii provedenou na vzorku „pacientů“. Součástí popisu je technické provedení experimentu, systém jeho vyhodnocování a prezentace výsledků.

Předpokládané výsledky vycházejí z fyziologických zákonitostí lidského organismu. Tam je vliv na variabilitu srdečního rytmu během spánku dán příspěvek autonomního nervového systému (ANS), změna tonu parasympatiku a sympatiku může proběhnout během sekundy a má poté vliv na srdeční akci. Pro hodnocení této aktivity ANS byla široce používána frekvenční analýza, tedy metoda založená na Fourierově transformaci. Vyhodnocení výsledků HRV v tomto případě vyžaduje ale delší čas trvání analýzy, pro hodnocení v reálném čase tedy dosti nevhodné, zde jsou totiž vyžadovány kratší časové intervaly. Z tohoto důvodu je tedy zkoumána metoda použití vyčíslení indexů vycházejících ze sestrojených Poincarého map.

Pro kvantifikaci vizuálních změn v mapách vyčísľujeme hodnotící indexy prostřednictvím projekce RR intervalů do směru osy $y=x$ a následně osy $y=-x$. Hlavní a vedlejší osa elipsy bude reprezentovat směrodatnou odchylku hodnot v příslušném směru ($\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$). Takovouto konstrukcí vznikne shluk s elipsoidní distribucí. Oblast elipsy a vzdálenost počátku soustavy souřadnic od centra shluku jsou vyhodnocovány jako parametry střed C a oblast S, které se v závislosti na čase průběžně mění.

Z výsledků této studie vyplývá, že se určitá souvislost mezi HRV signálem a spánkovými stadii nalézt dá. Výsledkem v žádném případě není skórování signálu touto metodou, ale z vyčíslených parametrů se dá odvodit, zda došlo k přechodu z hlubšího do lehčího spánku či naopak. Souvislosti mezi signály hypnogramu s hodnotami parametrů je zobrazena pomocí grafů (Obr. 6).



Obr. 6 Srovnání vyčíslených parametrů S a C s hypnogramy analyzovaného signálu (podle [1])

Studie pracuje se spánkem rozděleným do úrovní nikoli stadií (Tab. 1). Souvislost těchto dvou hodnocení je však jednoduchá. Některá spánková stadia jsou rozdělena na více úrovní, čímž je nám číslování od 0 do 5 rozšířeno na stupnici od 0 do 8, přičemž REM spánek je ohodnocen jako jedna polovina. Tato skutečnost by se dala vysvětlit souvislostí REM spánku s probuzením. REM spánek je spánkem s rychlými očními pohyby, větší variabilitou signálu, zrychlenou tepovou frekvencí a je také fází často spojenou se sněním a tak i probuzením pacienta. Přejít do tohoto stadia můžeme tedy charakterizovat jako jakýsi lehčí spánek. Abychom dodrželi určitou objektivitu hodnocení, provedeme zobrazení hypnogramu stejným způsobem, ale pouze s rozdělením na spánková stadia. Osa y, s hodnotami příslušnými hypnogramu, bude mít opačnou orientaci, nárůst hodnot probíhá ve směru od shora dolů. Přejít směrem dolů po ose tedy znamená přechod do hlubšího spánku, naopak posun výše po ose vede ke spánku lehčímu.

Tab. 1 Porovnání rozdělení spánku do stadií a úrovní převzaté z provedené studie [1] (pro lepší interpretaci míry hloubky spánku je tabulka v originálním znění EN)

Sleep stage	Nine sleep levels + REM	Determination method	Physical level
Waking	0	α wave > 50%	Awake
1	1	α wave $\leq$ 50%	Drowsiness, very light sleep
	2	θ wave	
	3	Hump	
2	4	K-complex	Light sleep
	5	Spindle	

2	5	Spindle	Light sleep
	6	δ wave < 20%	Moderately deep sleep
3	7	$20\% \leq \delta$ wave < 50%	
4	8	δ wave $\geq$ 50%	Very deep sleep
REM	REM	Low-voltage waves + rapid eye movement	High sleep, dreaming

Výstupní hodnocení obsahuje slovní posouzení proměnlivosti hodnot jednotlivých parametrů. V závislosti na přechodu mezi různě hlubokými stadii dochází k ustalování hodnot parametrů na určitých rovnovážných pozicích nebo naopak dochází k velké proměnlivosti parametru v čase. Náhle velké výkyvy parametru jsou většinou přítomny při některých přechodech mezi stadii, nebo naopak po dlouhé stabilizaci parametru se objevují během delšího trvání stadia. Z grafických výsledků studie vyplývá, že okem dobře analyzovatelný je parametr C (Obr. 6 vlevo), kde jsou přeskoky a stabilizace dobře rozpoznatelné, naopak různorodost parametru S (Obr. 6 vpravo) je značná a pouhým okem je souvislosti s hypnogramem těžké vyčíst, především v druhé polovině signálu. Jednotlivé rozdíly se pokusíme prozkoumat a analyzovat jejich spojitost.

7 REALIZACE PROGRAMOVÉ ČÁSTI

Praktická část této práce je vytvořena v prostředí programu MATLAB. Hlavními komponentami celého algoritmu rozpoznávání spánkových stadií jsou bloky filtrující a zpracovávající signál (detektor QRS), vykreslující Poincarého mapy pro objektivní hodnocení výsledků a v neposlední řadě, blok se samotným výpočtem jednotlivých parametrů (střed shluku, směrodatné odchylky apod.) z Poincarého map.

7.1 Detektor QRS

Vzhledem k délce zpracovávaného signálu (snímání cca 8 hodin) jsou jednoduché algoritmy založené na umocnění či obálce nevhodné, čas zpracování takovýmto detektorem je příliš dlouhý. V této práci je k detekci R vln využit detektor poskytnutý ÚBMI VUT v Brně (autor: Ing. Martin Chrobák), který je založen na algoritmu podle Pana a Tompkinse [13], takovýto detektor je možný k použití v reálném čase.

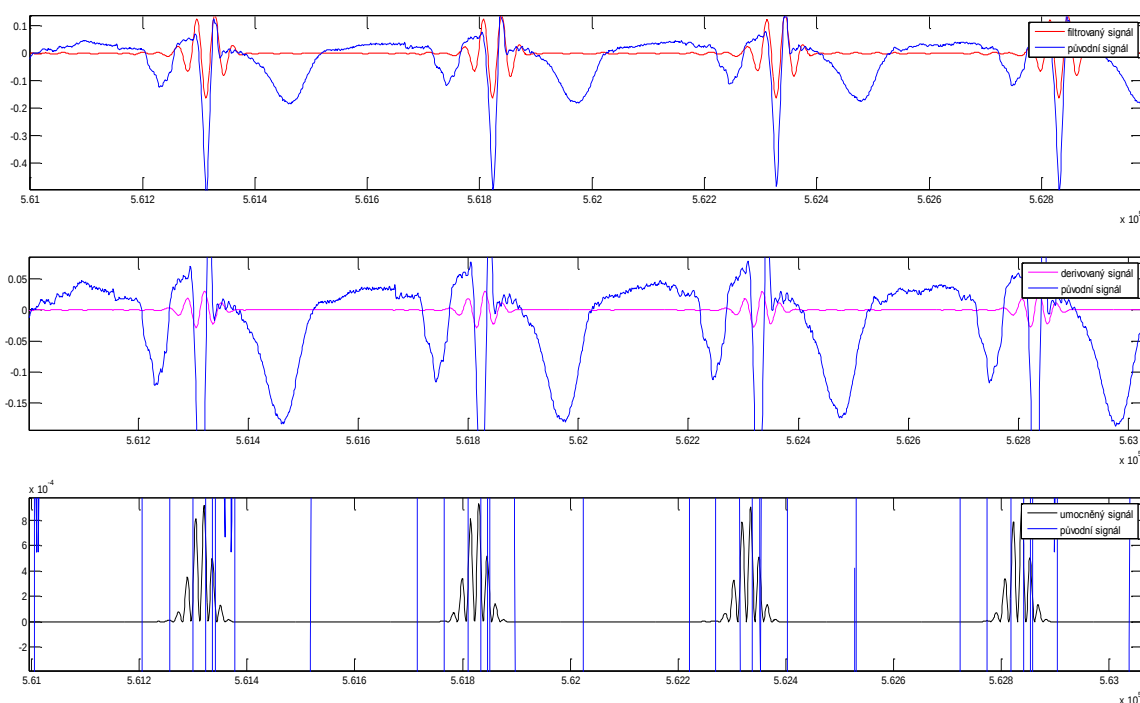
Postupně je signál nejdříve předzpracován pomocí filtru, následovně derivován a umocněn. V dalším kroku je realizováno plovoucí okno, v němž probíhá integrace daného úseku signálu [14]. Pokud bychom detektor chtěli využít pro vícesvodovou detekci, je možné přidat část provádějící shlukovou analýzu. Prakticky jde o kontrolu, zda je R vlna detekovaná jen v jednom svodu (vyhozena jako nežádoucí detekce), nebo zda detekce vlny proběhla ve všech, popřípadě většině svodů celého EKG záznamu.

Podíváme-li se na jednotlivé části podrobněji, dá se vysvětlit, z jakého důvodu jsou tyto bloky do algoritmu zařazeny a jak fungují. Prvním v řadě je blok provádějící filtraci. Filtr potlačuje vyšší frekvence, jako jsou myopotenciály, filtruje síťový brum a zbavuje signál driftu, čili kolísání nulové linie (izolinie), zároveň však zvýrazňuje QRS komplex, jehož nejvyšší energie leží v rozmezí frekvencí 5 až 20 Hz s maximem mezi 10 až 15 Hz. Koeficienty impulsní charakteristiky získáváme pomocí funkce *fir1*, realizujeme tedy filtr FIR s délkou impulzní charakteristiky 101 vzorků a horní mezní frekvencí 21 Hz a dolní mezní frekvencí 11 Hz. Tímto způsobem dostaneme filtr splňující všechny výše popsané požadavky. Konečný vyfiltrovaný signál získáme prostřednictvím výstupu z funkce *filtfilt*, do které vstupují proměnné získané vytvářením koeficientů filtru

Pokračováním algoritmu je blok pro derivaci a umocnění signálu v celé jeho délce. Tak se docílí jen kladných hodnot výchyly a zvýrazní se rozdíly mezi jednotlivými vlnami. Poslední částí, před samotnou detekcí překročení prahu je integrace v plovoucím okně, ta je používána pro získání informací o zkosení R vlny a tvaru křivky, QRS komplex koresponduje s rostoucí hranou integrační křivky, trvání rostoucí hrany je rovnocenné s délkou QRS komplexu [14]. Délka okna je volena z předpokládané délky nejširšího QRS komplexu, necelých 100ms tedy bude stačit. Na počet vzorků se časový interval převede snadno v závislosti na vzorkovací frekvenci signálu. Práh pro detekci je

nastaven jako 10% maxima ze signálu integrovaného v plovoucím okně. R vlny jsou hledány pomocí funkce *findpeaks*, která vyhledá lokální extrémy (v našem případě maxima, vzhledem k umocnění signálu). Vstupem pro funkci je minimální hodnota extrému, ta je definovaná právě pomocí prahu a také minimální vzdálenost 2 od sebe vzdálených maxim, tu volíme s hodnotou 100 vzorků (při naší vzorkovací frekvenci odpovídá zhruba 200ms).

Na Obr. 7 jsou v algoritmu vznikající signály graficky zobrazeny. Ze srovnání je vidno, že s postupným zpracováváním klesá úroveň signálu až pod viditelnou úroveň. Změny amplitudy v derivovaném signálu jsou patrné při poloviční amplitudě filtrovaného signálu a změny v signálu umocněném jsou viditelné až po přiblížení na úroveň 10^{-4} mV.



Obr. 7 Srovnání signálů v pořadí, v jakém v algoritmu „vznikají“ (odshora filtrovaný, derivovaný a umocněný signál ve srovnání s původním-modře)

7.2 Vykreslení Poincarého map

Část skriptu provádějící vykreslení Poincarého map není nikterak složitá. Pro smysluplnou interpretaci výsledků je důležité, aby se mezi vzorky k vytvoření map nezapočítávaly RR intervaly delší/kratší než je průměrná délka intervalu v analyzovaném stadiu. Pro toto hodnocení je užívaným pravidlem nezačlenění všech intervalů RR lišících se od průměrné hodnoty délky o více jak 15%. Zde je tato podmínka realizována jednodušším způsobem, průměr není po vyčlenění intervalů měněn, jako vztažná hodnota je brán celkový průměr všech původních RR intervalů.

Z vektoru takto vybraných hodnot se pak již sestrojí závislost vždy po sobě následujících délek RR intervalů. Různé studie se mohou lišit v indexaci RR intervalů. Na ose y může být interval s označením $n+1$ nebo $n-1$, v této práci je od začátku užívaná indexace osy y jakožto RR intervalu s indexem $n-1$. Článek, ze kterého se vychází nebo jiné práce naopak užívají indexaci $n+1$, ve výsledku tato drobnost však nemá vliv na hodnocení, protože výsledné mapy obou případů jsou symetrické dle osy $y=x$.

Hodnoty na osy jsou vynášeny v ms, je proto nutný ještě převod ze vzorků na hodnoty ms, což lze provést jednoduchou matematickou operací na základě znalosti vzorkovací frekvence. Vzhledem k hodnotám na osách je ještě důležité konstantní zobrazení, aby se mohly jednotlivé mapy objektivně porovnávat, to platí hlavně pro vizuální hodnocení, standardně je tedy na obou osách volen rozsah 700-110 ms.

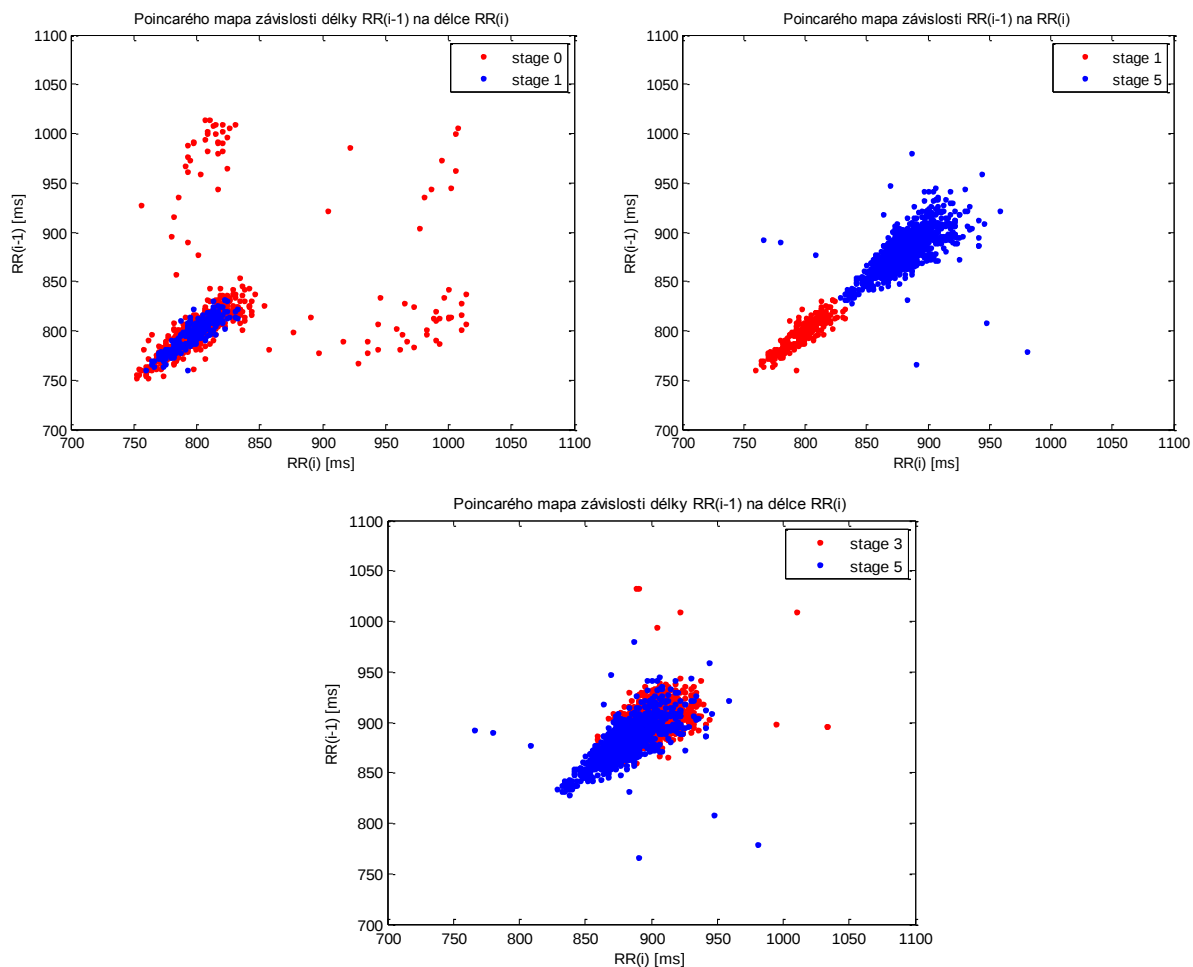
Pro realizaci porovnání je vytvořena funkce *Poinc_vykresleni*, která po načtení již detekovaných úseků signálu s příslušnými délkami RR intervalů vytvoří mapu srovnávající dvě různá spánková stadia, nebo stadia stejného skórování ovšem v jiné fázi studie, zde jsou rozdíly také patrné (viz. další kapitoly).

8 VYHODNOCENÍ NAMĚŘENÝCH DAT

8.1 Subjektivní hodnocení (celková analýza prvního z dodaných signálů)

Prvním hodnotícím kritériem pro zjištění souvislosti mezi spánkovými stadii a vytvořenými Poincarého mapami bude pouhý subjektivní dojem z daných grafů. Předpokladem pro možnost hodnocení je jejich vytvoření, to je realizováno prostřednictvím programového prostředí MATLAB, princip jejich tvorby je uveden v kapitole 7.2. Takto vytvořené grafy převedeme do formátu *.emf* (enhanced metafile) aby je bylo možné zobrazit v této práci.

Již předem je možno předpokládat, že během spánku se budou hodnoty a rytmus srdeční akce měnit. Obecně je spánek procesem relaxačním, dochází tak ke snížení aktivity, zpomalení organismu, tedy snížení krevního tlaku, poklesu tepové frekvence, zpomalení dýchání. Jednotlivá stadia spánku však mohou mít odlišný vliv na tyto parametry. Během celé fáze spánku dochází totiž k převládání některé ze složek srdeční automacie, parasympatiku nebo sympatiku. Jde o autonomní nervový systém řídící hladkou svalovinu, srdce a žlázy a má tak vliv na změny srdeční frekvence, krevního tlaku a dalších faktorů [4]. Kromě cév je většina vnitřních orgánů inervovaná parasympatikem i sympatikem a o výsledném účinku pak rozhoduje majoritně působící složka [4]. Vliv autonomního nervového systému během spánku se dá popsat tak, že na přechodu ze stadia bdělosti do fází NREM spánku by mělo dojít k postupnému snižování tepové frekvence a to důsledkem převažujícího působení parasympatiku a zároveň sníženého vlivu sympatiku (pro nás jde o stadia skórovaná jako 0 a 1). Největší pokles a nejnižší frekvence srdeční patrně ve 3. a 4. stadiu NREM spánku [15] s maximem hodnot (RR intervalů) na přechodu do REM fáze. Naopak konec fáze REM (skórován číslem 5) je doprovázen mírným navyšováním tonu sympatiku, takže se předpokládá nárůst frekvence srdeční akce a zkracování délek RR intervalů ke konci tohoto stadia. Popsané chování je v NREM spánku na větším vzorku pacientů téměř konstantní, chování ve spánku REM je však více variabilní. Tepová frekvence je nepravidelná často provázená krátkými zrychleními. Vyšší tepová frekvence ve stadiu REM by se ve vytvářených mapách mohla projevit jako posun shluku směrem ke kratším časovým intervalům a nepravidelnost by se měla odrážet ve větším rozptylu vzorků kolem středu shluku. Převládající nervová aktivita je dále určována pohlavím, u mužů se vliv sympatiku projevuje mnohem více než u žen, mohli bychom tedy spekulovat, jakého pohlaví byl daný pacient [16].



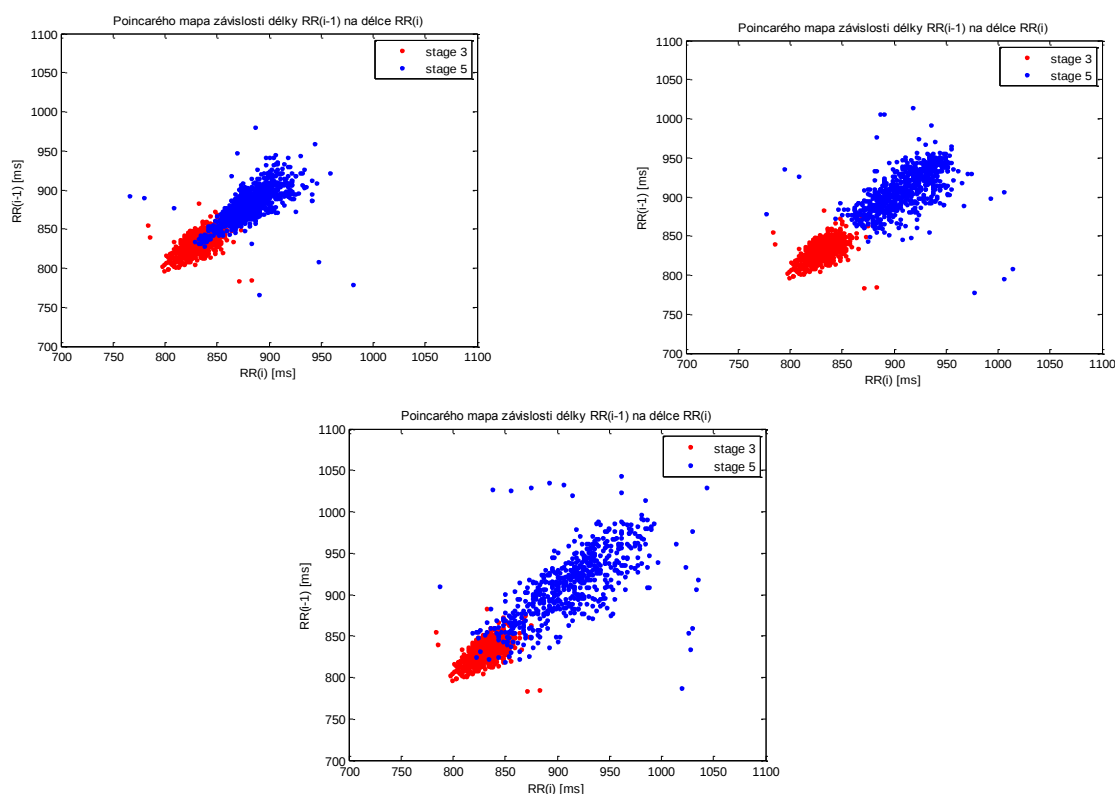
Obr. 8 : Skupina Poincarého map reprezentující jednotlivá spánková stadia a jejich srovnání

První skupinka Poincarého map (Obr. 8) zobrazuje jen reprezentativní mapy jednotlivých stadií. Porovnání se provádí mezi přechodem z bdělosti do 1. fáze NREM spánku, poté se hledají souvislosti mezi počátkem NREM spánku a konečnou fází jednoho cyklu tudíž REM fázi a pak se také srovnávají „sousední“ fáze NREM a REM spánku. Změny, které jsou pozorovatelné, se prozatím hodnotí pouze subjektivně. I bez přesného srovnání některých parametrů je možno vyvodit jednoznačné závěry a to, že během přechodu ze stavu bdělosti do NREM spánku dochází ke snížení variability délky RR intervalů, střed shluku a všechny vzorky shluku se posouvají ve směru osy $y=x$ k vyšším kladným hodnotám a shluky bodů se také jeví méně různorodé. Z takového popisu lze něco soudit i o změnách tepové frekvence, kterou určíme z délky RR intervalů (čím kratší intervaly, tím vyšší frekvence srdeční akce). V zobecněném znění se během spánku tepová frekvence snižuje, vezme-li se v potaz počáteční NREM spánkové stadium a konečné REM stadium. Nutno je však podotknout, že záleží, v jaké části spánku se srovnává.

Pro další srovnání (Obr. 9) je vybrán vývoj stadia označeného skórováním jako 5, tedy stadium REM spánku. Časový vývoj probíhá po řádcích, zprava doleva (pravý

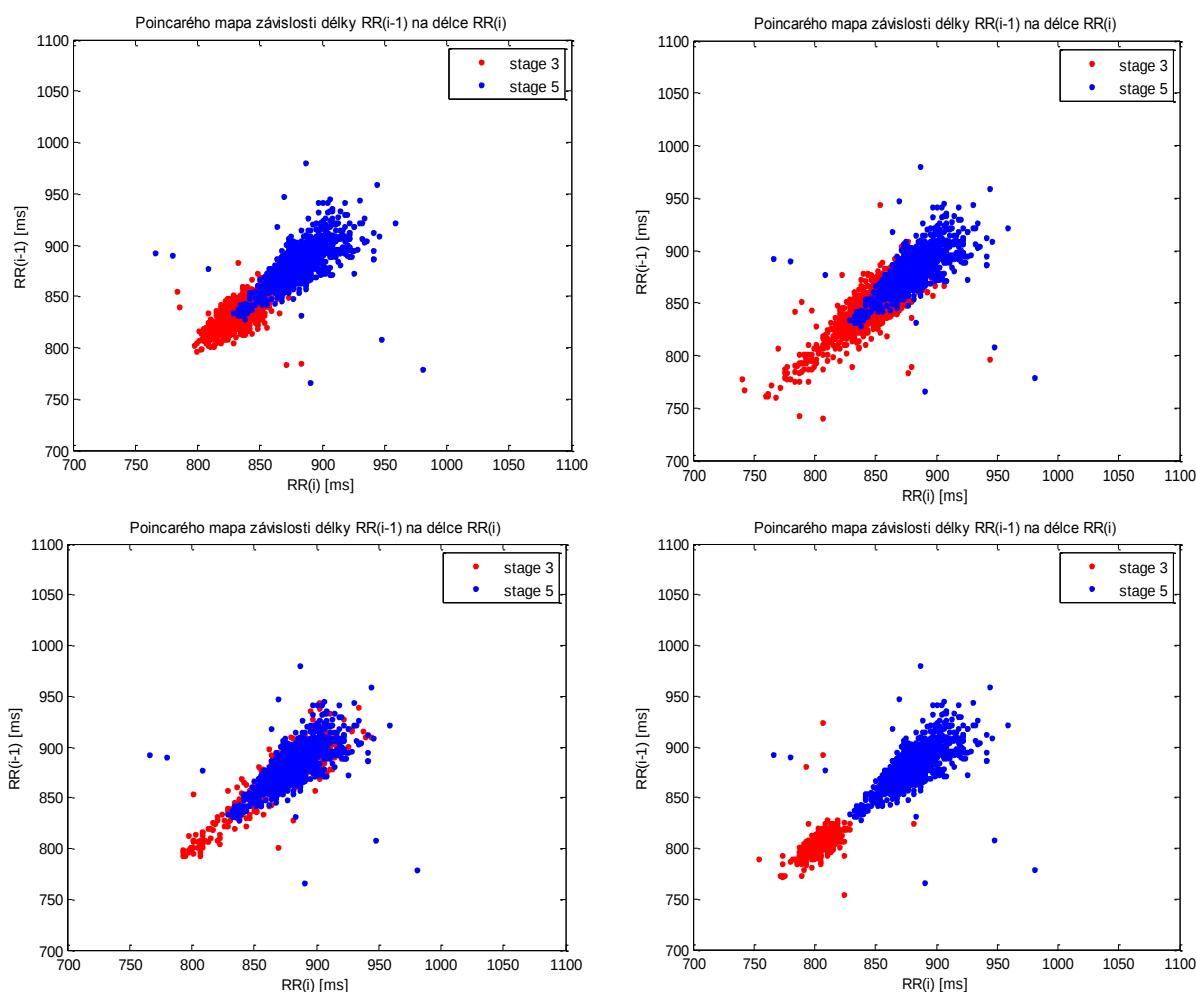
horní roh první, levý dolní roh poslední, pro čtyři mapy), to platí i pro následující studie změn Poincarého map v čase. Jak již bylo řečeno, jde o stadium, které je dosti nepravidelné, velice variabilní. Jeho vývoj se bude srovnávat se stacionárním, reprezentativním vzorkem stadia 3, které jej v naší studii předchází. Subjektivní zhodnocení této skupinky Poincarého map shrnuje změny a to, že střed shluku se nijak prokazatelně nepřemísťuje, stále zůstává v oblasti kolem 900 ms. Rozdílný je o všem v rozptylu hodnot, který je hlavně ke konci spánku dosti značný. Tento fakt koresponduje s předpokladem velké nepravidelnosti tohoto stadia a poloha shluku (označen modře) nad shlukem předcházejícího NREM spánku (označen červeně) vypovídá o zvýšení průměrné tepové frekvence v REM fázi.

Podobné závěry lze pak také vyvodit i z tabulky se statistikou (Tab. 2) kde je srovnáváno několik stadií stejného skóre. Tabulka hodnotí počet vyhozených RR intervalů, což koresponduje s rozptylem (různorodostí intervalů), a průměrnou délkou intervalu, ta graficky odpovídá středu daného shluku. Vybírají se reprezentativní intervaly třiceti úseků (každý trvá 30s) pro lepší srovnávání. Začátek a konec číselně označují pořadí třiceti sekundového intervalu, který je analyzován. Celá spánková studie (v této části práce ze signálu s označením 001) je pak rozdělena na 918 takových intervalů.



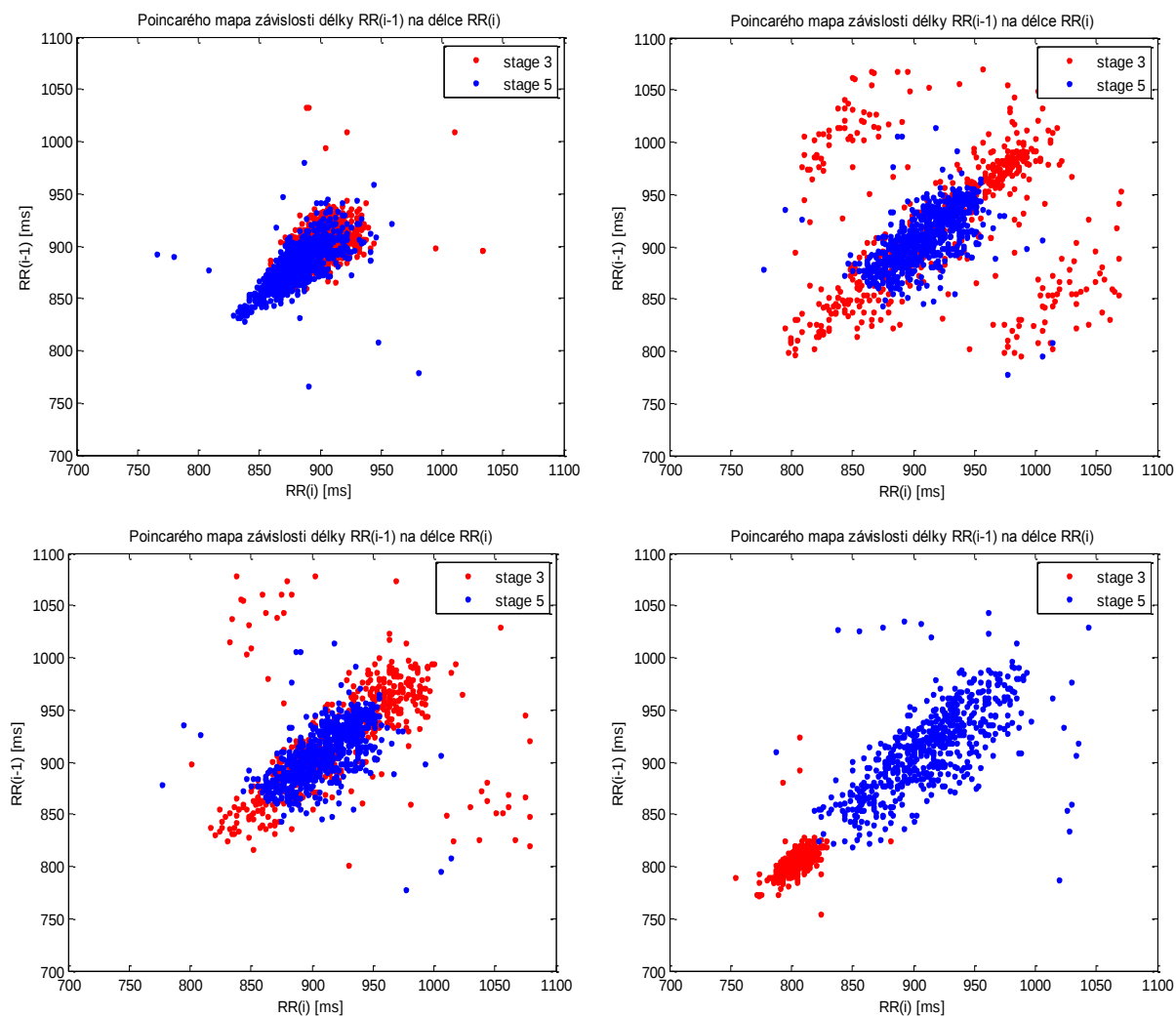
Obr. 9 : Skupina Poincarého map reprezentující vývoj spánkového stadia o skóre 5 (REM) během celé noci

Jako další bude provedena analýza stadia 3 stejným způsobem, pro tentokrát bude stacionárním vzorkem signálu následující spánkové stadium skórované jako 5. Skupina map (Obr. 10), která znázorňuje vývoj délky RR intervalů 3. fáze NREM spánkového stadia ukazuje, že dochází ke změnám délky i různorodosti RR intervalů v tomto stadiu v průběhu celé noci. S postupující celkovou délkou spánku, dochází obecně k prodlužování intervalů, posunu středu shluků odpovídajících NREM 3 k vyšším hodnotám (více ms) a s blížícím se koncem spánku dochází i k většímu rozptylu hodnot kolem středu shluku. Všechny tyto poznatky opět shrnují a reprezentují statistická data (viz. Tab. 2)



Obr. 10 : Skupina Poincarého map reprezentující vývoj spánkového stadia o skóre 3 (3.fáze NREM spánku)

V poslední fázi této vizuální analýzy je hodnocen ještě časový vývoj fází REM a NREM spánku vzhledem k jejich poloze na časové ose celé spánkové studie (Obr. 11). Opět jsou vybrána stadia 3 a 5, tentokrát bez stacionárního vzorku. Vybrané intervaly na sebe přibližně navazují, tudíž se vyskytují ve stejné části spánku. Jejich srovnání poté může být více vypovídající.



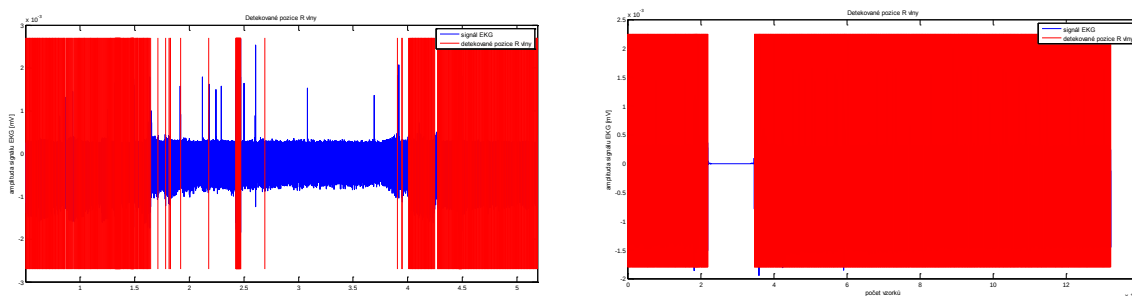
Obr. 11 : Skupina Poincarého map sledující společný vývoj stadia 3(3. fáze NREM) a 5 (REM) během celé noci

Míra různorodosti délky RR intervalů v jakémkoliv spánkovém stadiu se dá vypočítat z parametru, kterým je počet „nenormálních“ intervalů nepřibíraných pro tvorbu Poincarého map (viz. Tab. 2 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**). S přibývajícím časem snímání dochází k navýšení počtu takto vyřazených intervalů, což má také vliv na podobu map a vypovídá o nepravidelnosti těchto částí spánku.

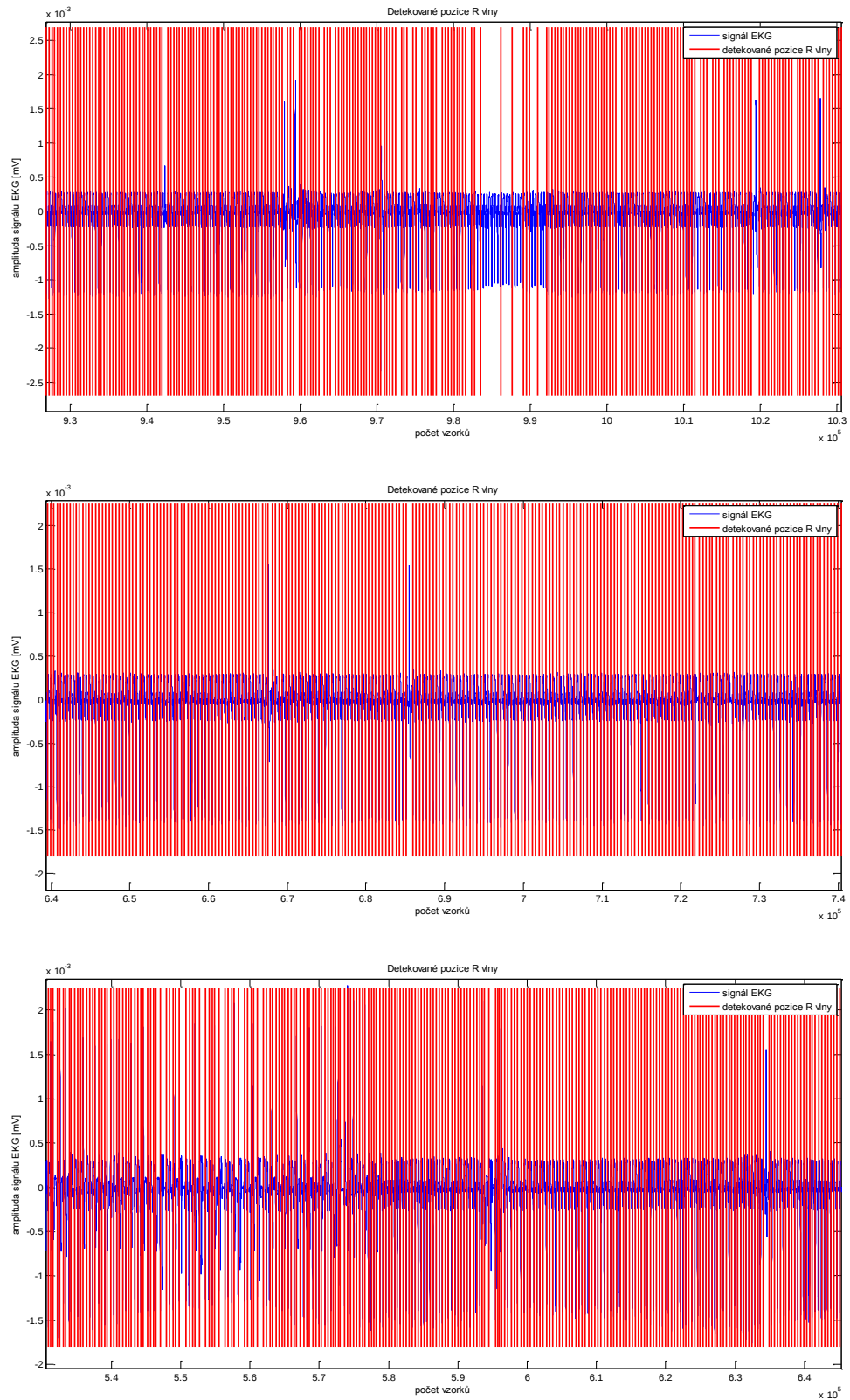
Tab. 2 Statistika průměrných délek RR intervalů a počtu vyřazených (nenormálních) RR intervalů v různých částech signálu odpovídající různým spánkovým stadiím

skóre	začátek	konec	počet vyřazených RR	průměr RR [ms]
0	374	402	42	788,39
0	344	363	32	836,91
0	860	889	246	882,80
1	403	410	13	797,23
2	137	154	16	804,43
2	228	249	19	809,65
2	411	440	40	838,52
3	300	329	25	843,43
3	455	484	35	902,27
3	680	709	421	938,15
5	530	559	19	880,71
5	577	601	29	912,86
5	750	779	354	917,59

Vliv na výsledné rozložení jednotlivých vzorků má částečně i použitý detektor. Po větším přiblížení si lze v některých částech detekovaného signálu povšimnout, že ne všechny vlny jsou detekovány správně (Obr. 12, Obr. 13). Porovná-li se celkový počet vzorků s přibližným zastoupením špatné detekce, jde o malou část, bere-li se pak ale na porovnání jen menší intervaly, může mít i tento nedostatek mírný vliv. Více chyb v detekci se obecně vyskytuje na začátku a na konci signálu, možným vysvětlením jsou právě jevy usínání a probouzení s tím spojené, které vedou k větší variabilitě a nepravidelnosti signálu, jeho rytmu i tvaru vln, což poté může detekci zhoršovat. V detekovaném signálu jsou také dvě místa, ve kterých je signál zcela nedetekovaný, jsou to intervaly zcela bez výchylky nebo s přílišným zarušením, že v nich detektor R vlny nedokáže rozpoznat.



Obr. 12 : Praktická ukázka vynechané/nesprávné detekce

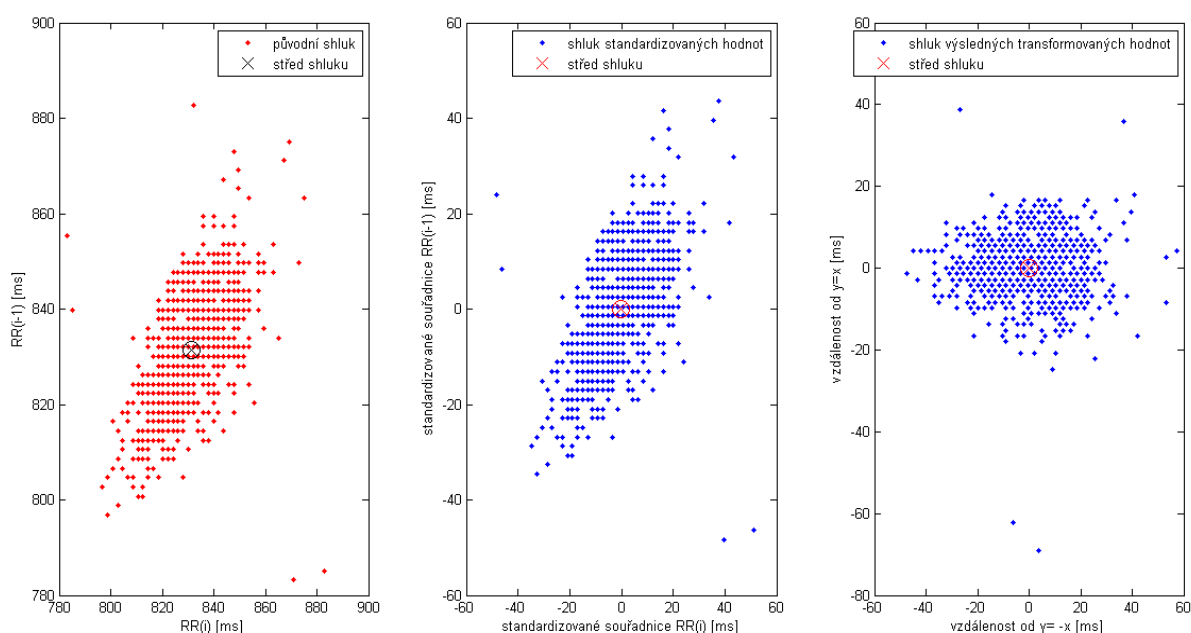


Obr. 13 : Skupina konkrétních ukázek vynechané detekce (nahore: počátek signálu, uprostřed: přibližně ve středu signálu, dole: u konce signálu)

8.2 Objektivní hodnocení (teoretický postup)

Pro objektivní zhodnocení výsledků je nutné stanovit parametry charakterizující analyzované signály konkrétním číslem vhodným pro srovnání. Těmito parametry jsou již výše zmíněné indexy S a C. Z hlediska popisu parametrů se nejedná o nijak přesně definovaný výpočet, jde spíše o indexy hodnotící rozptyl a variabilitu HRV trošku jiným způsobem. Základem je vytvoření shluku (detekce R vlny, sestavení Poincarého map), z kterého se pak určí odchylky $\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$ vyjadřující proměnlivost ve vzdálenosti bodů shluku od přímky $y = x$ a $y = -x$. Při hodnocení signálu HRV jsou také označovány jako dlouhodobá ($\sigma(-x)$) a krátkodobá variabilita ($\sigma(x)$), toto rozdělení bude možná vhodnou grafickou pomůckou pro lepší posouzení parametru S.

Základem je ale umět tuto vzdálenost od přímek zjistit. Abychom se tedy k výpočtu parametrů dostali, musíme přetransformovat souřadnice tak, aby střed shluku a směry největšího rozptylu kopírovaly počátek a souřadné osy kartézského systému souřadnic. K tomu slouží metody analýzy hlavních komponent (PCA). Výsledkem analýzy je pro nás shluk se středem v $[0,0]$ a orientací $\sigma(-x)$ a $\sigma(x)$ ve směru os x a y , přičemž hodnoty na x a y ose přímo korespondují se vzdáleností daného bodu od $y = -x$ a $y = x$ (Obr. 14 vpravo). Z těchto hodnot pak počítáme kýženou hodnoty $\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$ pro výpočet parametru S.



Obr. 14 Názorná ukázka transformace původních hodnot do hodnot vzdáleností od $y = -x$ a $y = x$ (na příkladu jednoho ze stadií signálu RALL_001 skórovaného jako 3, tedy 3. fáze NREM)

Samotná výpovědní hodnota parametrů spočívá v tom, že střed C se, co do intervalu hodnot, kterých nabývá, posouvá vzhledem k příslušnému stadiu a délce trvání RR intervalů. Posun směrem k vyšším hodnotám RR, tedy nižší tepové frekvenci charakterizuje ta nejhlubší spánková stadia (8.1) a variabilita hodnot RR intervalů poté také jistým způsobem zapříčiňuje proměnlivost hodnot parametru C . Při přechodu do lehčích spánkových stadií jsou tyto změny poté opačné. Vezmeme-li v potaz parametr S , dostaneme hodnotu, která vyjadřuje jakousi plochu vytvořenou shlukem s elipsoidní distribucí, poloosy elipsy jsou tvořeny krátkodobou a dlouhodobou variabilitou HRV, tedy směrodatnými odchylkami vzdáleností bodů od os $\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$. Hodnota parametru se zvětšuje v intervalech s větší variabilitou hodnot RR, čímž dochází k násobení většími čísly a plocha elipsy je pak větší. Vyšší hodnoty parametru pak tedy očekáváme ve stadiích 0,1 či REM, stejně tak proměnlivost parametru by měla být teoreticky v těchto oblastech vyšší.

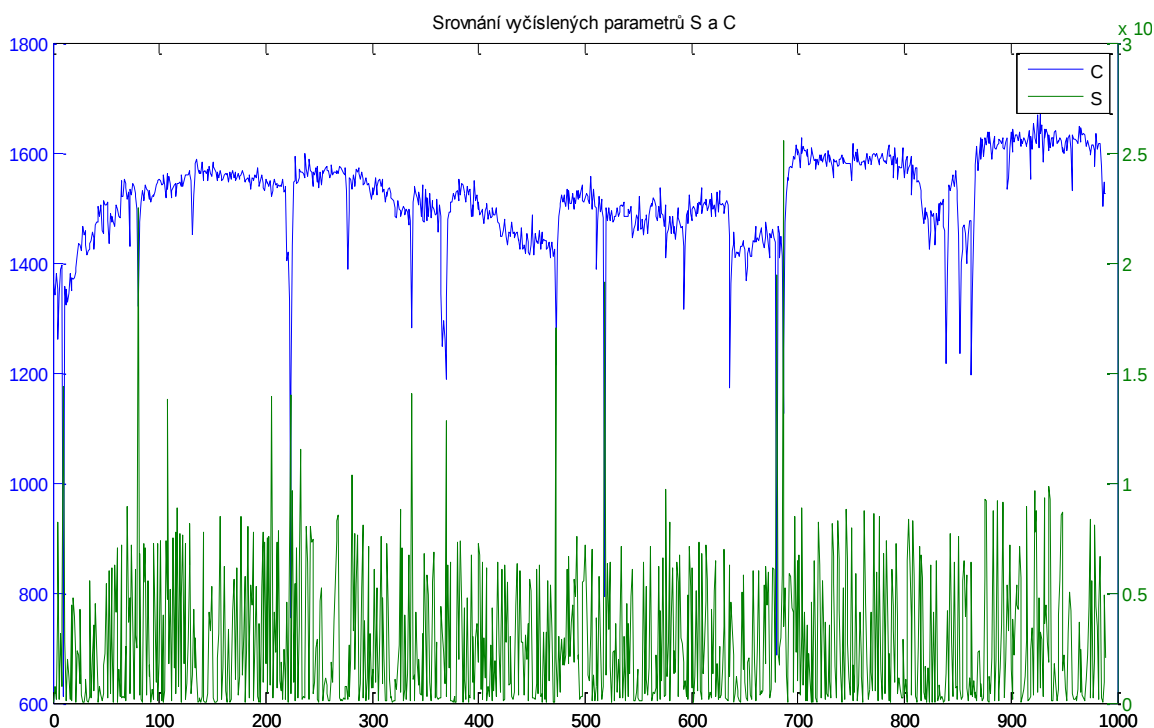
Oproti prvotní studii pomocí Poincarého map (8.1) zavádíme aproximaci délek vynechaných RR intervalů. V prvotní studii nám tato skutečnost nevadila, při výpočtu parametrů však tyto nečíselné hodnoty přináší potíže, abychom nemuseli algoritmy upravovat pro možnost počítání s nečíselnou hodnotou, aproximujeme raději délky vynechaných detekcí. Délka RR intervalu při nenormální délce (povětšinou způsobené vynechanou detekcí) je vypočtena jako průměr délky předchozího ($i-1$) a následujícího ($i+1$) intervalu. Tento výpočet nezavádí do posloupnosti žádné zkreslení, pouze interpoluje hodnotu jako mezikrok v přechodu z jedné hodnoty k druhé a nadruhou stranu nám zabezpečí bezproblémový výpočet parametrů S a C .

8.3 Objektivní hodnocení

(výsledky obecného hodnocení všech dodaných signálů)

Touto kapitolou se již dostáváme ke konečnému vyhodnocení studovaných signálů. Grafické výstupy hodnot parametrů srovnávané s hypnogramem jednotlivých signálů zahrnují poslední úpravy a aproximace, dále již provedeme pouze jejich vyhodnocení, objektivním hodnocením je zde myšleno vyčíslení parametrů, jejichž hodnota se tedy stává jakýmsi subjektivním hodnotícím prvkem.

V první části pouze ilustrujeme souvislost obou parametrů (Obr. 15). Tam, kde má parametr S extrémy s maximální hodnotou, má parametr C také výrazné extrémy ale s opačnou výchylnou, do minimálních hodnot. Z výpovědní hodnoty parametrů vyplývá, že čím nižší je hodnota C, tím menší střední hodnota RR intervalů odpovídá v příslušných Poincarého mapách, tedy středu shluku, čím nižší tepová frekvence, tím lehčí spánek obecně doprovázený větší variabilitou hodnot, tím větším rozptylem v obou směrech ve shluku, tím větší bude výsledná plocha elipsy reprezentovaná hodnotou parametru S.

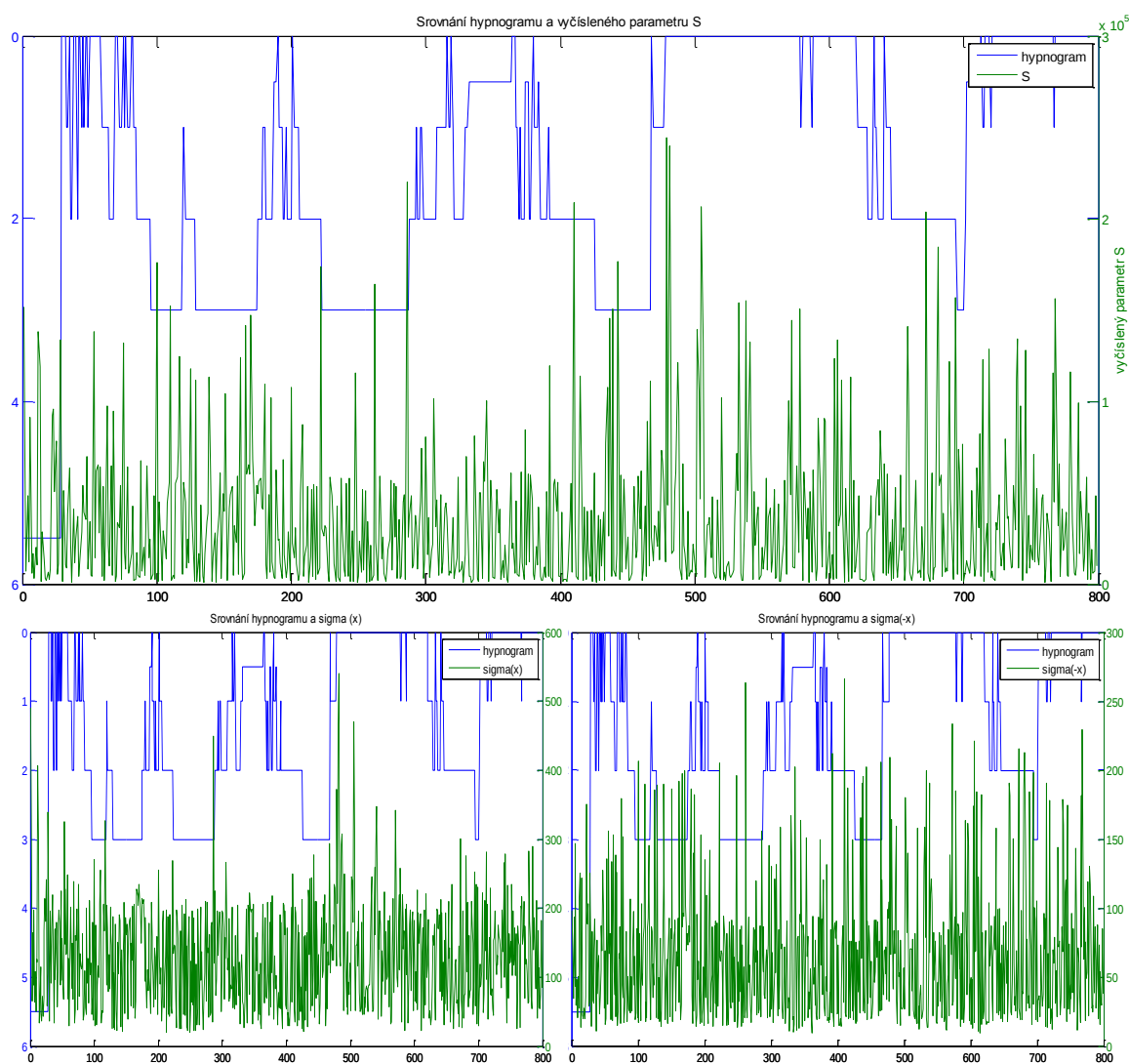


Obr. 15 Srovnání parametrů S a C v průběhu jedné spánkové studie pro signál RALL_023

Průkazná je také souvislost s původními Poincarého mapami, kde jsme brali ohled na pozici analyzovaného intervalu v rámci celého signálu, protože variabilita a průměrná hodnota intervalu se měnila, směrem ke konci spánkové studie obě hodnoty rostly. V tomto srovnání parametrů je viditelné, že průměrná hodnota C směrem ke konci studie taktéž narůstá, tedy koresponduje s dílčími předchozími výsledky, a to, že hodnota tepové

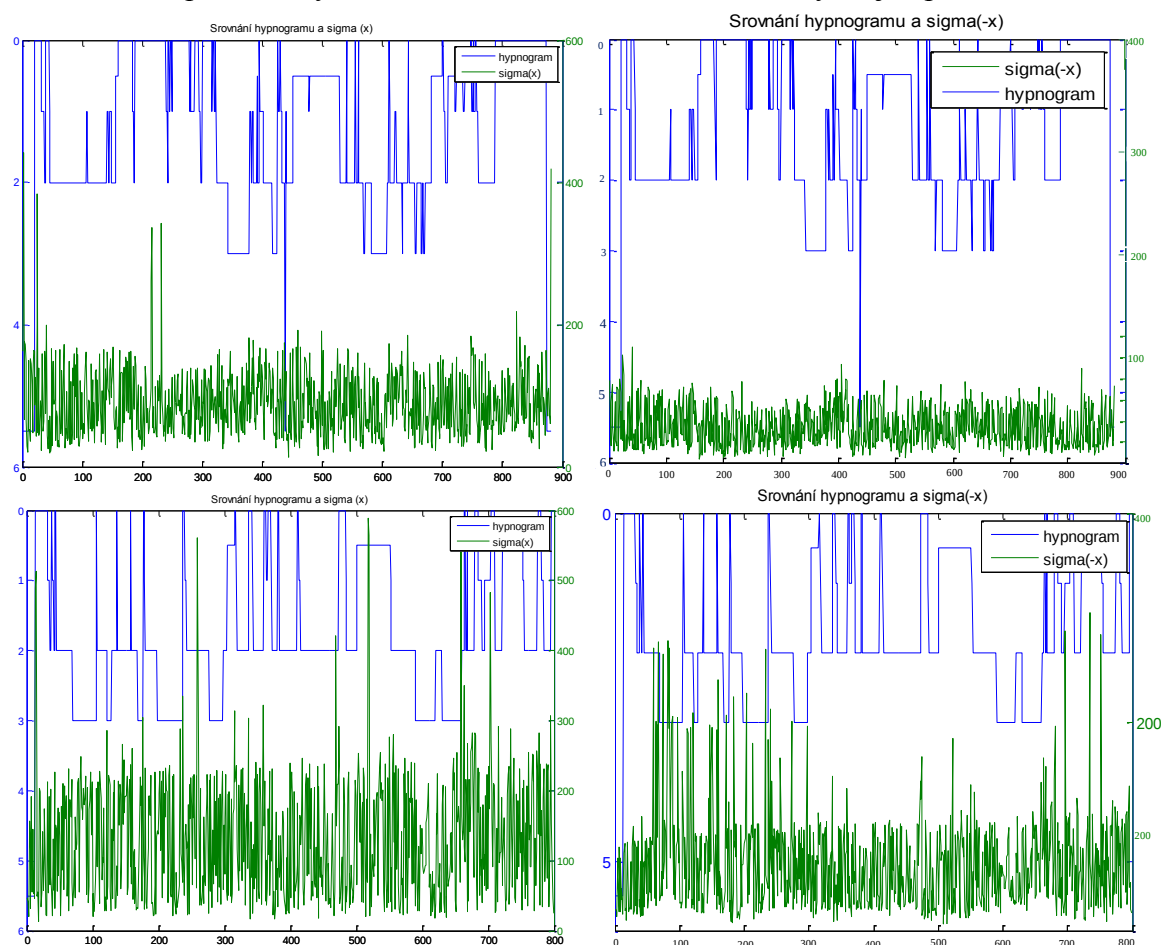
frekvence (nárůst délky RR a tedy i růst parametru C) se v průběhu spánkové studie snižuje směrem k blížícímu se konci spánku.

Jako další vyhodnotíme parametr S (Obr. 16). Stejně jako v provedené studii, z které tato práce čerpá [1], výsledné grafické zobrazení parametru S není nikterak průkazné. Extrémy značně narůstají na přechodech jednotlivých stadií, zejména při přechodu z hlubšího spánku k lehčímu, viditelná stabilizace na určitou rovnovážnou polohu, jako u parametru C se tu neobjevuje. Proto jsme ještě zkusili variantu zobrazení zvlášť krátkodobé a dlouhodobé variability, ta se ale ukázala také víceméně neúčinná, kromě poklesu extrémů hodnot, nedošlo k žádné změně v přehlednosti záznamu a fluktuace hodnot.



Obr. 16 Ukázka vyčísleného parametru S s rozložením na složky krátkodobé (vlevo) a dlouhodobé (vpravo) variability pro signál RALL_009

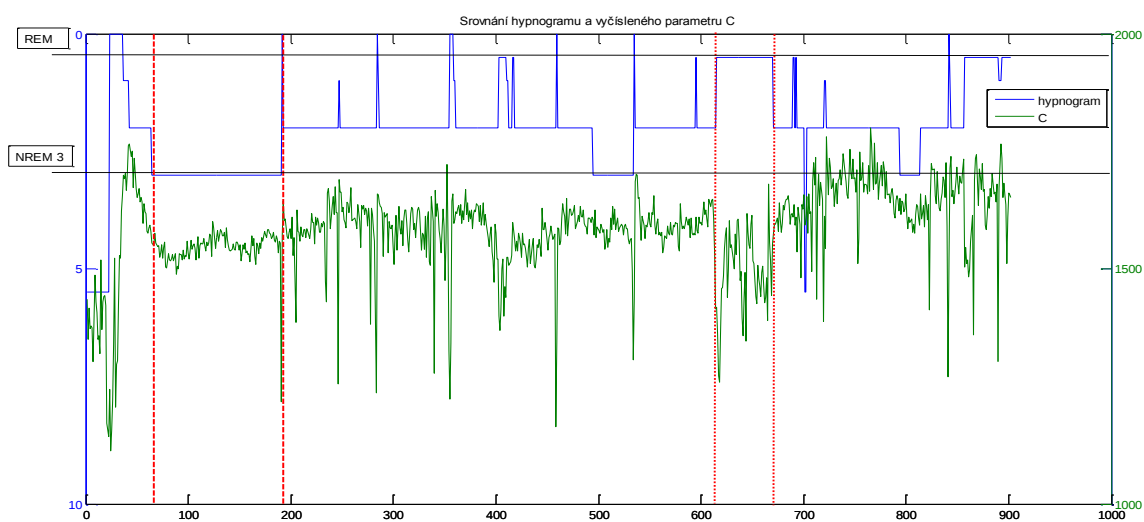
Našla se zde dvojice signálů (Obr. 17), na nichž jde alespoň trochu hodnotit chování variability parametru S. Signály s podobným průběhem hypnogramu jsou při rozložení na hodnoty $\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$ podobného charakteru, s menší amplitudou $\sigma(-x)$. Při srovnání amplitudy celých signálů je patrné, že i při podobném charakteru jsou jejich výchylky odlišné (zobrazení $\sigma(x)$ a $\sigma(-x)$ ve stejném měřítku). Jedinou informací z takových výsledků je pro nás charakter příslušného signálu co do obecných vlastností, krátkodobá variabilita je totiž ovlivňovaná sinusovou arytmií, více smysluplných závěrů však z těchto průběhů vyvodit nelze. Proto se budeme dále zabývat jen parametrem C.



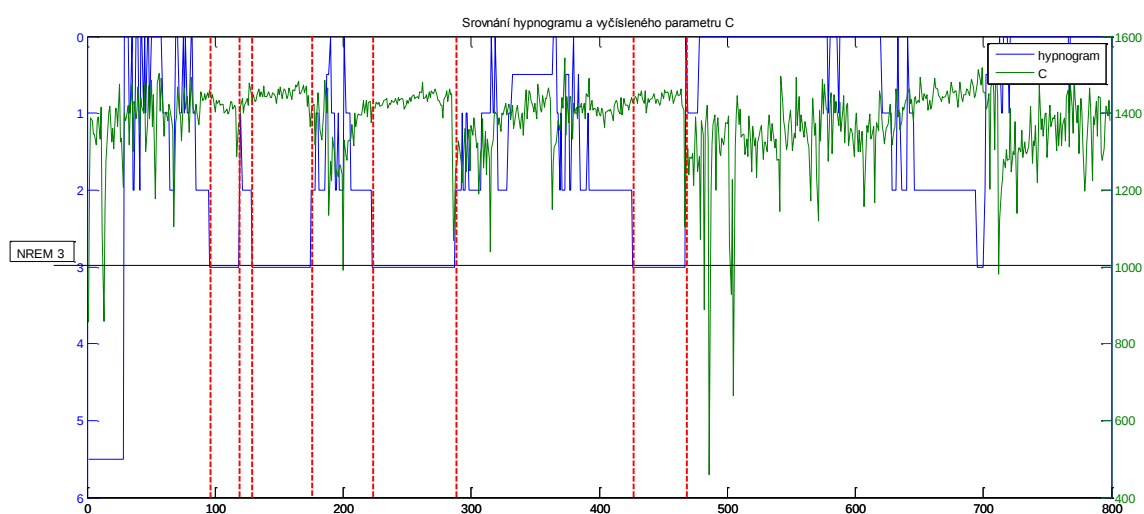
Obr. 17 Ukázka chování variability, jako složek hodnotícího parametru S pro signál RALL_019 (nahore) a RALL_020 (dole)

Hodnotící parametr C se ukázal graficky výpovědnější charakteristikou analyzovaného signálu. Jeho proměnlivost není natolik nepřehledná a odůvodněně kopíruje průběh hypnogramu signálu. I při opakovaných rychlých změnách hypnogramu se dá analyzovat. Změny parametru C jsou charakteristické pro několik průběhů spánkových studií, při přechodu do hlubších spánkových fází dochází ke snížení variability hodnot a stabilizaci parametru, při opačném přechodu je důsledkem zvýšení variability hodnot parametru s velkými výchylkami přímo na přechodu stadií. Souvislost je nejvíce patrná na stadiu hodnoceném jako 3, tedy 3. Fáze NREM spánku, kam řadíme i

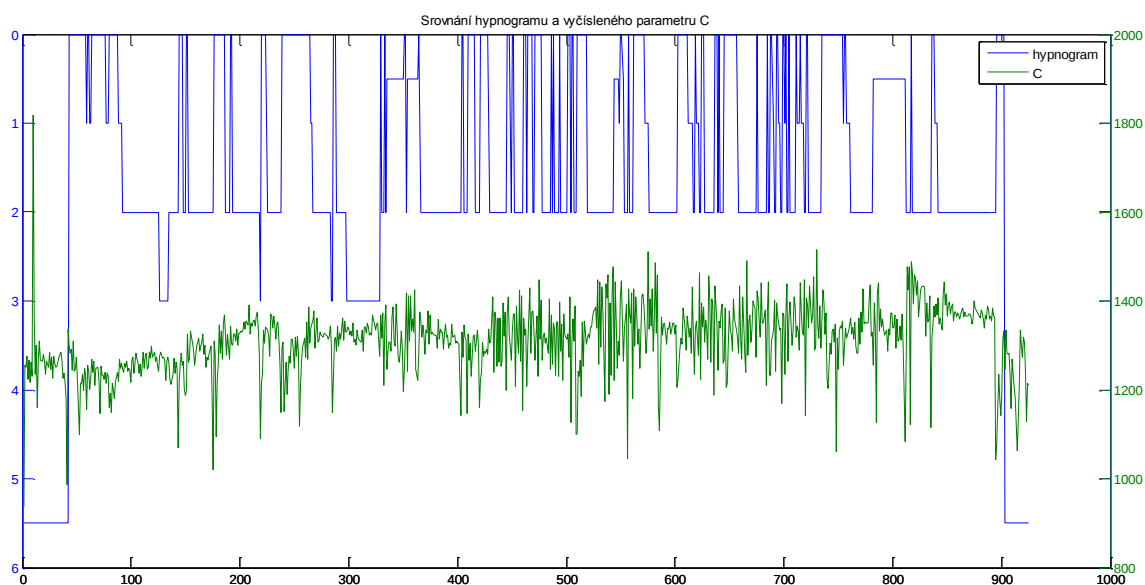
podle staršího hodnocení NREM4 (NREM3 a NREM4 se liší pouze v procentuálním zastoupení vln, které jej charakterizují, pro NREM3 je tato hranice 50% trvání stadia, pro NREM4 naopak více než 50% trvání stadia). Pro toto stadium je v průbězích dobře patrná stabilizace parametru na jedné určité hodnotě s malými oscilacemi kolem ní, která má počátek již v předešlém poklesu na fázi NREM 2. Dobře patrný rozdíl v chování signálu je i během REM spánkové fáze, zde naopak variabilita parametru narůstá na vyšší míru a stabilizace vůbec neprobíhá. Průběhy parametru se dají prokázat jak na signálech s dlouhým trváním všech stadií, tak ty s rychlejšími změnami hypnogramu, povětšinou totiž NREM 3 fáze trvá vždy delší dobu. Naopak nepříliš průkazné jsou výsledky pro signály s rychle se měnícím hypnogramem a to u všech stadií (včetně NREM 3). Tyto poznatky budeme prokazovat vybranými průběhy s popisem uvedeným níže.



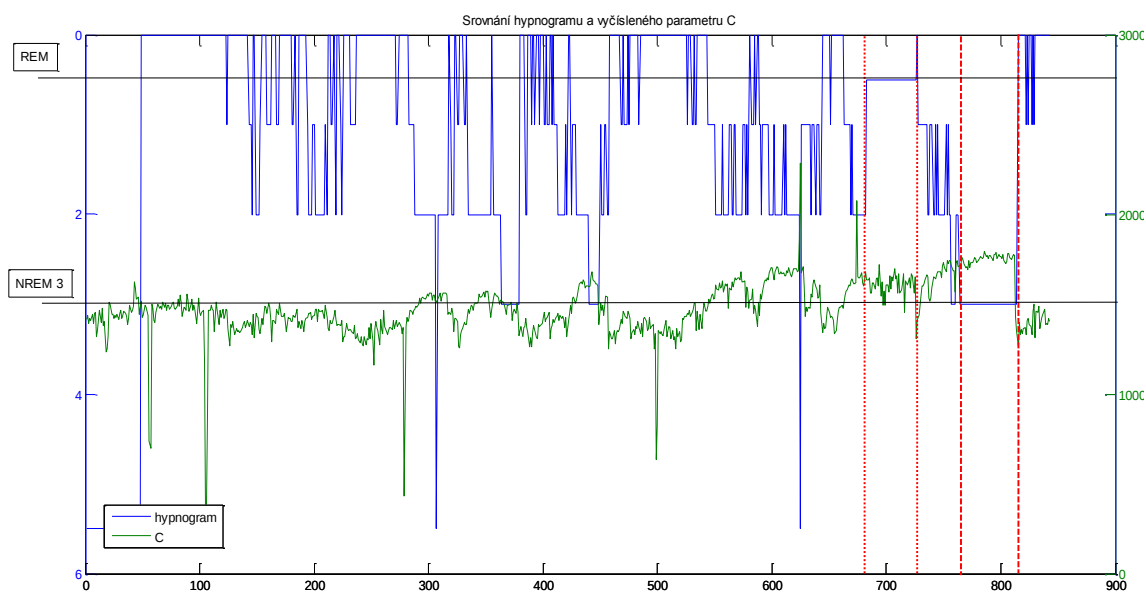
Obr. 18 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_012 s pomalu měnícím se hypnogramem (REM-tečkovaně, NREM3-čárkovaně)



Obr. 19 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_009 s většími změnami v hypnogramu, delší trvání NREM3 fází (NREM3 čárkovaně)



Obr. 21 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_018 s rychle měnícím se hypnogramem (povětšinou přeskok mezi stadiem 0-wake a 2- NREM 2)



Obr. 20 Ukázka průběhu parametru C pro signál RALL_015 s rychle měnícím se hypnogramem (změny povětšinou v rámci přeskočů o jedno stadium; REM-tečkované, NREM 3-čárkované)

Jednotlivé ukázkové průběhy parametru C shrnují možné výsledky analýzy signálů spánkových studií. Jako ukázkové jsme použily signály s hypnogramem s déletrvajícími stadii, signály, s rychlou proměnou hypnogramu ale ne ve všech stadiích, či signály proměnlivé v celém spektru stadií, které klasifikujeme. Proměnlivost hodnot hypnogramu má také různé způsoby, může jít o přechody v rámci plus minus jednoho stadia (0-1-0-1-0-1-2-1-2-1-0) nebo jde o přechody s opakující se posloupností hodnot hypnogramu (0-2-0-2-0-2-0-2). Pro zvýraznění jsou místa největšího zájmu v signálu

barevně vyznačena. Čárkované linie používáme pro stadia NREM 3 a tečkované linie naopak pro REM spánek. Vybraná jsou tato dvě stadia, protože na nich je viditelný rozdíl v průbězích oproti zbylé části signálu největší.

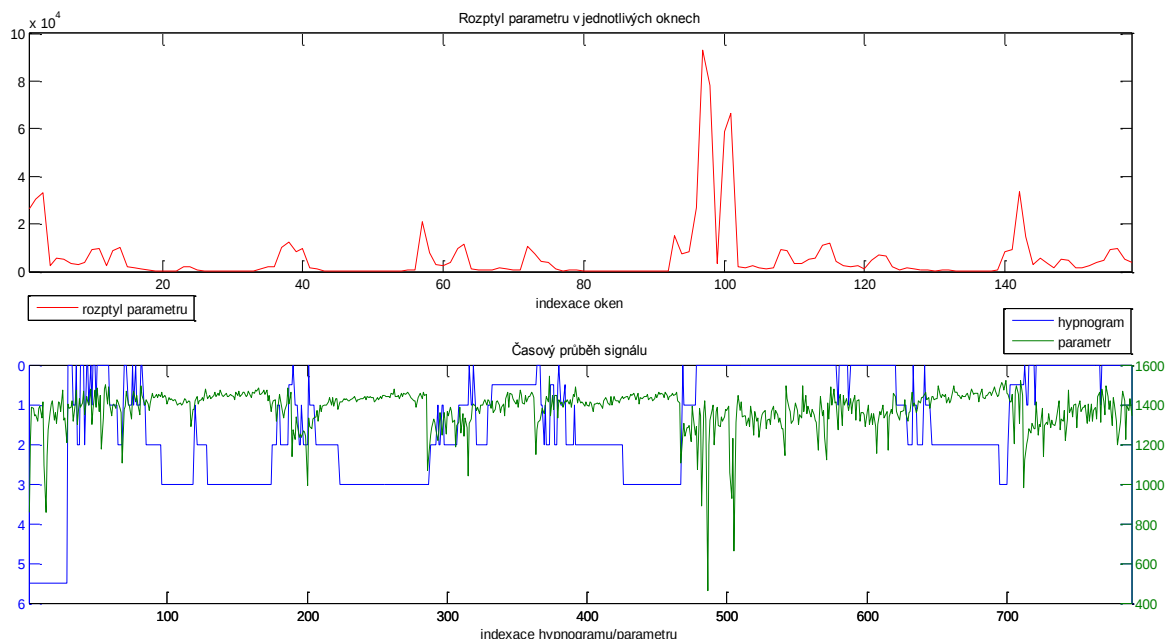
Vezmeme-li popis popořadě, pak Obr. 18 charakterizuje signál s malou proměnlivostí hypnogramu, stadia jsou déletrvající, změny průběhu parametru C v nich tak dobře patrné, dochází ke stabilizaci jeho hodnot. V porovnání se zbylou částí signálu je průběh parametru ve stadiu NREM 3 od něj dobře odlišitelný. REM fáze spánku je v porovnání s NREM 3 zcela odlišného charakteru s velkou variabilitou hodnot, co do charakteru signálu je ovšem od okolního průběhu hůře rozeznatelný, podobný průběh se vyskytuje v signálu vícekrát, možnost odlišení by byla ale jeho nízkou amplitudou v porovnání s jinými stadii, což reprezentuje pokles amplitudy parametru C a tedy posun ke kratším délkám RR a tím i vyšší tepové frekvenci. Všechny tyto poznatky souhlasí s již provedeným vyhodnocením (8.1).

Obr. 19 reprezentuje signál s celkem proměnlivým hypnogramem, v němž se ale pravidelně vyskytují úseky déletrvající stadia NREM 3. V tomto průběhu je rozdíl v proměnlivosti parametru C v porovnání s okolím značně patrný, pouhým okem je zde viditelná stabilizace a oscilace parametru kolem rovnovážné polohy, zbylý průběh má zcela jiný charakter.

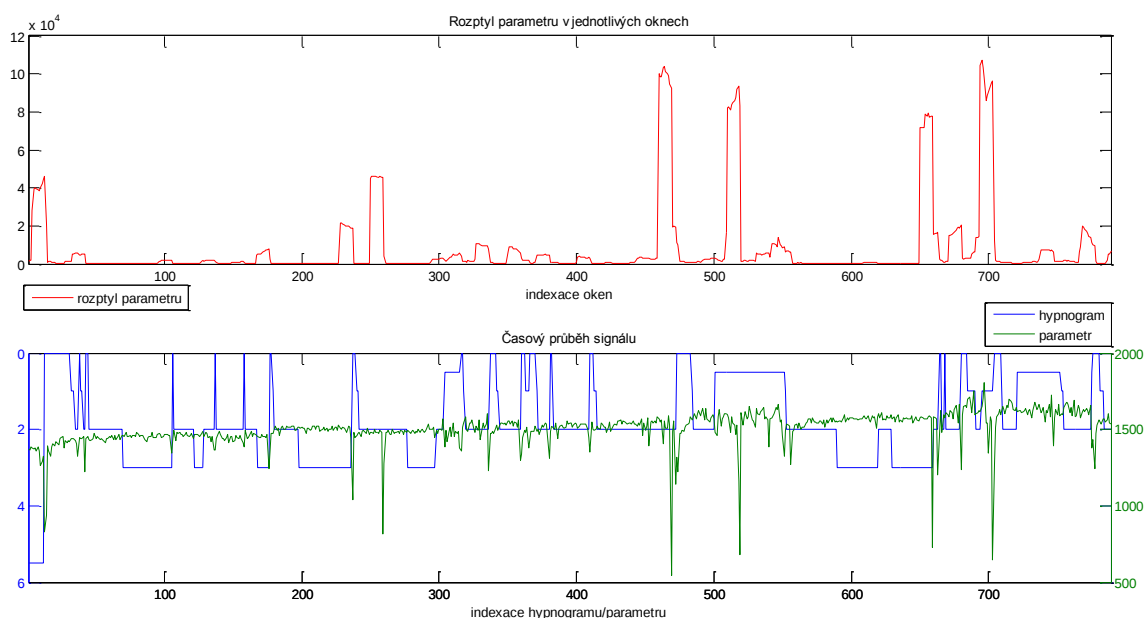
Obr. 21 zobrazuje hypnogram s rychle se měnící hodnotou, která ale přeskakuje ve smyslu posloupnosti (0-2-0-2-0-2) a to celkem pravidelně. Jednou jde tedy o náhlý přechod z hlubšího spánku k probuzení, podruhé naopak z probuzení ihned k hlubšímu spánku. Tyto změny způsobí, že změny parametru C jsou dosti chaotické a ne zcela popsitelné co do souvislosti s hodnotami hypnogramu. Dalo by se tedy říct, že tento typ průběhů se pro posuzování pomocí parametru C zcela nehodí.

Nicméně na Obr. 20 je dokázáno, že i rychle měnící se signál může mít průběh parametru C popsitelný. V tomto případě se ale změny v hypnogramu konají v rozdílu jednoho stadia (0/1; 1/2) a tak je výsledný signál odlišný. Rychlé změny protentokrát nepůsobí až tak extrémní výchyly. Stadium NREM 3 je stále v signálu dobře rozpoznatelné.

Pro objektivnější hodnocení průběhů parametrů (ne pouze vizuálně z vytvořených průběhů hodnot) byla nakonec provedena analýza prostřednictvím plovoucího okna pohybujícím se po signálu s definovaným překryvem, v němž se vyhodnocuje rozptyl daného parametru. Výsledná grafická srovnání lépe interpretují předem popsané vlastnosti co do variability a stabilizace parametru. Výsledky provedené analýzy jsou včetně hodnot délek oken a překryvů ukázány na několika průbězích parametru C (viz níže) hodnota posunu vyjadřuje procentuální překryv po sobě jdoucích oken.



Obr. 22 Ukázka vývoje rozptylu v plovoucím okně pro signál RALL_009 s vyhodnoceným parametrem C (delka_okna=10; posun=50)



Obr. 23 Ukázka vývoje rozptylu v plovoucím okně pro signál RALL_020 s vyhodnoceným parametrem C (delka_okna=10; posun=10)

Z výše uvedených ukázek vyplývá fakt, že pokles na spánkové stádium NREM 3 koresponduje s téměř nulovou hodnotou rozptylu parametru C. Pokud se před stádiem nachází „náběhová“ fáze NREM 2, již zde dochází k poklesu rozptylu (Obr. 22, Obr. 23). Délka okna a hodnota posunu budou mít na analýzu také vliv, v krátkých oknech se nestačí zachytit některé změny parametrů v příliš dlouhých se tyto změny naopak ztratí. Čím bude větší hodnota posunu, tím hustěji bude signál analyzován, dojdeme tak ve výsledku k lepšímu časovému rozlišení hodnot rozptylu, dle charakteru signálu tedy budeme volit parametry pro výpočet rozptylu v plovoucím okně.

9 UŽIVATELSKÝ POPIS

Tato kapitola si klade za cíl seznámit uživatele se souborem funkcí pro výpočet hodnotících parametrů C a S. Formou přílohy v podobě kompaktního disku jsou funkce přiloženy k vyhotovené práci. Disk obsahuje dvě složky, jedna s názvem *PSG signály*, jde o signály, které byly hodnoceny. Původní dodané signály (celkem asi 20 GB) měly formu 10x24 velké buňkové struktury, která obsahovala kromě EKG signálu ze třech končetinových svodů (RALL, LALL, RALA) také hypnogram pro skórování signálu, záznam dechové aktivity (abdominální pás), elektrookulogram, elektroencefalogram a další součásti polysomnografického signálu. Pro nás potřebné, proto přiložené, jsou pouze EKG signály a hypnogram. Druhou složkou je složka *funkce*, v níž jsou uloženy všechny funkce potřebné pro zpracování signálů a dosažení kýžených výsledků.

Dále se v textu budeme zabývat každou funkcí zvlášť:

[WAKE,N1,N2,N3,REM,UNDEF] = pocitackaSTADII(sek)

Pro získání přehledu o signálu, s kterým pracujeme, je tu tato funkce. Vkládanou sekvencí je hypnogram daného signálu, výstupem funkce jsou potom buňky odpovídající trvání daného stadia v průběhu celé PSG studie. Při spuštění se také zobrazí histogram četnosti jednotlivých stadií a graf hypnogramu, který slouží pro získání přehledu o tom, v které části bylo jaké stadium, jak rychle docházelo ke změnám stadií, či kolikrát, se člověk během noci probudil.

Př. [WAKE,N1,N2,N3,REM,UNDEF] = pocitackaSTADII(hypno_022)

Pozn.: Proměnou *sek* je třeba předem načíst pomocí *load*.

[RRintervaly] = jendetekce_fce_jedensvod(sek,fvz,scoring_mat,zacatek,konec)

Prvotním předpokladem pro spojování HRV a spánkových stadií je zdetekovaný signál EKG, tato funkce slouží pro ukázkou samotné jednosvodové detekce. Vstup tvoří analyzovaný EKG signál (*sek*), hypnogram (*scoring_mat*), údaj o vzorkovací frekvenci (*fvz*) a hodnoty začátku a konce detekce korespondující s počtem skórovaných 30s intervalů. Výstupem je pouze posloupnost RR intervalu, hodnota udává délku trvání i-tého intervalu.

Př. [RRintervaly] = jendetekce_fce_jedensvod(RALL_022,512,hypno_022,100,150)

Pozn.: Proměnou *sek* a *scoring_mat* je třeba předem načíst pomocí *load*.

***[prumer, pocet_vynechanych,RRintervaly]=
detekce_fce_jedensvod(sek,fvz,scoring_mat,zacatek,konec)***

Princip funkce je shodný s předešlou (jendetekce_fce_jedensvod) navíc se však před výstupem provede prvotní analýza vypovídající o proměnlivosti hodnot v rámci detekovaného signálu (pocet_vynechanych) a o hodnotě odpovídající středu shluku ve výseldných Poincarého mapách (prumer).

Př.[prumer,pocet_vynechanych,RRintervaly]=detekce_fce_jedensvod(RALL_009,512, hypno_009,400,500)

Pozn.: Proměnou *sek* a *scoring_mat* je třeba předem načíst pomocí *load*.

[prumer,pocet_vynechanych]=detekce_fce_vicesvodu(sek,fvz,scoring_mat,zacatek,konec,pocet_svodu,zobrazovany_svod)

Princip funkce opět shodný (detekce_fce_1svod) ovšem navíc je tu možnost vícebodové detekce. V tomto případě je nutné vkládanou sekvenci mít ve tvaru buňkového pole obsahujícího více než dvě buňky různými signály EKG. Je zde nutné tedy navíc uvést číselně počet svodů a pořadí toho, který chceme zobrazit. Rozdíl v algoritmu detekce je ten, že se na závěr provede shluková analýza, která jako globální pozici detekovaného kmitu R určí pouze tu pozici vyskytující se ve většině svodů. V opačném případě se o detekci nejedná.

Př. [prumer,pocet]=detekce_fce_vicesvodu(sek_009,512,hypno_009,100,200,2,1)

Pozn.: Proměnou *sek* a *scoring_mat* je třeba předem načíst pomocí *load* a *sek_009* se vytvoří spojením RALL_009 a RALA_009 do buňkového pole

Poinc_vykresleni(stadium1,stadium2)

Poinc_vykresleni vrací jako výsledek graf ve formě Poincarého mapy. V závislosti jsou zde vykreslovány intervaly dvou vložených sekvencí. Jako vstup funkci slouží .mat soubory délky RR intervalů dvou stádií, které předem získáme jako výstupy fce *jendetekce_fce_jedensvod*. Po vykreslení je nutné změnit názvy v legendě. Načítání souborů probíhá předem z uložených .mat souborů s názvy příslušných stádií pomocí funkce *load*.

Př. Poinc_vykresleni(score31,score5)

Pozn.: Proměnou *stadium1* a *stadium2* je třeba předem načíst pomocí *load*.

[S,C] = S_C_fce_1interval(sek)

Tato funkce zobrazuje konečné výsledky této analýzy. Po vložení signálu, kterým je v tomto případě pouze jeden interval získaný již předem detekcí pomocí některé z funkcí (RRintervals). Výsledkem jsou dvě hodnoty odpovídající hodnotám vyčíslovaných parametrů S a C včetně grafického zobrazení zobrazované části signálu.

Př. [S,C]=S_C_fce_1interval(score31)

Pozn.: Proměnou *sek* je třeba předem načíst pomocí *load*.

[S,C] = S_C_fce_viceintervalu(sek,scoring_mat,fvz,zacatek,konec)

Povaha výsledků stejná jako ve funkci S_C_1interval, algoritmus však jiný. Jde o to, že vkládáme signál délky přesahující třicetisekundový interval trvání. Tento signál k-krát ($k=konec-zacatek$) detekuje R vlnu v příslušném intervalu a následně v něm počítá hodnotu parametrů S a C. V každém kroku pak navyšuje počet prvku v maticích S a C, které jsou poté výsledkem o k hodnotách příslušných parametrů.

Př. [S,C]=S_C_fce_viceintervalu(RALL_009,hypno_009,512,400,450)

Pozn.: Proměnou *sek* a *scoring_mat* je třeba předem načíst pomocí *load*.

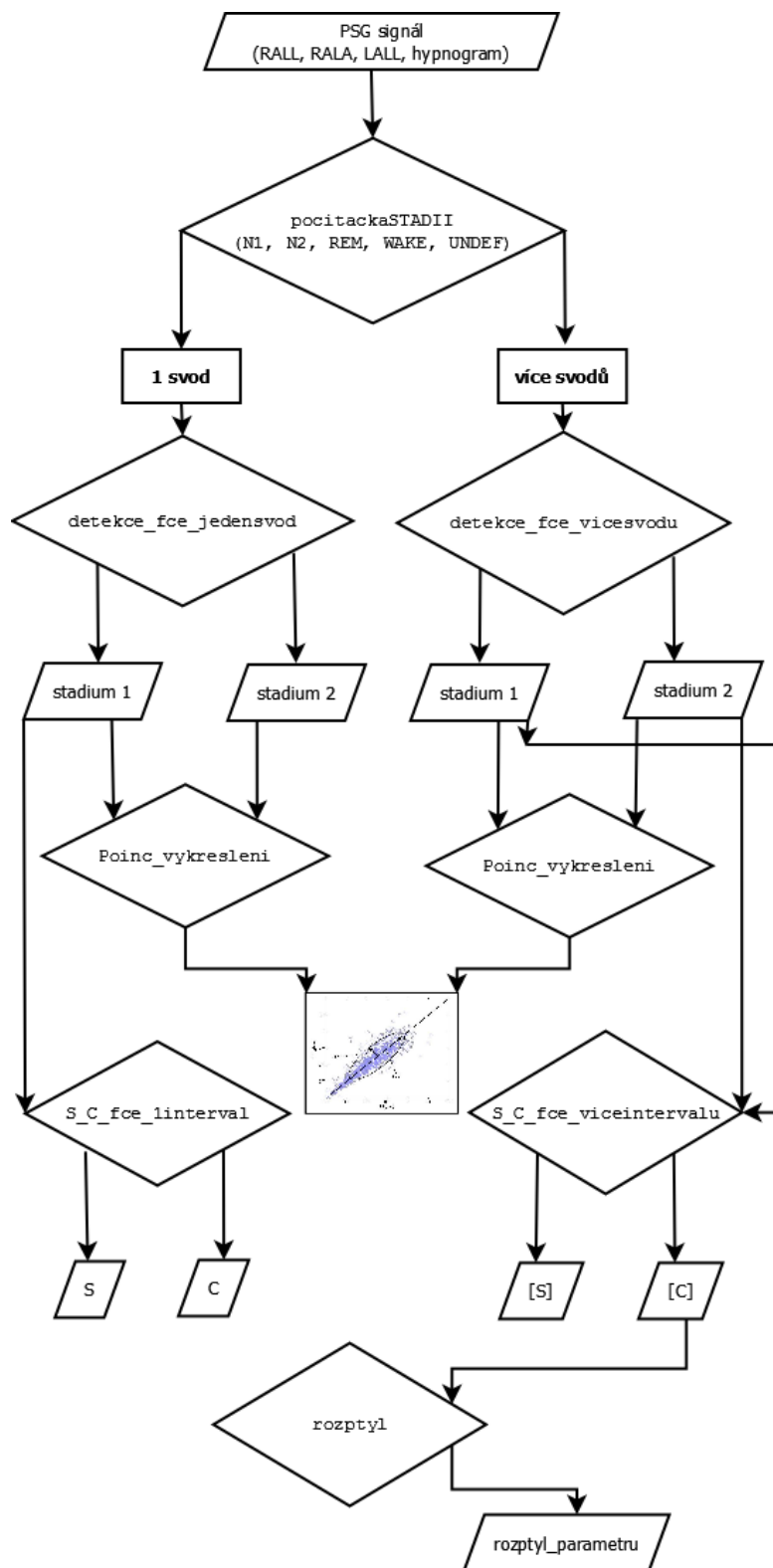
rozptyl_parametru = rozptyl(delka_okna, posun,parametr,scoring_mat,zacatek,konec)

Rozptyl je funkcí graficky interpretující proměnlivost zkoumaného parametru. Po signálu se posouvá plovoucí okno, v němž se vyhodnocuje rozptyl obsažených vzorků, těmi jsou hodnoty parametru (S nebo C) vyčíslené pro třicetisekundové intervaly analyzovaného signálu. Posun okna je potom vyjádřen procentuálním překrytím po sobě jdoucích oken, 50 tedy znamená, že se okna z 50% překrývají (pro délku okna 10 intervalů je překryv délky 5 intervalů) Výstupem funkce je zobrazení srovnávající vyčíslený parametr s hypnogramem v jednom grafu a vyčíslený rozptyl tohoto parametru v grafu druhém.

Př. rozptyl_parametru = rozptyl(10,50,C,hypno_009,1,800)

Pozn.: Proměnou *parametr* a *scoring_mat* je třeba předem načíst pomocí *load*.

Následující diagram shrnuje algoritmus použití jednotlivých funkcí (Obr. 24):



Obr. 24 Shrnutí užití jednotlivých funkcí formou vývojového diagramu

10 ZÁVĚR

Tématem mojí semestrální a této navazující bakalářské práce je užití variability srdečního rytmu jakožto signálu pro hodnocení spánkových stadií. V první fázi je nutné seznámit se s dodaným signálem. Teoretická část k tomuto tématu sestává ze shrnutí možností hodnocení signálů HRV a to jak v časové tak frekvenční oblasti s užitím lineárních i nelineárních metod analýzy.

Dalším krokem byl pokus o reprezentaci dat pomocí Poincarého map, k tomuto účelu byl pro předzpracování dat k získání Poincarého map použit detektor QRS dostupný z fakulty ÚBMI (autor: Ing. Martin Chrobák). Cílem snažení bylo získat Poincarého mapy se srovnáním jednotlivých stadií spánku. Vyhodnocení středů shluků a odchylek hodnot od nich jsem zhodnotila pouze z hlediska vizuálního. Závěry z této části však prokázaly, že k jistým změnám dochází. Posuv středu shluku Poincarého map souvisí s průměrnou délkou RR intervalu a tím i mění se tepovou frekvencí, ta se mění nepravidelně vzhledem k probíhajícímu stadiu spánku, pro REM fázi se zvyšuje, pro NREM naopak snižuje, ale změny také probíhají konstantě v celém průběhu studie, s blížím se koncem spánku se průměrná hodnota frekvence zvyšuje, stejně tak jako variabilita hodnot v jednotlivých stadiích.

Hlavní cíl práce je hledat a najít mezi jednotlivými částmi signálu HRV a EKG souvislosti nebo naopak odlišnosti. Prvotní podmínkou pro jakékoliv hodnocení je vhodná úprava dat. Z vytvořených Poincarého map a shluků dat jsem tedy z původního zobrazení vytvořila pomocí metody PCA normalizovaná zobrazení hodnot se středy shluků v počátku soustavy souřadnic a s ostatními body rozptýlenými kolem os kartézského souřadného systému, tedy osy x a osy y. Z takto upravených dat se jednoduše vypočítal parametr S, který v sobě skrývá směrodatné odchylky hodnot od os $y=x$ ($\sigma(x)$ =krátkodobá variabilita) a $y=-x$ ($\sigma(-x)$ =dlouhodobá variabilita), z jejichž hodnot se vypočítala plocha elipsoidního útvaru tvořeného souborem RR intervalů. Z původních nenormalizovaných dat byl získán parametr C, jakožto vzdálenost středu shluku od počátku souřadného systému. Výsledné průběhy parametrů byly porovnány s hypnogramy dodaných signálů a byly v nich hledány souvislosti vedoucí k odlišení jednotlivých spánkových stadií.

Parametr S byl při grafickém zobrazení i po rozložení do samostatných směrodatných odchylek nesrozumitelný, jeho průběh nebylo možné dostatečně analyzovat, proto jsem se dále zabývala pouze parametrem C. Dílčího úspěchu bylo dosaženo při hodnocení tohoto parametru v souvislosti s některými stadii. Průkazné rozdíly charakteru signálu v oblasti NREM 3 fáze spánku ve všech ukázkových signálech dokazují jeho odlišnost. Charakter průběhu parametru C byl stále stejný i při různých

charakterech hypnogramu hodnoceného signálu. Vždy měl průběh parametru jasně danou stabilizovanou hodnotu, kolem které se v průběhu trvání stadia měnil. Hodnocení těchto odchylek se však nedalo použít na signály s rychlými změnami všech stadií.

Z dodaného souboru polysomnografických dat jsem analýzu prováděla na těch signálech, které bylo možné detekovat v celé délce, nebo alespoň její většině, aby grafický výstup měl nějaký význam. Takovýchto signálů bylo celkem osm, na sedmi z nich se podařilo vizuálně prokázat souvislost stadia NREM 3 a hypnogramu signálu a ke čtyřem z nich jsou v práci uvedené ukázky průběhu. Jedním zbylým signálem byla studie s rychle měnícím se hypnogramem (signál označený jako RALL_018), u něj nebyla tato souvislost dostatečně viditelná.

Celá práce vychází z publikovaného článku zabývajícího se signálem HRV pro posouzení spánkových stadií. Výsledky v mém provedení se výsledkům studie dosti přiblížily, průběhy a amplitudy parametrů byly ve stejných řádech a po úpravě zobrazení hypnogramů s převrácenou osou y jsme dostali i stejné srovnání pro určení přechodu mezi jednotlivými stadii (hluboký a lehký spánek). Charakter změn parametrů byl také shodný. V této práci se mi podařilo prokázat souvislost získaných průběhů parametrů a hypnogramu původního signálu, ovšem jen na jednom ze skórovaných stadií, konkrétně tedy stadiu NREM 3, budeme tedy mluvit o dílčím úspěchu, výstupem práce není (a ani nemělo být) skórování signálu, ale pouze objektivní posouzení proměnlivosti HRV při měnícím se hypnogramu. Charakteristické jsou tedy hlavně změny při nástupu stadia NREM 3.

Pro splnění zadání bakalářské práce by byly předešlé kroky dostačující, pro objektivnější hodnocení průběhů parametrů (ne pouze z jejich číselných hodnot) byla však provedena ještě další analýza a to prostřednictvím plovoucího okna pohybujícího se po signálu s definovaným překryvem, v němž se vyhodnocuje rozptyl, který poskytne lepší srovnání průběhů parametrů s hypnogramem. Průběh rozptylu ve srovnání s vyhodnoceným parametrem je předveden na ukázkových signálech.

Pro odevzdání této práce je nutné dodat také vstupní data funkcí, pro velký objem signálů (každý analyzovaný signál má velikost minimálně 40MB, celkově tak jde pro zanalyzované signály zhruba o 300MB dat) získaných polysomnografickými studiemi, jsou tyto signály k dispozici pouze na přiloženém datovém médiu, nikoliv v informačním systému fakulty.

11 LITERATURA

- [1] TSUBOI, Kosuke, Akihiro DEGUCHI and Hiroshi HAGIWARA. Relationship between heart rate variability using Lorenz plot and sleep level. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*. 2010, č. 32, s. 5294–5297.
- [2] SLEEP COMPUTING COMMITTEE of the Japanese Society of Sleep Research Society (collective of authors). Proposed supplements and amendments to „A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects“, the Rechtschaffen&Kales (1968) standard. *Psychiatry and Clinical Neurosciences*. 2001, č. 55, s. 305-310.
- [3] TASK FORCE of the European Society of Cardiology and the North Society of Pacing and Electrophysiology (collective of authors). Standards of heart rate variability. *European Heart Journal*. 1996, č. 17, s. 354-381. ISSN 1210-9940.
- [4] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia*. 2. přeprac. Praha: ISV nakladatelství, 2008. ISBN 80-86642-47-X.
- [5] YANG, Albert C.-C., *Poincarého Plots: A Mini-Review*. [přednáška] Taipei: Veterans General Hospital, 2006.
- [6] HAMAN, Petr. *Výukový web : základy EKG* [online]. [cit. 2.1.2014]. Dostupné na: <http://www.ekg.kvalitne.cz/tvorba.htm#Supraventrikul%C3%A1rn%C3%AD%20extrasystoly>
- [7] MELOUN, M. *Odhalení skryté struktury a vnitřních vazeb dat metodami vícerozměrné statistické analýzy*. Pardubice: Univerzita Pardubice, Katedra analytické chemie, 2011.
- [8] SMITH, L. *A tutorial on Principal Components Analysis*. Otago: University of Otago, Department of Computer Science, New Zealand, 2002 .
- [9] MELOUN, M. *Počítačová analýza vícerozměrných dat v oborech přírodních , technických a společenských věd*. [přednáška]. Pardubice: Univerzita Pardubice, 2011.
- [10] KOZUMPLÍK, J. *Umělá inteligence v medicíně: Hlavní komponenty*. [přednáška]. Brno: VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013.
- [11] HUDECOVÁ, Š. *Mnohorozměrná statistika*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Matematicko-fyzikální fakulta, 2012.

- [12] LITTNEROVÁ, Simona. *Mnohorozměrné statistické metody v hodnocení interakcí biologických společenstev a prostředí*. Brno, 2008. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta přírodovědecká, Výzkumné centrum pro chemii životního prostředí a ekotoxikologii, Institut biostatistiky a analýz.
- [13] PAN, J. a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 1985, č. 3, s. 230-236.
- [14] SINGH, S. a N. GANDHI. Pattern analysis of different ECG signal using Pan-Tompkin's algorithm. *International Journal on Computer Science and Engineering*. 2010, r. 2, č. 7, s. 2502-2505.
- [15] NEVŠÍMALOVÁ, Soňa and Karel ŠOŇKA. *Poruchy spánku a bdění*. Praha: MAXDORF, 1997. ISBN 80-85800-37-3.
- [16] ELSENBRUCH, S., M. J. HARNISH a W. C. ORR. Heart rate variability during waking and sleep in healthy males and females. *Sleep* [online]. 1999, vol. 22, no. 8, s. 1067–71. ISBN 0161-8105 Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10617167>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

σ	sigma
.emf	enhanced metafile; komprimovaný formát obrázků z MATLABU pro vkládání do jiných dokumentů (př. Microsoft Word)
ANS	autonomní nervový systém
apod.	a podobně
AR	autoregresní model
EEG	elektroencefalogram; snímá elektrickou aktivitu mozku
EKG	elektrokardiogram; snímá elektrickou aktivitu srdce
FFT	Fast Fourier Transformation; rychlá Fourierova transformace užívaná pro převod signálu do frekvenční oblasti
FIR	final impulse response; označení filtrů s konečnou impulsní charakteristikou
HRV	heart rate variability; variabilita srdečního rytmu
Hz	hertz; základní jednotka frekvence
IIR	infinite impulse response; označení filtrů s nekonečnou impulsní charakteristikou
K-komplex	grafoelement vyskytující se v signálu EEG, jeho přítomnost/nepřítomnost je užívaná pro odhodnocení skórovaného stadia
KES	komorové extrasystoly
ms	milisekunda (jednotka času)
NN	normal-to-normal interval, vzdálenost (časová/ve vzorcích) dvou sousedních R vln, jimž předchází P vlna, jedná se tedy o sinusový rytmus
NN50	množství diferencí mezi po sobě jdoucími NN intervaly větší než 50 ms

pNN50	NN50 vyděleno celkovým počtem NN intervalů
PCA	Principal Component Analysis; analýza hlavních komponent
PSD	Power Spectral Density; spektrální výkonová hustota
PSG	polysomnografie; simultánní záznam několika funkcí organismu prováděný ve spánku
QRS	komplex tří kmitů v signálu EKG
R vlna	jedna ze základních komponent EKG signálu
RMSSD	index vycházející ze stanovení diferencí NN intervalů
s	sekunda (jednotka času)
SDANN	standardní směrodatná odchylka průměru NN intervalů
SDNN	standardní směrodatná odchylka NN intervalů
TINN	trojúhelníková interpolace histogramu NN intervalů
ÚBMI VUT	Ústav biomedicínského inženýrství fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií vysokého učení technického v Brně