

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



Vojtěch Kumpošt

Využití cyklických alternujících vzorců při analýze PSG záznamů

Katedra řídicí techniky

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

Studijní program: Kybernetika a robotika

Studijní obor: Systémy a řízení

Praha 2016

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra řídicí techniky

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: **Vojtěch Kumpošt**

Studijní program: Kybernetika a robotika
Obor: Systémy a řízení

Název tématu: **Využití cyklických alternujících vzorců při analýze PSG záznamů**

Pokyny pro vypracování:

1. Vypracujte rešerši na téma využití CAP (Cyclic Alternating Patterns) při diagnostice spánkových poruch.
2. Stáhněte si PSG data a expertní ohodnocení z následující databáze: PhysioNet - The CAP Sleep Database, <http://physionet.org/pn6/capslpdb/>
3. Vytvořte sadu parametrů vhodných pro identifikaci spánkových poruch. Zaměřte se především na parametry odvozené z CAP značek a z grafů spánkových fází.
4. Navrhněte metodologii umožňující nalézt nejsignifikantnější parametry.
5. Validujte navržené řešení nad klinickými PSG záznamy.

Seznam odborné literatury:

- [1] MG Terzano, D Mancia, MR Salati, G Costani, A Decembrino, L Parrino. The cyclic alternating pattern as a physiologic component of normal NREM sleep. *Sleep* 1985;8(2):137-145
- [2] L Parrino, R Ferri, O Bruni, M. G. Terzano. Cyclic alternating pattern (CAP): The marker of sleep instability. *Sleep Med Rev* 2012 Feb;16(1):27-45
- [3] Lee-Chiong T. L. *Sleep: A Comprehensive Handbook*, Wiley-Liss, 2006

Vedoucí: Ing. Václav Gerla, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2016/2017

L.S.

prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 11. 1. 2016

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Václavu Gerlovi, Ph.D. za ochotu, přínosné konzultace a možnost pracovat na tomto zajímavém tématu.

Prohlášení

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

V Praze dne

Podpis autora

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá využitím hypnogramů a cyklických alternujících vzorců (CAP) při analýze polysomnografických záznamů. Hypnogramy i CAP představují užitečné nástroje užívané experty při analýze spánku a spánkových poruch. Cílem této práce je ukázat význam CAP při klasifikaci spánkových poruch. Na základě expertních ohodnocení spánkových záznamů byla vytvořena sada 69 parametrů. 37 parametrů bylo odvozeno z hypnogramů a 32 parametrů bylo odvozeno z CAP značek. V další části této práce byly použity rozhodovací stromy a sekvenční selekce příznaků pro nalezení nejvýznamnějších parametrů pro čtyři různé spánkové poruchy. Dále byl vyhodnocen individuální výkon příznaků pro získání přidané informace o významnosti jednotlivých parametrů. Pro potřeby této práce byly použity polysomnografické záznamy získané z *PhysioNet – The CAP Sleep Database* dostupné online na <https://physionet.nlm.nih.gov/pn6/capslpdb/>.

Klíčová slova

cyklický alternující vzorec (CAP), hypnogram, polysomnografie (PSG), sekvenční selekce příznaků, rozhodovací strom

Abstract

This bachelor's thesis deals with utilization of hypnograms and cyclic alternating patterns (CAP) in processing of polysomnographic recordings. Both hypnograms and CAP represent useful tools used by experts for analysis of sleep and sleep disorders. The aim of this thesis is to show the significance of CAP in classification of sleep disorders. Based on the expert scores of sleep recordings was created a set of 69 parameters. 37 parameters were derived from hypnograms and 32 parameters were derived from CAP annotations. In the next part of the thesis were used decision trees and sequential feature selection in order to find the most significant parameters for four different sleep disorders. Furthermore individual feature performances were evaluated in order to gained additional information about significance of each parameter. For the purpose of this work were used polysomnographic recordings obtained from *PhysioNet – The CAP Sleep Database* available online at <https://physionet.nlm.nih.gov/pn6/capslpdb/>.

Keywords

cyclic alternating pattern (CAP), hypnogram, polysomnography (PSG), sequential feature selection, decision tree

Obsah

1	Úvod	3
2	Spánek a jeho poruchy	4
2.1	Spánek	4
2.2	Bruxismus	4
2.3	Insomnie	4
2.4	Narkolepsie	6
2.5	Epilepsie	6
2.6	Periodické pohyby končetin ve spánku	6
2.7	Porucha chování v REM spánku	6
2.8	Poruchy dýchání ve spánku	6
3	Polysomnografie	8
3.1	Záznam a zpracování	8
3.2	EEG rytmy	8
3.3	Použití PSG	10
4	Architektura spánku	11
4.1	Hypnogram	11
4.2	Parametry odvozené z hypnogramu	11
5	Cyklický alternující vzorec	14
5.1	Hodnocení CAP	14
5.2	Význam CAP	15
5.3	Parametry odvozené z CAP	15
5.4	CAP a současný výzkum	17
6	Klasifikace	18
6.1	Krabicové grafy	18
6.2	Maticе záměn	18
6.3	Křížová validace	19
6.4	Sekvenční selekce příznaků	19
6.5	Rozhodovací stromy	19
7	Použitá databáze	23
7.1	Popis databáze	23
7.2	Použití databáze	23

8 Sada parametrů	25
8.1 Příprava expertních ohodnocení	25
8.2 Nulové parametry	25
9 Sekvenční selekce příznaků	29
9.1 Insomnie	29
9.2 Noční epilepsie frontálního laloku	30
9.3 Periodické pohyby končetin	30
9.4 Porucha chování v REM spánku	30
10 Individuální výkon parametrů	36
10.1 Insomnie	36
10.2 Noční epilepsie frontálního laloku	37
10.3 Periodické pohyby končetin	37
10.4 Porucha chování v REM spánku	37
11 Závěr	44
Seznam použité literatury	46
A Přiložené CD	48

1 Úvod

V polysomnografických (PSG) záznamech lidských jedinců jakéhokoliv věku lze pozorovat periodickou aktivitu označovanou jako cyklický alternující vzorec (CAP). CAP je fenomén, který se objevuje u zdravých i nemocných osob a představuje tak citlivý nástroj pro studium spánkových mechanismů a jejich změn zapříčiněných různými spánkovými poruchami.

Cílem této práce je na základě expertních ohodnocení CAP a grafů spánkových fází (hypnogramů) vytvořit sadu parametrů vhodnou pro identifikaci spánkových poruch a z této sady následně vybrat ty nejvýznamnější parametry vhodné pro identifikaci konkrétních spánkových poruch. Bude tak zodpovězena otázka, jak významnou roli hrají změny CAP a hypnogramů v souvislosti se spánkovými poruchami a zda-li CAP z pohledu identifikace spánkových poruch přináší nějakou přidanou hodnotu oproti samotným hypnogramům.

Kapitola 2 (Spánek a jeho poruchy) se zabývá popisem spánku a spánkových poruch, které se objevují v této práci. Kapitola 3 (Polysomnografie) obsahuje popis metod polysomnografie používané pro záznam biologických signálů z mozku a dalších orgánů spícího organismu. Kapitola 4 (Architektura spánku) popisuje makrostrukturu spánku a s tím související kritéria pro hodnocení hypnogramu. Kapitola 5 (Cyklický alternující vzorec) obsahuje popis tohoto fenoménu, jeho význam a způsob hodnocení. Součástí této kapitoly je také popis využití CAP v současném výzkumu. Kapitola 6 (Klasifikace) popisuje metody použité pro analýzu záznamů v dalších kapitolách. Jednotlivé podkapitoly se zabývají například teoretickým popisem křížové validace, sekvenční selekce příznaků nebo rozhodovacími stromy. Kapitola 7 (Použitá databáze) se zabývá obsahem použité databáze. V kapitole 8 (Sada parametrů) je představena sada parametrů vhodná pro identifikaci spánkových poruch. Důraz je kladen především na parametry odvozené z CAP značek a z grafů spánkových fází. Poslední kapitoly 9 a 10 (Sekvenční selekce příznaků a Individuální výkon parametrů) popisují použití dvou různých metod pro nalezení významných parametrů. Vše je nakonec přehledně shrnuto v kapitole 11 (Závěr).

2 Spánek a jeho poruchy

V této kapitole je uveden popis spánku a spánkových poruch, které se budou objevovat v následujících kapitolách této práci.

2.1 Spánek

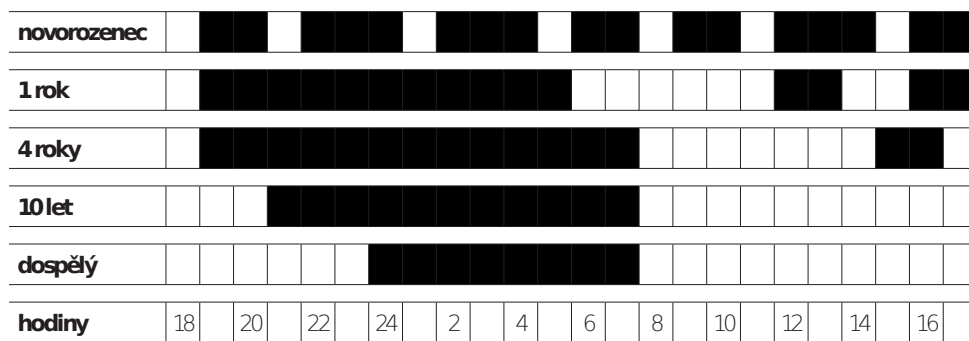
Útlum vědomí, který doprovází spánek, prožitky snění a neschopnost fungovat bez spánku fascinovala básníky a myslitele po tisíce let. V dnešní době je spánek chápán jako stav mozku a těla kontrolovaný neuronovými systémy v centrální nervové soustavě a charakterizován periodickou, reverzibilní ztrátou vědomí a utlumenými smyslovými a motorickými funkcemi. Spánek je stejně důležitý jako potřeba jíst nebo pít. Potřeba spánku může překonat jakoukoliv jinou fyziologickou nebo duševní potřebu. Nedostatečná kvalita nebo délka spánku vede k řadě onemocnění a snižuje celkovou kvalitu života. Kromě vlivu různých poruch je délka a kvalita spánku ovlivněna také věkem. Na obrázku 2.1 lze vidět závislost výskytu spánku během dne na věku člověka. [1]

2.2 Bruxismus

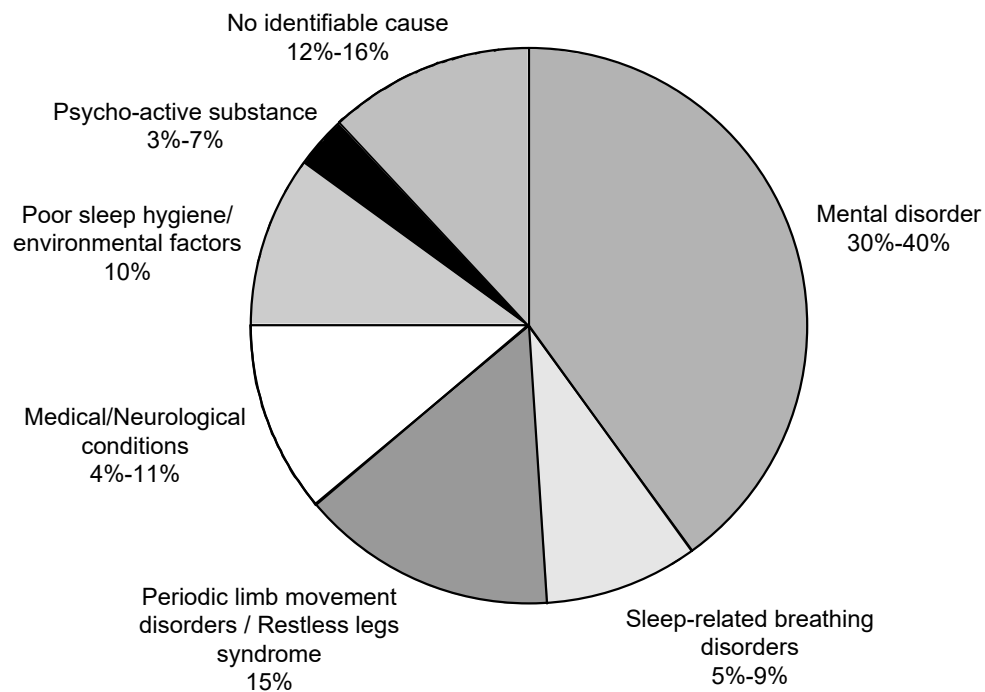
Bruxismus je pravidelně se opakující, někdy intenzivní, pohyb žvýkacího svalstva, objevující se v kterékoliv fázi spánku, nejčastěji při usínání. Pohyby svalstva jsou doprovázeny hlasitým skřípáním či skusováním zubů. Spící jedinec si není toho chování během spánku vědom, ačkoliv jako důsledek může pociťovat bolesti čelisti. Zvuk skřípajících zubů často narušuje spánek partnera. Bruxismus se může objevit u jinak zdravého jedince nebo může být spojen s anomáliemi skusu a chrupu. Často se objevuje u citově deprivovaných nebo mentálně opožděných dětí. Psychologické faktory a nepravidelnosti chrupu hrají při vzniku poruchy významnou roli. [2, 3]

2.3 Insomnie

Insomnie je nejčastější porucha spánku, se kterou se lidé obracejí na lékaře. Insomnie je definována jako stav, kdy je spánek vnímán nemocným jako obtížně dosažitelný, přerušovaný, krátký, nedostatečný a neosvěžující. Podle WHO se jedná o ztížené usínání delší než 30 minut, opakované noční buzení (více než 3x za noc), předčasné ranní buzení a nemožnost opětovného usnutí. Tyto příznaky se projevují více než 3x do týdne a tento stav trvá déle než 1 měsíc. Projevy insomnie značně obtěžují pacienta a omezují jeho normální fungování v každodenním životě. Na obrázku 2.2 lze vidět, že existují různé příčiny vzniku insomnie. [4]



Obrázek 2.1: Cirkadiánní zastoupení spánku v závislosti na věku osoby. Obrázek převzat z článku *Poruchy spánku* [4].



Obrázek 2.2: Koláčový graf ukazující procentuální zastoupení různých příčin insomnie v populaci. Obrázek převzat z knihy *Sleep: A Comprehensive Handbook* [2].

2.4 Narkolepsie

Narkolepsie je onemocnění charakterizované nadměrným usínáním během dne spojeného s náhlou ztrátou svalového napětí. Dalšími projevy mohou být spánková obrna a hypnagogické halucinace. Často bývá přítomen také neklidný noční spánek provázený množstvím bizarních snů s častými probouzecími reakcemi. Narkolepsie se typicky začíná projevovat ve druhé dekádě života, ale může začít i v dětském nebo dospělém věku. Nástup narkolepsie může být náhlý i pozvolný. Při pozvolném trvá i 12 let, než se nemoc projeví naplno. Během tohoto období pacient může být misdiagnostikován a jednoduše označen jako líný nebo deprimovaný. [2, 3]

2.5 Epilepsie

Epilepsie, přítomna zhruba u každého dvoustého člověka, je charakterizována záchvaty, tedy poruchami fungování mozku spojenými s náhlým nárustem abnormální mozkové elektrické aktivity. Epilepsie má vysokou tendenci ke spánkovému výskytu a v některých případech se projevuje pouze ve spánku. Epileptické záchvaty jsou různorodé povahy a mohou se projevovat krátkými záškuby, kopáním nohou, bizárními tělesnými pohyby i projevy hlasovými. [1, 5]

2.6 Periodické pohyby končetin ve spánku

Periodické pohyby končetin ve spánku (PLM, periodic limbs movements) jsou nedobrovolné rytmicky se opakující pohyby ve spánku, které nejčastěji zahrnují dolní končetiny. Pohyby mohou postihovat obě končetiny současně, nebo se střídavě objevovat na pravé či levé noze. Opakující se pohyby mohou být roky přehlíženy. Občas si poruchy všimne partner postiženého. PLM způsobuje probouzecí reakce, spánek je frakciován a mizí hlubší spánková stádia. Pacienti pak trpí subjektivním pocitem insomnie nebo nadměrnou ospalostí během dne. Výskyt nemoci stoupá s věkem. [2, 3]

2.7 Porucha chování v REM spánku

Porucha chování v REM spánku (RBD, REM behavior disorder) je charakterizována ztrátou fyziologicky přítomné svalové ochablosti během REM spánku. To má za následek navýšení pohybové aktivity během snění. Tyto pohyby ruší spánek a jelikož jsou často agresivní povahy, mohou vést až k sebepoškozování nebo zranění vedle spícího partnera. Porucha se objevuje zpravidla ve vyšším věku, častěji u mužů. [2, 3]

2.8 Poruchy dýchání ve spánku

Poruchy dýchání ve spánku (SDB, sleep disordered breathing) představují děj charakterizovaný opakovaným částečným (hypopnoe) nebo úplným (apnoe) zablokováním horných cest dýchacích

často spojených s poklesem v okysličení krve a probouzecími reakcemi. SDB může být doprovázeno mnoha příznaky, které nepříznivě ovlivňují kvalitu života a zdravotný stav. To zahrnuje chrápání, nadměrnou denní ospalost, podrážděnost, slabý pracovní výkon, deprese, ranní bolesti hlavy a kardiovaskulární nemoci. [2, 3]

3 Polysomnografie

Polysomnografie (PSG) je záznam fyziologických signálů z různých částí těla a představuje zlatý standard pro analýzu spánku a spánkových poruch. Poprvé byla PSG popsána v roce 1973. Tehdy jediný zaznamenávaný signál byla elektrická aktivita mozku (EEG, elektroencefalografie). Později byly přidány další signály jako je záznam očních pohybů (EOG, elektrookulografie), záznam svalové aktivity (EMG, elektromyografie), záznam srdeční aktivity (EKG, elektrokardiografie) a záznamy dechových parametrů. Většina dnešních spánkových laboratoří používá také záznam videa pro pozorování pacienta a detekci neobvyklých tělesných pohybů spojených například s nočními záchvaty. Základní PSG konfigurace představuje záznam EEG, EOG a EMG brady (obrázek 3.1). [2]

3.1 Záznam a zpracování

Signály z mozku a jiných orgánů v těle jsou velmi malých napětí, a proto vyžadují zesílení. Vzhledem k časté přítomnosti elektrického rušení se využívá diferenční zesilovač, který odečítá společnou složku dvou kanálů a zesiluje jen jejich rozdíl. Elektrody takto mohou být zapojené v referenčním nebo bipolárním zapojení. V referenčním zapojení je požadovaný vstup provnáván s některým neutrálním signálem (jako je například ušní elektroda). U bipolárního zapojení jsou signály dvou vedlejších elektrod porovnávány mezi sebou.

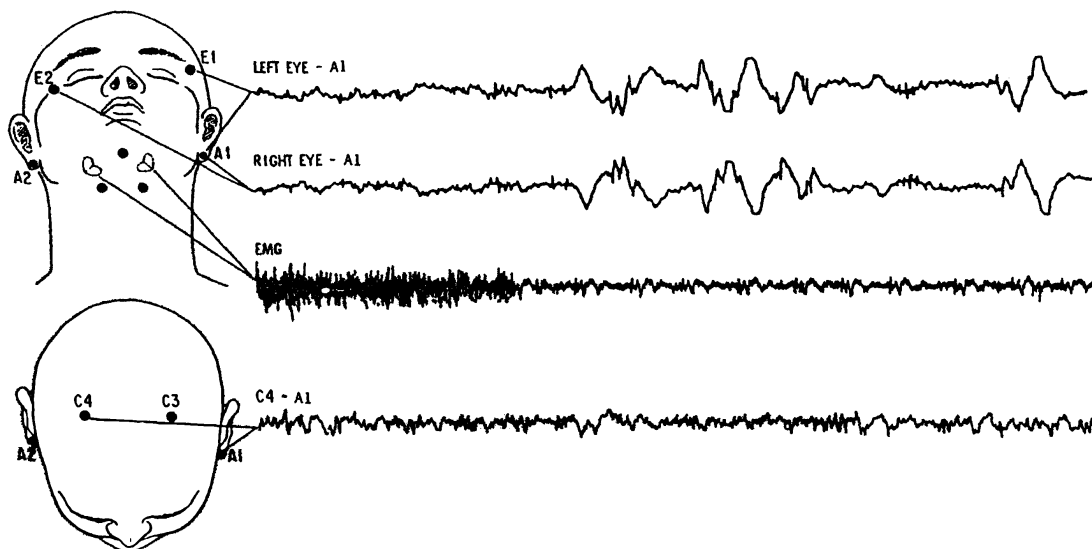
Důležité pro kvalitní spánkový záznam je správné umístění snímacích elektrod. U EEG se většinou využívají centrální a okcipitální elektrody podle mezinárodního 10-20 standardu (obrázek 3.2). EOG elektrody jsou umísťovány k vnějším očním víčkům a jsou zapojeny referenčně k ušním elektrodám. EMG brady se měří buď na přední části brady pod rty nebo pod bradou. Zde se většinou používají dvě bipolárně zapojené elektrody.

Nedílnou součástí zpracování PSG je také filtrace signálů. Filtrování umožňuje odtranění rušivých frekvencí a výběr pouze těch přenášejících důležitou informaci. V EEG se často používá horní propust pro odfiltrování frekvencí pod 0,3 Hz a dolní propust pro odstranění frekvencí nad 35 Hz. Možné je také použití pásmové zádrže pro odfiltrování 50 Hz rušení z napájecí sítě. Při filtraci je nutno dbát opatrnosti, aby nedošlo k potlačení důležité fyziologické informace. [2]

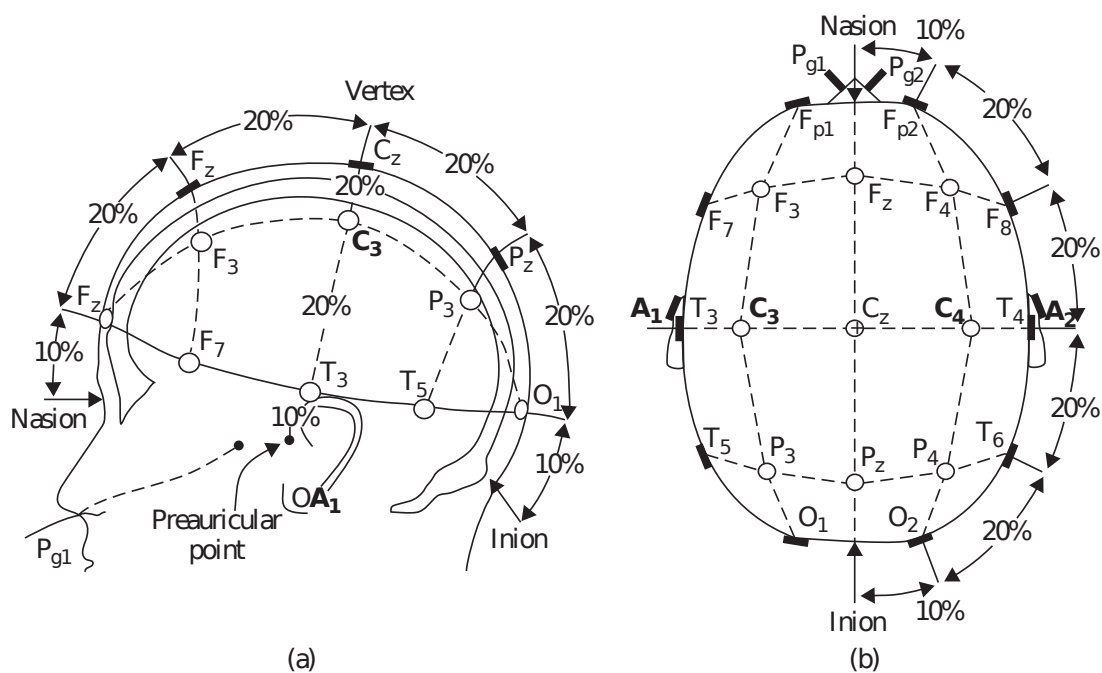
3.2 EEG rytmy

U zdravých jedinců se amplitudy a frekvence EEG signálu mění v závislosti na stavu organismu. Charakteristiky mozkových vln se mění s úrovní bdělosti, nemocemi i stářím. Zde je uveden stručný přehled nejdůležitějších EEG rytmů a jejich fyziologický význam: [6]

- beta – frekvence větší než 13 Hz – bdění



Obrázek 3.1: Minimální konfigurace PSG. Horní dva signály jsou EOG, následuje EMG brady a dolní obrázek zobrazuje záznam EEG. Takováto konfigurace odpovídá požadavkům na vyhodnocování spánku podle standardních kritérií. Obrázek převzat z článku *Blind source separation for ambulatory sleep recording* [7].



Obrázek 3.2: Mezinárodní 10-20 standard pro umístění EEG elektrod. Nejpoužívanější kanály pro PSG jsou rozdíly C4-A1 a C3-A2 (příslušné elektrody jsou na obrázku zvýrazněny tučně). Názvy elektrod značí jejich umístění. Písmena odpovídají názvům mozkových laloků (F - frontální, C - centrální, T - temporální, P - parietální, O - okcipitální). Sudé číslice za písmenem jsou pro elektrody nad pravou mozkovou hemisférou, liché nad levou. Obrázek převzat z knihy *EEG signal processing* [6].

- alfa – frekvence 8-13 Hz – usínání, přechod mezi spánkem a bděním
- theta – frekvence 4-8 Hz – přechod mezi spánkem a bděním, lehký spánek
- delta – frekvence menší než 4 Hz – hluboký spánek, přítomnost v bdění je považována za patologickou

3.3 Použití PSG

Polysomnografie se používá pro diagnózu mnoha spánkových poruch. Nejčastěji se jedná o obstrukční spánkovou apnoí, která je poruchou dýchání ve spánku. Diagnóza se typicky potvrzuje s využitím polysomnografie, kdy za patologickou je považována frekvence dechových událostí (apnoí a hypopnoí) vyšší než 5-10 za hodinu.

Další skupinou pacientů, kde se využívá PSG k diagnóze, jsou lidé trpící narkolepsií. V tomto případě se používá test mnohačetné spánkové latence (MSLT, multiple sleep latency test). Během tohoto testu je pacient během noci opakovaně buzen. Na PSG záznamu se poté měří průměrná doba potřebá k usnutí a průměrná doba mezi usnutím a první epizodou REM spánku, kterou mají narkoleptici výrazně zkrácenou.

V některých případech je naopak využití PSG pro diagnostické účely předmětem diskuze. Například insomnie často souvisí se subjektivním vnímáním spánku, a proto může být v tomto případě vhodnější použití spánkových dotazníků a pohovoru s lékařem. [2]

Kromě diagnózy nemocí hraje použití PSG důležitou roli i ve výzkumu spánku a jeho poruch.

4 Architektura spánku

Architektura spánku je termín používaný pro rozdělení spánku do spánkových fází na základě vyhodnocení EEG, EOG a EMG parametrů. Standardní lidský spánek se skládá ze dvou stavů známých jako REM (rapid eye movement) a NREM (non-REM). NREM spánek se dále dělí do čtyř fází (NREM1, NREM2, NREM3 a NREM4). Fázím NREM1 a NREM2 dohromady říkáme lehký spánek. Fáze NREM3 a NREM4 tvoří společně spánek hluboký. [2, 8]

4.1 Hypnogram

Hypnogram je graf spánkových fází v závislosti na čase (obrázek 4.1). Hodnocení PSG záznamů probíhá po třiceti sekundových epochách, kdy každá epocha je označena jako bdění, NREM1, NREM2, NREM3, NREM4, REM nebo jako pohyb.

Bdění je charakterizováno alfa a beta rytmy v EEG, mrkáním a pohyby očí v EOG a normálním nebo zvýšeným svalovým napětím v EMG.

V NREM1 fázi dochází k útlumu alfa aktivity a v EEG se začínají objevovat theta rytmy. EOG ukazuje pomalé oční pohyby a v EMG pozorujeme úbytek svalového napětí.

NREM2 fáze je charakteristická výskytem K-komplexů a spánkových vřetének v EEG (obrázek 4.2). EOG obvykle neukazuje žádné pohyby očí a svalová aktivita v EMG je nižší než v NREM1.

NREM3 a NREM4 jsou fáze projevující se v EEG výskytem delta aktivity. Rozdíl mezi NREM3 a NREM4 je v procentuálním zastoupením delta rytmů. V NREM3 je tato aktivita přítomna 20-50 % epochy, v NREM4 je to více než 50 %. EOG nedetekuje žádné oční pohyby, svalové napětí je menší než v případě bdění nebo NREM1.

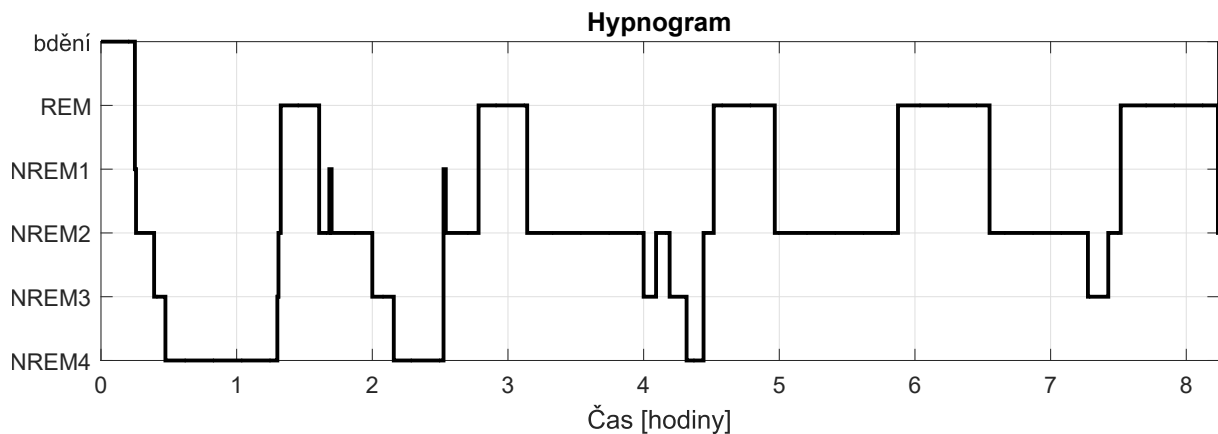
Pro REM spánek jsou typické pomalé alfa rytmy připomínající NREM1 fázi. V EOG se objevují rychlé pohyby očí (odtud název rapid eye movement). EMG ukazuje velmi malé svalové napětí.

V případě, že epocha je z velké části překryta pohybovými artefakty, je označena jako pohyb. [2, 8]

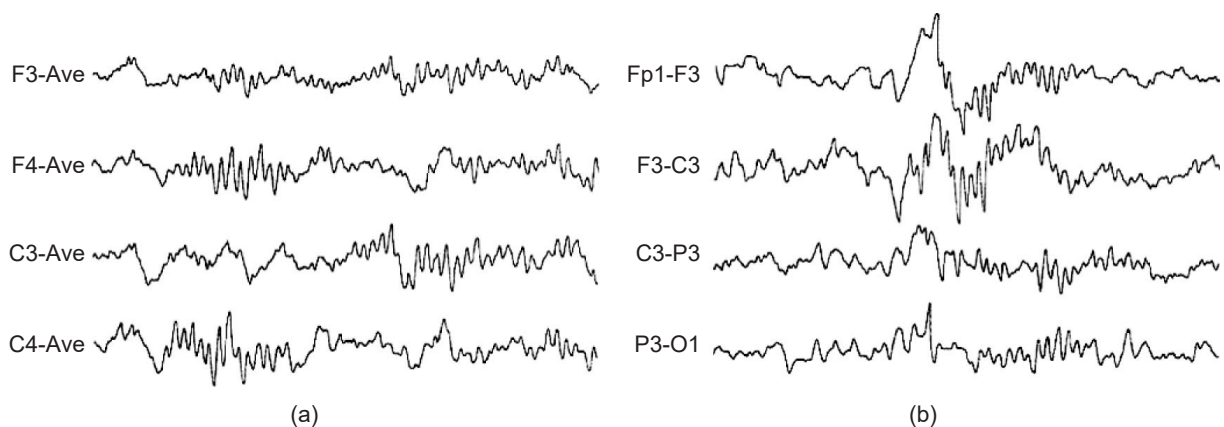
4.2 Parametry odvozené z hypnogramu

Celkovou délku hypnogramu můžeme označit jako čas strávený v posteli (TIB, time in bed). Pokud sečteme doby trvání všech NREM a REM fází získáváme celkový čas spánku (TST, total sleep time). Z těchto dvou parametrů můžeme vypočítat spánkovou efektivitu (SE) jako

$$SE = \frac{TST}{TIB} (\times 100) \quad (4.1)$$



Obrázek 4.1: Ukázka hypnogramu zdravého jedince. S narůstajícím časem klesá množství hlubokého spánku (NREM3 a NREM4) a stoupá čas strávený v REM fázi.



Obrázek 4.2: Spánková vřeténka (a) a K-komplex (b) v EEG záznamu. Vřeténka jsou popisována jako aktivita na frekvencích 12-14 Hz trvající alespoň 0,5 s. K-komplex je křivka skládající se z negativní a pozitivní vlny trvající alespoň 0,5 s. Obrázek převzat z knihy *EEG signal processing* [6].

Se sníženou spánkovou efektivitou souvisí probouzení během spánku. Zde můžeme zavést parametr odpovídající celkovému času bdění mezi usnutím a konečným probuzením (WASO, wake after sleep onset). Snížená spánková efektivita a zvýšené množství bdění během spánkové periody může být například projevem insomnie.

Dalšími parametry jsou latence spánku a latence REM spánku. Latence spánku odpovídá času od začátku záznamu po začátek spánku. Latence REM spánku je čas od začátku spánku po začátek první epochy REM spánku. Latence REM spánku bývá snižena u pacientů trpících narkolepsií.

Některé poruchy, jako například spánková apnoe, se projevují fragmentací spánku. Zde můžeme využít méně obvyklý parametr, kterým je počítání přechodů mezi jednotlivými fázemi v hypnogramu. Zvýšené množství takovýchto přechodů souvisí s vyšší fragmentací spánku a indikuje tak přítomnost nějakého rušivého faktoru.

5 Cyklický alternující vzorec

Cyklický alternující vzorec (CAP) je dlouhotrvající periodická aktivita skládající se ze dvou alternujících EEG vzorců označovaných jako fáze A (vyšší aktivita) a fáze B (nižší aktivita). Toto střídání v EEG je úzce spjato s kolísáním úrovně probuzení, a tedy indikuje nestabilní periody spánku. CAP je přirozená součást NREM spánku objevující se u dětí i dospělých a představuje tak dobrý nástroj pro zkoumání spánkových poruch v jakémkoliv věku. CAP se obvykle neobjevuje v REM spánku a během bdění. Kromě EEG má CAP viditelný dopad i na další PSG signály jako je EOG nebo EMG. [9, 10]

5.1 Hodnocení CAP

CAP sekvence se skládá z řady CAP cyklů. CAP cyklus se skládá z fáze A a následující fáze B. Všechny CAP sekvence začínají fází A a končí fází B. Každá fáze trvá 2-60 s. Nepřítomnost CAP po dobu delší než 60 s je non-CAP. Izolovaná A fáze (které předchází nebo po které následuje další A fáze s odstupem více než 60 s) je klasifikována jako non-CAP. Fáze A, která ukončuje CAP sekvenci je počítána také jako non-CAP. Minimálně dva po sobě jdoucí CAP cykly jsou nutné pro definici CAP sekvence. To znamená tři po sobě jdoucí A fáze, přičemž první dvě následované B fází kratší než 60 s (obrázek 5.1).

Identifikaci CAP by mělo předcházet ohodnocení spánkových fází podle standardních kritérií popsaných v předešlé kapitole. Během NREM spánku CAP sekvence nejsou přerušeny změnou spánkové fáze. Tělesné pohyby mohou spustit nebo přerušit CAP sekvenci. CAP je globální EEG fenomén zahrnující rozsáhlé kortikální oblasti. Proto by každá A fáze měla být pozorovatelná ve všech EEG elektrodách. Pro správné vyhodnocení CAP cyklu je vhodné klasické bipolární nebo referenční EEG zapojení. EOG a EMG, používané pro hodnocení spánkových fází, jsou důležitou součástí záznamu i pro hodnocení CAP.

Rozhodující pro hodnocení CAP je změna amplitudy v EEG. Aktivita zahajující fází A musí být alespoň o třetinu vyšší amplitudy, než je napětí pozadí (a tedy fáze B). Fáze A má tři typy. Rozdělení je založeno na poměru rytmů o vysoké amplitudě a nízké frekvenci (EEG synchronizace) a rytmů o nízké amplitudě a vysoké frekvenci (EEG desynchronizace) přítomných v průběhu A fáze.

- Typ A1 – EEG synchronizace je hlavní přítomnou aktivitou. Pokud je přítomna EEG desynchronizace, pak zabírá méně než 20 % celkového trvání A fáze.
- Typ A2 – EEG aktivita je kombinací pomalých a rychlých rytmů. 20-50 % A fáze zabírá EEG desynchronizace.
- Typ A3 – EEG aktivita je převážně malé amplitudy a rychlých frekvencí. Více jak 50 % A

fáze zabírá EEG desynchronizace. Pohybové artefakty během CAP sekvence bývají klasifikovány jako typ A3.

Jedna CAP sekvence může obsahovat různé typy A fází (obrázek 5.2). [10]

5.2 Význam CAP

Spánková fragmentace (narušování spánku frekventovanými krátkými probuzeními) snižuje jeho obnovovací schopnost a vede k větší denní ospalosti. To platí i v případě, kdy probuzení nemění standardní ohodnocení dané 30 sekundovými epochami (a tedy nejsou viditelné na hypnogramu). Většina probuzení během NREM spánku se odehrává v CAP sekvenci a shoduje se s fází typu A2 nebo A3.

CAP je přirozenou součástí spánkové struktury, nicméně se objevuje i jako reakce na vnější podněty (dotekové, tepelné, akustické atd.). Množství CAP narůstá, pokud spíme v hlučném prostředí nebo v případě nemoci jako je insomnie, deprese, poruchy příjmu potravy, poruchy dýchání, epilepsie a periodické pohyby končetin. Počet CAP naopak klesá u poruch spojených se zvýšenou spavostí jako je narkolepsie a regenerující noční spánek po dlouhodobé spánkové deprivaci.

CAP není jen ovlivněn nemocemi, ale také naopak ovlivňuje jejich výskyt. Kronkrétněji, fáze A CAP cyklu spouští epizody bruxismu, náměšnicnosti, epileptické události a periodické cukání nohou. Naopak B fáze je úzce spjata s opakovanými dechovými událostmi. Obnova dýchání po takové události je spojena opět s následující A fází. Obecně v těchto případech CAP cykly hrají podněcovací (A fáze) nebo tlumící (fáze B) funkci. [10]

5.3 Parametry odvozené z CAP

CAPtime je parametr udávající součet trvání všech CAP sekvencí v daném záznamu. S jeho použitím můžeme definovat CAPrate, který je nejběžněji používaným parametrem, jako

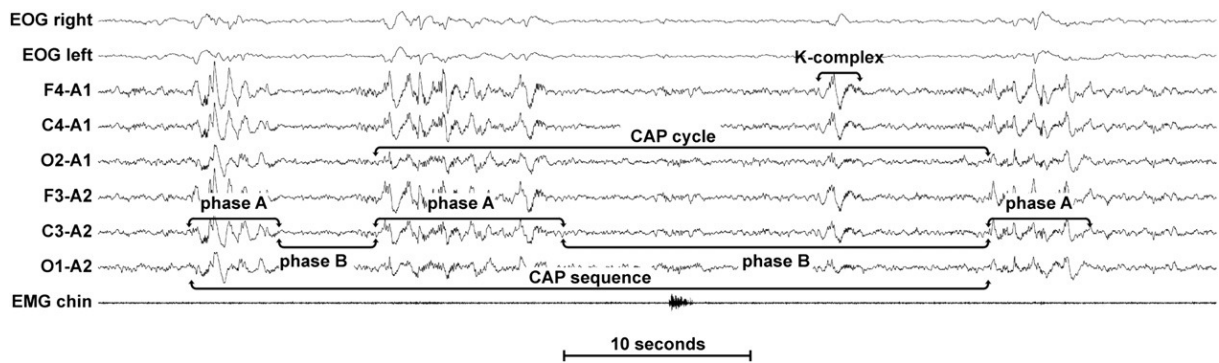
$$\text{CAPrate} = \frac{\text{CAPtime}}{\text{NREMtime}} (\times 100) \quad (5.1)$$

kde NREMtime je celková délka trvání NREM spánku.

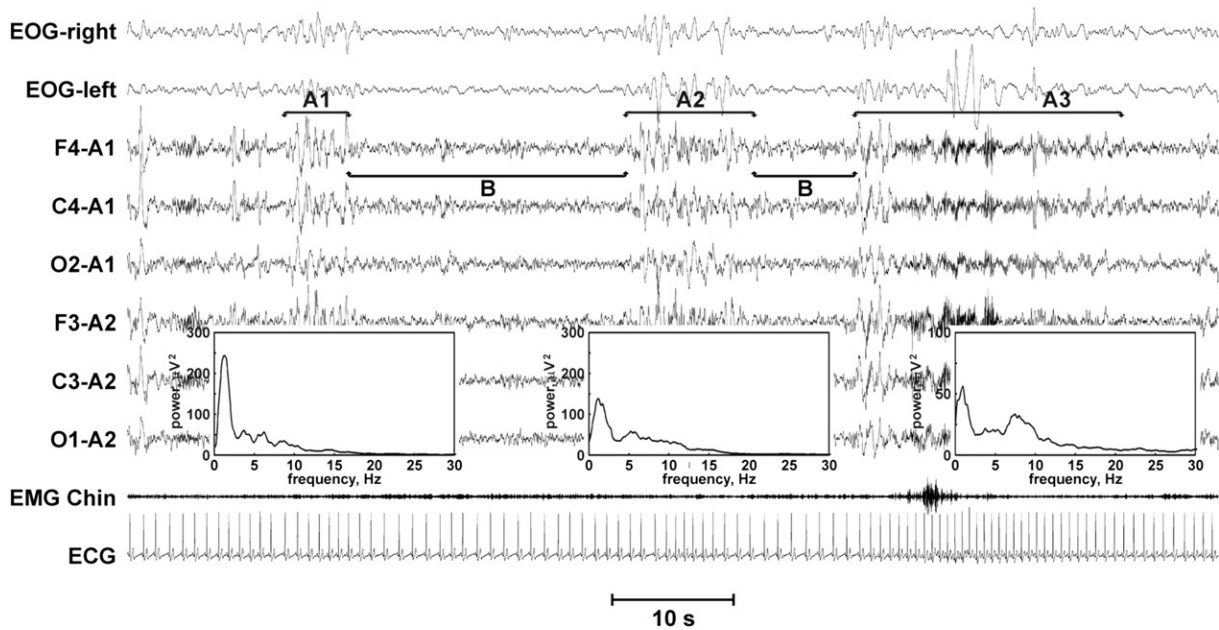
CAPrate je měřítkem nestability spánku. K navyšování tohoto parametru dochází kdykoliv je spánek narušen vnitřním nebo vnějším působením a jeho hodnota koreluje se subjektivním hodnocením spánkové kvality. Vyšší hodnoty CAPrate jsou spojené s horší kvalitou spánku. Ve vzorci 5.1 je CAPrate definovaný pro celkový čas NREM spánku (NREMtime), ale stejným způsobem je možné CAPrate počítat i pro celkový spánkový čas (TST) a pro jednotlivé spánkové fáze.

Dalším parametrem využívaným v různých studiích je CAPindex. CAPindex udává počet CAP cyklů za minutu. Pokud si zavedeme parametr CAPN jako celkový počet CAP cyklů v NREM spánku, poté CAPindex je dán vztahem

$$\text{CAPindex} = \frac{\text{CAPN}}{\text{NREMtime}} \quad (5.2)$$



Obrázek 5.1: Ukázka CAP sekvence v PSG záznamu. CAP sekvence se skládá z CAP cyklů. CAP cyklus je složen z fáze A a následující fáze B. Pověšimněte si, že poslední A fáze už nepatří do CAP sekvence. Obrázek převzat z článku *Cyclic alternating pattern (CAP): The marker of sleep instability* [10].



Obrázek 5.2: Ukázka A1, A2 a A3 typu A fáze. Každý typ je doplněn frekvenčním spektrem vypočítaným z kanálu F4-A1. Všimněte si dominance nízkých frekvencí (delta vln) u typu A1. Naopak u typu A3 se výkon ve spektru posouvá směrem k vyšším frekvencím a můžeme pozorovat jasný vrchol v alfa pásmu. Obrázek převzat z článku *Cyclic alternating pattern (CAP): The marker of sleep instability* [10].

Obdobně jako v předchozím případě i CAPindex můžeme definovat pro celkový spánkový čas (TST) a jednotlivé spánkové fáze.

Mezi další parametry související s CAP patří průměrná délka CAP cyklu, průměrná délka každé fáze (A a B) a procentuální zastoupení jednotlivých typů A fáze (A1, A2, A3) proti celkovému počtu všech A fází. [9, 10]

5.4 CAP a současný výzkum

Většina vědeckých prací o CAP je čistě popisného charakteru. K nalezení nejsou žádné články zahrnující studie na zvířatech a CAP se prakticky nikdy nepoužívá v klinické praxi. Jeho význam je tedy čistě na vědecké úrovni, kde se s jeho pomocí snažíme lépe pochopit fungování lidského mozku během spánku a mechanismy stojící za různými spánkovými poruchami. Širšímu rozšíření CAP také brání jeho stále poměrně časově náročné hodnocení v dlouhých spánkových záznamech. [11]

Při vyhledání konkrétních článků zabývajících se CAP z posledních tří let lze nalézt mnoho článků popisujících změny CAP parametrů nemocných jedinců v porovnání s kontrolami. Tímto se zjišťuje vliv dané nemoci na spánek, konkrétněji lze například zmínit studie zabývající se ovlivněním spánku migrénou [12], nadváhou u dětí [13] nebo pruchou chování v REM spánku [14]. Kromě vlivu různých nemocí na spánek lze nalézt i studie zbývající se například změnou srdečního rytmu během A fáze CAP cyklu [15].

V těchto studiích mezi nejpoužívanější CAP parametry patří CAPrate, CAPtime, CAPindex, celkový počet CAP cyklů a celkový počet CAP sekvencí. Používané jsou také četnosti jednotlivých typů A fází a průměrné délky CAP fází a CAP cyklů.

Často používanými statistickými metodami pro vyhodnocení výsledků jsou Mann-Whitneyův test a Pearsonův korelační koeficient na hranici významnosti 5 %. Testů porovnávací kontroly a nemocné jedince se většinou zúčastňuje 20-30 zdravých a 20-30 nemocných osob.

6 Klasifikace

Klasifikace je problém, ve kterém máme k dispozici trénovací množinu záznamů patřících do různých klasifikačních tříd a popsanych sadou parametrů. Cílem je nalézt pomocí této trénovací množiny model pro predikci tříd nových, předem neviděných, záznamů na základě hodnot jejich parametrů. Tato kapitola obsahuje popis pojmů a metod souvisejících s řešením problému klasifikace použitých v následujících kapitolách této práce.

6.1 Krabicové grafy

Krubicový graf je jednoduchý a efektivní nástroj pro zobrazení dat (obrázek 6.1). Jeho použití v této práci je hlavně pro vzájemné porovnání hodnot, kterých nabývá několik skupin datasetů. Krabicový graf zobrazuje obdélníky zarovnané s osami souřadného systému, ve kterém vertikální osa (y) odpovídá jednotce hodnot, kterých příslušná data nabývají.

6.2 Matice záměn

Při řešení klasifikačních úloh z oblasti medicíny se často setkáváme pouze s dvěma možnými stavy. Studovaný subjekt je buď zdravý nebo nemocný. Můžeme si tedy zavést následující matici záměn (confusion matrix). [17]

	Skutečně zdravý	Skutečně nemocný
Klasifikován jako zdravý	true positive (TP)	false positive (FP)
Klasifikován jako nemocný	false negative (FN)	true negative (TN)

Tabulka 6.1: Matice záměn.

Pomocí výše uvedené matice můžeme definovat následující měřítka výkonu klasifikátoru.

- Přesnost (accuracy) vyjadřuje pravděpodobnost správné klasifikace.

$$\text{ACC} = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{FP} + \text{FN} + \text{TN}} \quad (6.1)$$

- Sensitivita (sensitivity) vyjadřuje pravděpodobnost správné klasifikace nemocného subjektu.

$$\text{SEN} = \frac{\text{TN}}{\text{TN} + \text{FP}} \quad (6.2)$$

- Specifická (specificity) vyjadřuje pravděpodobnost správné klasifikace zdravého subjektu.

$$\text{SPE} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}} \quad (6.3)$$

6.3 Křížová validace

Křížová validace (cross-validation) je metoda náhodně rozdělující dostupná data do L stejně velkých podmnožin $T(l)$; $l = 1, \dots, L$ (obrázek 6.2). Nejprve je vybrána podmnožina $T(1)$ a klasifikátor se učí na všech zbývajících $L - 1$ podmnožinách. Takto naučený klasifikátor se otestuje na vybrané (validační) množině $T(1)$. Tím získáme odhad přesnosti $E(1)$. Tento postup opakujeme pro všechny zbývajících podmnožiny. Celkem tedy získáme L odhadů přesnosti $E(l)$. Posledním krokem je naučení klasifikátoru na všech dostupných datech. Odhad jeho přesnosti získáme jako střední hodnotu z odhadů přesnosti $E(l)$. [16]

Speciálním případem křížové validace je případ, kdy L se rovná počtu záznamů. To znamená, že v každém kroku je validační množina tvořena právě jedním záznamem. Takový případ se nazývá leave-one-out křížová validace (LOOCV). [17]

6.4 Sekvenční selekce příznaků

V některých případech můžeme pracovat s velkým počtem příznaků, mnoho z nich ale může být redundantních nebo irelevantních pro klasifikační proces. Ze dvou důvodů také nemůžeme mít libovolně velký příznakový prostor. Jedním důvodem je výpočetní náročnost klasifikace, kde jsme omezeni technickými možnostmi. Druhý důvod je, že v konečném důsledku vysoký nárůst příznaků snižuje výkon klasifikátoru. Snižít velikost příznakového prostoru můžeme výběrem signifikantních příznaků například jednoduchou metodou sekvenční selekce příznaků.

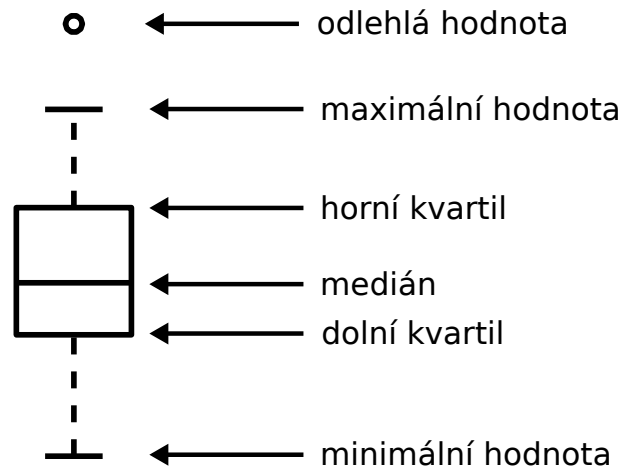
Sekvenční selekce příznaků má dvě varianty, sekvenční dopřednou selekci (SFS, sequential forward selection) a sekvenční zpětnou selekci (SBS, sequential backward selection). SFS začíná u kořene stromu s prázdnou množinou a postupně přidává příznaky dokud nedojde k vrcholu stromu. Na každé úrovni stromu SFS přidává jeden příznak k současnému výběru ze zbývajících dostupných příznaků a to takový, jehož přidáním se nejvíce zmenší chyba klasifikace. Nevýhodou SFS je, že jednou vybraný příznak už nemůže být z výběru odstraněn.

Na rozdíl od SFS SBS začíná výběrem všech dostupných příznaků. V každém kroku pak odstraňuje takový příznak, jehož odstraněním se nejvíce sníží chyba klasifikace. Podobně jako u SFS ani u SBS jednou odstraněný příznak nemůže být vrácen zpět do výběru. [16]

6.5 Rozhodovací stromy

Rozhodovací strom je klasifikátor predikující příslušnost k dané klasifikační třídě pro jednotlivé záznamy. Tento strom je zkontruovaný (naučený) analýzou testovacího setu dat, který obsahuje záznamy se známou příslušností k jednotlivým klasifikačním třídám. Po naučení se strom použije ke klasifikování předem neviděných záznamů.

Rozhodovací strom klasifikuje záznamy pokládáním série otázek o jejich parametrech. Každá otázka představuje uzel a každý uzel ukazuje na tolik potomků, kolik má otázka odpovědí. Jednotlivé otázky takto tvoří hierarchii zakódovanou jako strom. V nejjednodušším případě (použitém



Obrázek 6.1: Popis krabicového grafu použitého v této práci.

Krok 1:	1 <i>Validační</i>	2 Trénovací	3 Trénovací	4 Trénovací	5 Trénovací
Krok 2:	1 Trénovací	2 <i>Validační</i>	3 Trénovací	4 Trénovací	5 Trénovací
Krok 3:	1 Trénovací	2 Trénovací	3 <i>Validační</i>	4 Trénovací	5 Trénovací
Krok 4:	1 Trénovací	2 Trénovací	3 Trénovací	4 <i>Validační</i>	5 Trénovací
Krok 5:	1 Trénovací	2 Trénovací	3 Trénovací	4 Trénovací	5 <i>Validační</i>

Obrázek 6.2: Příklad rozdělení dat do podmnožin v jednotlivých krocích křížové validace s pěti podmnožinami ($L = 5$).

také v této práci) jsou otázky pouze typu ano-ne a každý uzel má tak právě dva potomky. Každý záznam je klasifikován do třídy následováním cesty z nejvyššího uzlu (kořene) až do uzlu bez potomků (listu) na základě postupného zodpovídání otázek na jeho parametry. Záznam je přiřazen do třídy, která je spojena s dosaženým listem stromu. Z tohoto postupu vyplývá, že rozhodovací stromy jsou často snadněji interpretovatelné než jiné typy klasifikátorů, jelikož jsou tvořeny srozumitelnou kombinací jednoduchých otázek. Vzhledem k této povaze také jednou naučený strom klasifikuje nové záznamy velmi rychle.

Rozhodovací stromy jsou tvořeny postupným přidáváním otázek za použití záznamů se známými klasifikačními třídami (trénovací množina). V ideálním případě by jedna jednoduchá otázka dokonale rozdělila trénovací množinu do příslušných tříd. Pokud žádná taková otázka neexistuje, vybíráme takovou otázku, která trénovací množinu rozděluje nejlepším možným způsobem. Pro nalezení takové otázky se používají různá měřítka. Měřítkem použitým v této práci je Gini index definovaný jako

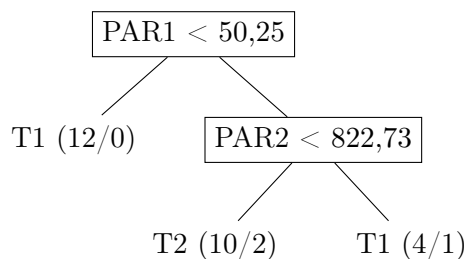
$$g = 1 - \sum_{i=1}^m p_i^2 \quad (6.4)$$

kde m je počet klasifikačních tříd množiny E a p_i ($i = 1, \dots, m$) je podíl záznamů z E , které patří do třídy i . Gini index je 0, pokud E obsahuje záznamy pouze z jedné třídy. Takto vybíráme takovou otázku, která minimalizuje vážený průměr Gini indexů pro výsledné potomky daného uzlu. To znamená, pokud máme otázku s k možnými odpověďmi rozdělující množinu E do podmnožin E_1, \dots, E_k , vybereme otázku minimalizující

$$h = \sum_{j=1}^k \frac{|E_j|}{|E|} g(E_j). \quad (6.5)$$

Výše popsaným způsobem vybíráme rekurzivně otázky pro rozdělení trénovací množiny do stále menších podmnožin, až dojdeme k výslednému stromu. Zásadním aspektem aplikace rozhodovacích stromů je omezení složitosti naučeného stromu tak, aby se na trénovací množině dat nepřeučil. Toho můžeme dosáhnout například stanovením minimální velikosti listu. [18]

Na obrázku 6.3 je ukázka vizualizace rozhodovacího stromu použitá v této práci.



Obrázek 6.3: Ukázka vizualizace rozhodovacího stromu použitá v této práci. Tento ukázkový strom se skládá ze dvou parametrů PAR1 a PAR2 a rozděluje data do dvou tříd T1 a T2. Nerovnost v obdélnících představuje pokládanou otázku. Odpověď ANO platí pro levého potomka a odpověď NE pro pravého potomka. Tedy pokud pro nový záznam platí „PAR1 < 50,25“, potom je klasifikován jako T1. Pokud pro nový záznam neplatí „PAR1 < 50,25“, posuneme se na otázku „PAR2 < 822,73“. Pokud nyní platí „PAR2 < 822,73“ záznam je klasifikován jako T2. Jinak je klasifikován jako T1. Čísla v závorce u jednotlivých listů značí počet přidělených prvků z trénovací množiny pro daný list a počet z nich chybně klasifikovaných podle legedny (počet záznamů listu / chybně klasifikované záznamy). Tedy list T2 (10/2) říká, že tento list klasifikuje záznamy jako T2 a z trénovací množiny bylo do tohoto listu přiřazeno 10 záznamů z nichž 2 ve skutečnosti patří do třídy T1.

7 Použitá databáze

V této práci jsou použita data z databáze *The CAP Sleep Database* dostupné online na adrese <https://physionet.org/pn6/capslpdb/> [19, 20]. Databáze je součástí archivu PhysioBank, který představuje kolekci desítek volně stažitelných a použitelných databází určených pro výzkum v oblasti biomedicíny.

7.1 Popis databáze

The CAP Sleep Database je kolekcí 108 polysomnografických (PSG) záznamů. Z toho 16 bylo naměřeno na zdravých subjektech (kontroly) a 92 na pacientech trpící některou spánkovou poruchou. Zaznamenanými poruchami jsou bruxismus (2 záznamy), insomnie (9 záznamů), narkolepsie (5 záznamů), noční epilepsie frontálního laloku (40 záznamů), periodické pohyby končetin (10 záznamů), porucha chování v REM spánku (22 záznamů) a poruchy dýchání ve spánku (4 záznamy). Všechny záznamy byly vyhodnoceny vyškolenými neurology. Architektura spánku byla vyhodnocena po 30sekundových epochách do jedné z fází bdění, NREM1, NREM2, NREM3, NREM4, REM a pohyb. Dále byly podle Terzanových pravidel [20] v záznamech vyznačeny všechny A fáze a jejich typy (A1, A2, A3). Přiloženy jsou také informace o pohlaví a věku měřeného subjektu.

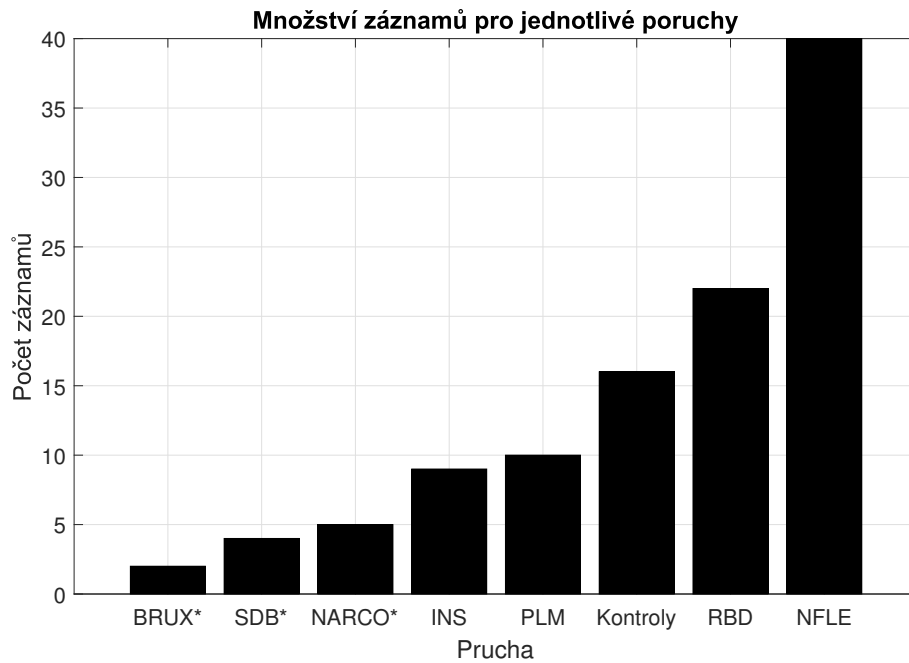
Jednotlivé PSG záznamy jsou uloženy ve formátu EDF (European Data Format), který je standardním formátem pro uchovávání vícekanálových biosignálů. Ke každému EDF souboru je přiložen textový soubor (.txt) obsahující expertní ohodnocení hypnogramu a CAP značek. Pro snadný převod expertních ohodnocení do Matlabu je k dispozici skript *ScoringReader.m*.

7.2 Použití databáze

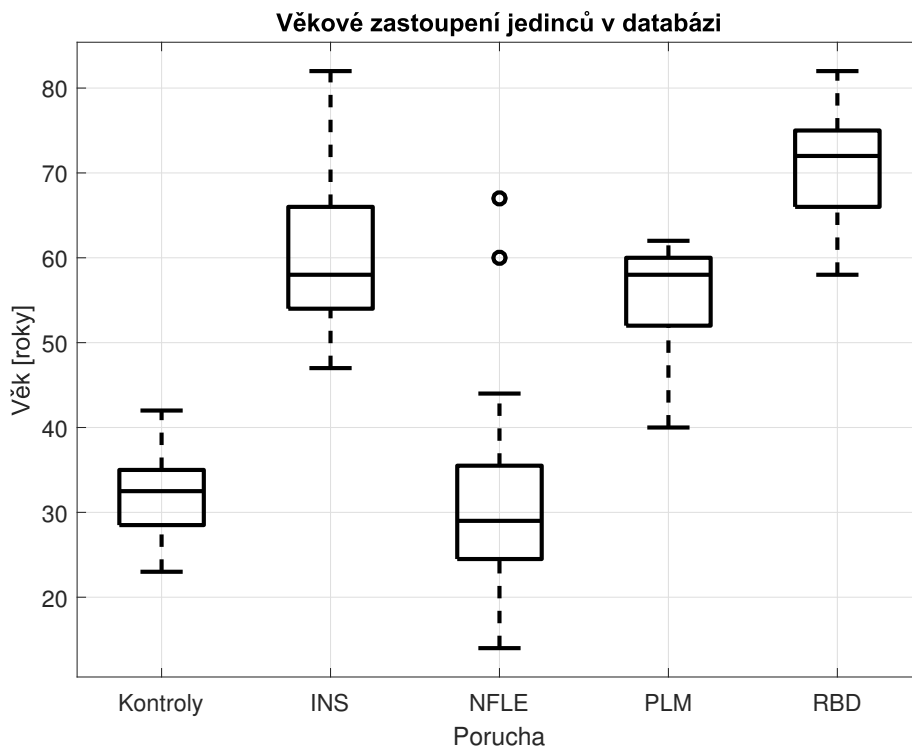
Vzhledem k velmi malému počtu záznamů byly vyřazeny záznamy bruxismu, poruch dýchání ve spánku a narkolepsie (obrázek 7.1). Tyto záznamy nebudou dále uvažovány.

Tato práce se zabývá hledáním významných parametrů pro identifikaci jednotlivých spánkových poruch. K problému bude přistupováno jako k úloze klasifikace mezi kontrolami a jednotlivými poruchami. Všechny výsledky tedy budou uvedeny zvlášť pro insomnii (INS), noční epilepsii frontálního laloku (NFLE), periodické pohyby končetin (PLM) a poruchu chování v REM spánku (RBD).

Pro vyhodnocení a diskusi získaných výsledků je nutné brát v úvahu věkové rozložení subjektů pro jednotlivé poruchy (obrázek 7.2). Důvodem je závislost spánkové architektury a výskytu CAP cyklů na věku.



Obrázek 7.1: Počty subjektů pro jednotlivé poruchy. Hvězdičkou jsou označené vyřazené skupiny. BRUX - bruxismus, SDB - poruchy dýchání ve spánku, NARCO - narkolepsie, INS - insomnie, PLM - periodické pohyby končetin, RBD - porucha chování v REM spánku, NFLE - noční epilepsie frontálního laloku.



Obrázek 7.2: Věkové rozložení vybraných poruch z databáze.

8 Sada parametrů

Pro popis spánkových záznamů byla vytvořena komplexní sada 69 parametrů sestavena na základě seznámení se s množstvím odborných článků (např. [8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15]) zabývajících se popisem vztahu CAP (popřípadě hypnogramu) a různých spánkových poruch. 37 parametrů je odvozeno z grafů spánkových fází (tabulka 8.1) a 32 je odvozeno z CAP značek (tabulka 8.2). V příslušných tabulkách je uveden podrobný popis významu jednotlivých parametrů.

8.1 Příprava expertních ohodnocení

Před samotným odvozením parametrů z připravených značek proběhla jejich revize během které se ukázalo, že epochy hypnogramu označené jako pohyb se objevují pouze v jednom z použitých záznamů. Těchto fází je v daném záznamu pouze 6, tedy 3 minuty, což oproti celkové délce záznamu (513,5 minuty) nepředstavuje významný čas. S přihlédnutím také k tomu, že se jedná o jediný záznam, z celkem 97 vybraných, bylo rozhodnuto tyto značky přepsat názvem fáze, která pohybu předcházela. Pro další postup je tedy možné uvažovat pouze 6 fází. Bdění, NREM1, NREM2, NREM3, NREM4 a REM.

U hypnogramu bylo možné potřebné parametry odvodit přímo z expertních ohodnocení. U CAP značek bylo nutné menší doplnění. Použitá databáze obsahuje vyznačené jen jednotlivé A fáze a jejich typy. Doplnění tedy spočívá ve vyznačení CAP sekvencí podle pravidel popsanych v kapitole 5 a v odborných článcích [10, 20]. Osamocené A fáze, které po vyznačení CAP sekvencí nepatří do žádné z nich, nejsou dále uvažovány. Tedy parametry jako počet A fází nebo průměrná délka A fáze jsou počítané jen na základě takových A fází, které jsou součástí CAP sekvence.

8.2 Nulové parametry

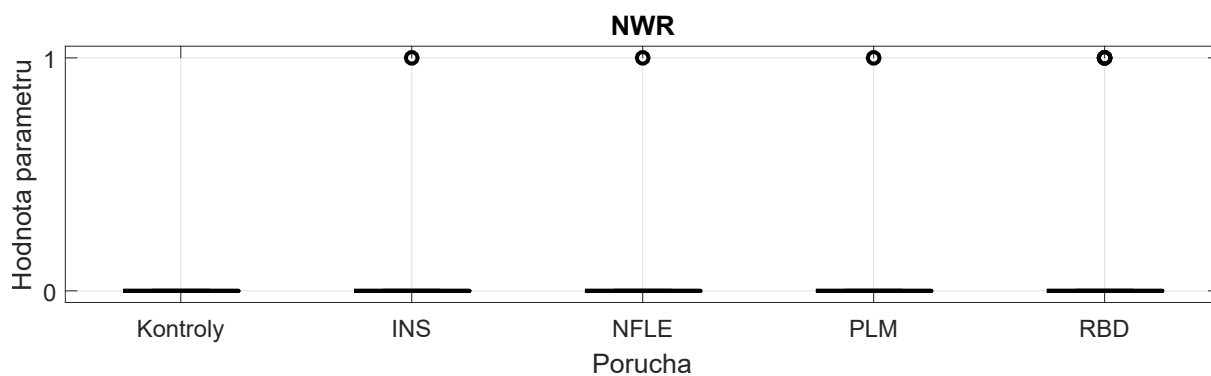
Po odvození parametrů se ukázalo, že některé z nich obsahují téměř pouze nulové hodnoty. Konkrétně se jedná o parametry NWR, NWD, NRD, NDR odpovídající v pořadí počtu přechodů z bdění do REM, z bdění do hlubokého spánku, z REM do hlubokého spánku a z hlubokého do REM spánku. Při zobrazení krabicového grafu těchto parametrů (obrázek 8.1) vidíme, že medián i kvartily 25 % a 75 % jsou v nule. Jediné nenulové hodnoty představuje několik málo odlehých hodnot. Z tohoto důvodu tyto parametry nejsou zajímavé pro klasifikaci spánkových poruch a pro další kapitoly nebudou uvažovány.

	Parametr	Popis
1	S1T	doba trvání NREM1 fáze
2	S2T	doba trvání NREM2 fáze
3	S3T	doba trvání NREM3 fáze
4	S4T	doba trvání NREM4 fáze
5	REMT	doba trvání REM fáze
6	WT	doba bdění
7	TIB	doba strávená v posteli (délka záznamu)
8	LST	doba trvání lehkého spánku ($LST=S1T+S2T$)
9	DST	doba trvání hlubokého spánku ($DST=S3T+S4T$)
10	NREMT	doba trvání NREM spánku ($NREMT=LST+DST$)
11	TST	celková doba spánku ($TST=REMT+NREMT$)
12	SE	efektivita spánku ($SE=TST/TIB$)
13	SL	latence spánku (čas od začátku záznamu po usnutí)
14	REML	latence REM spánku (čas od usnutí po první REM fázi)
15	S3L	latence NREM3 fáze (čas od usnutí po první NREM3 fázi)
16	S4L	latence NREM4 fáze (čas od usnutí po první NREM4 fázi)
17	WASO	čas bdění v době od usnutí po konečné probuzení
18	SPT	celkový čas periody spánku ($SPT=TST+WASO$)
19	S1R	podíl NREM1 fáze ($S1R=S1T/TST$)
20	S2R	podíl NREM2 fáze ($S2R=S2T/TST$)
21	S3R	podíl NREM3 fáze ($S3R=S3T/TST$)
22	S4R	podíl NREM4 fáze ($S4R=S4T/TST$)
23	REMR	podíl REM fáze ($REMR=REMT/TST$)
24	LSR	podíl lehkého spánku ($LSR=LST/TST$)
25	DSR	podíl hlubokého spánku ($DSR=DST/TST$)
26	NWR	počet přechodů z bdění do REM spánku
27	NWL	počet přechodů z bdění do lehkého spánku
28	NWD	počet přechodů z bdění do hlubokého spánku
29	NRW	počet přechodů z REM spánku do bdění
30	NRL	počet přechodů z REM do lehkého spánku
31	NRD	počet přechodů z REM do hlubokého spánku
32	NLW	počet přechodů z lehkého spánku do bdění
33	NLR	počet přechodů z lehkého do REM spánku
34	NLD	počet přechodů z lehkého do hlubokého spánku
35	NDW	počet přechodů z hlubokého spánku do bdění
36	NDR	počet přechodů z hlubokého do REM spánku
37	NDL	počet přechodů z hlubokého do lehkého spánku

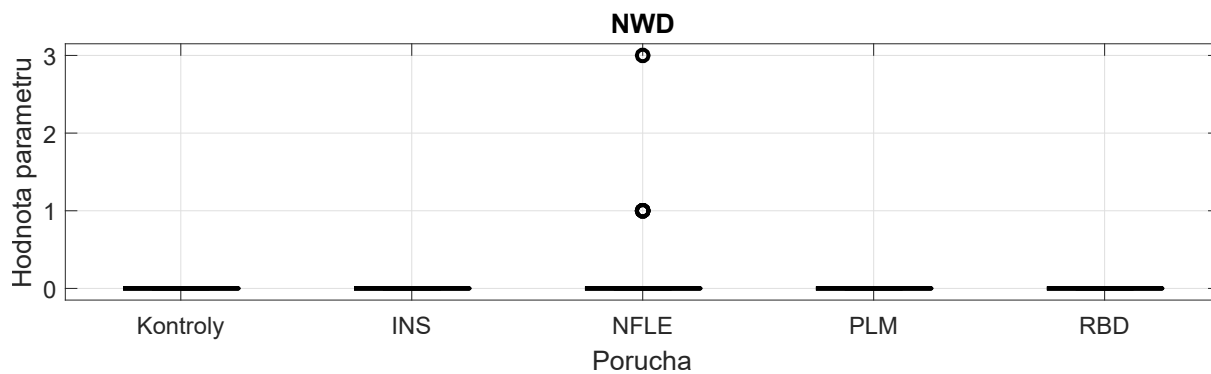
Tabulka 8.1: Seznam parametrů odvozených z hypnogramu.

	Parametr	Popis
38	CAPT	součet trvání všech CAP sekvencí
39	CAPS1T	součet trvání všech CAP sekvencí v NREM1 fázi spánku
40	CAPS2T	součet trvání všech CAP sekvencí v NREM2 fázi spánku
41	CAPS3T	součet trvání všech CAP sekvencí v NREM3 fázi spánku
42	CAPS4T	součet trvání všech CAP sekvencí v NREM4 fázi spánku
43	CAPR	podíl CAP v NREM spánku ($CAPR=CAPT/NREMT$)
44	CAPS1R	podíl CAP v NREM1 spánku ($CAPR=CAPS1T/S1T$)
45	CAPS2R	podíl CAP v NREM2 spánku ($CAPR=CAPS2T/S2T$)
46	CAPS3R	podíl CAP v NREM3 spánku ($CAPR=CAPS3T/S3T$)
47	CAPS4R	podíl CAP v NREM4 spánku ($CAPR=CAPS4T/S4T$)
48	CAPTSTR	podíl CAP ve spánku ($CAPR=CAPT/TST$)
49	CAPCTA	průměrná délka CAP cyklu
50	ATA	průměrná délka A fáze
51	BTA	průměrná délka B fáze
52	ARA	průměrný podíl A fáze v CAP cyklu (délka A fáze/délka CAP cyklu)
53	BRA	průměrný podíl B fáze v CAP cyklu (délka B fáze/délka CAP cyklu)
54	CAPTA	průměrný čas CAP sekvence
55	CAPSN	celkový počet CAP sekvencí
56	CAPCN	celkový počet CAP cyklů
57	CAPCS1N	celkový počet CAP cyklů v NREM1 fázi spánku
58	CAPCS2N	celkový počet CAP cyklů v NREM2 fázi spánku
59	CAPCS3N	celkový počet CAP cyklů v NREM3 fázi spánku
60	CAPCS4N	celkový počet CAP cyklů v NREM4 fázi spánku
61	CAPI	frekvence CAP cyklů v NREM spánku ($CAPI=CAPCN/NREMT$)
62	CAPTSTI	frekvence CAP cyklů ve spánku ($CAPI=CAPCN/TST$)
63	CAPS1I	frekvence CAP cyklů v NREM1 spánku ($CAPS1I=CAPCS1N/S1T$)
64	CAPS2I	frekvence CAP cyklů v NREM2 spánku ($CAPS2I=CAPCS2N/S2T$)
65	CAPS3I	frekvence CAP cyklů v NREM3 spánku ($CAPS3I=CAPCS3N/S3T$)
66	CAPS4I	frekvence CAP cyklů v NREM4 spánku ($CAPS4I=CAPCS4N/S4T$)
67	A1R	podíl A1 typů (počet A1 typů/počet všech A fází)
68	A2R	podíl A2 typů (počet A2 typů/počet všech A fází)
69	A3R	podíl A3 typů (počet A3 typů/počet všech A fází)

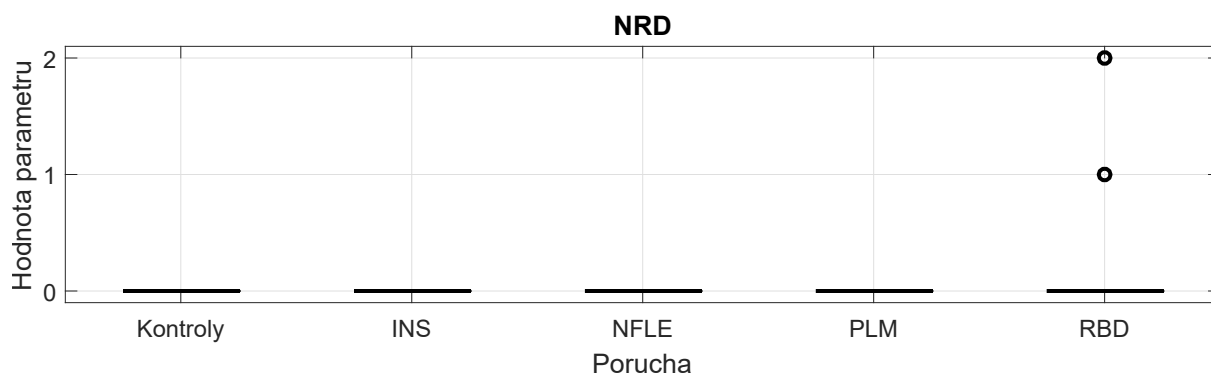
Tabulka 8.2: Seznam parametrů odvozených z CAP.



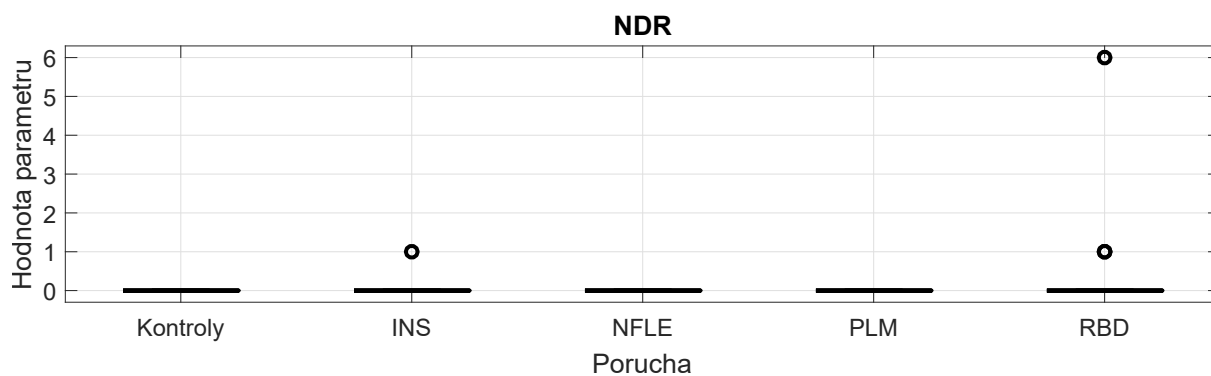
(a) Hodnoty parametru NWR pro jednotlivé poruchy.



(b) Hodnoty parametru NWD pro jednotlivé poruchy.



(c) Hodnoty parametru NRD pro jednotlivé poruchy.



(d) Hodnoty parametru NDR pro jednotlivé poruchy.

Obrázek 8.1: Krabicové grafy pro vyřazené parametry.

9 Sekvenční selekce příznaků

Cílem této kapitoly je nalezení nejlepší možné sady parametrů pro klasifikaci dané spánkové poruchy. Pro tento účel byl vybrán algoritmus sekvenční selekce příznaků mající dvě varianty, sekvenční dopřednou selekci (SFS) a sekvenční zpětnou selekci (SBS). V této kapitole jsou použity obě dvě. Kritériem výběru parametru je minimalizace chyby klasifikace (podíl počtu chybně klasifikovaných subjektů k celkovému počtu všech záznamů). Kritérium je vyhodnoceno leave-one-out křížovou validací (LOOCV). Jako klasifikátor byl zvolen klasifikační rozhodovací strom. Motivací použít rozhodovací strom je jeho poměrně jednoduchá interpretovatelnost, která bude využita při diskusi výsledků. Z důvodu zlepšení přesnosti klasifikace byla zvolena minimální velikost listu rozhodovacího stromu na dva prvky. Toto opatření předchází problému přeučení (overfitting).

Pro každou vybranou sadu parametrů jsou v tabulkách uvedeny hodnoty o přesnosti, senzitivitě a specifitě klasifikace získané LOOCV. Uvedeny jsou vždy výsledky pro vybranou sadu parametrů získanou algoritmy SFS a SBS a jako reference jsou také uvedeny výsledky s použitím všech parametrů bez předchozího výběru. Navíc jsou ke každé sadě parametrů doplněny vizualizace rozhodovacích stromů, které byly pomocí vybraných parametrů naučené na celém setu dat. Popis použité vizualizace rozhodovacího stromu je na obrázku 6.3.

V následujících podkapitolách jsou diskutovány výsledky k jednotlivým poruchám. Samotné výsledky jsou pro insomnií na stránce 32, pro epilepsie na stránce 33, pro periodické pohyby končetin na stránce 34 a pro poruchu chování v REM spánku na stránce 35.

9.1 Insomnie

Oba algoritmy (SFS a SBS) vybraly jako nejlepší sadu parametrů jediný parametr a to parametr SE odpovídající spánkové efektivitě (tabulka 9.1). Výsledný strom o hloubce jedna klasifikuje všechny záznamy se spánkovou efektivitou menší než 75,76 % jako patologické (obrázek 9.2). Jeho klasifikační přesnost odhadnutá LOOCV je 92 %. Tento parametr také dává evidentní klinický význam, jelikož insomnie je poruchou nespavosti a tedy snížené doby spánku a jeho efektivitě.

V případě použití celé sady parametrů byla odhadnutá přesnost pouze 64 %. V tomto případě je výsledný klasifikační strom tvořen parametry WT a REMT (obrázek 9.1). WT je zde kořenem stromu. Vidíme, že parametr REMT hraje spíše doplňkovou roli. Z výsledného stromu je také patrné, že parametr WT je schopný rozdělit celý set dat stejně dobře, jako parametr SE. Proto by se dal také označit za významný. Podobně jako v případě SE i doba bdění WT má jasný klinický význam. Za patologický je v případě WT klasifikován každý záznam z dobou bdění vyšší nebo rovnou 113 minutám.

9.2 Noční epilepsie frontálního laloku

U záznamů pacientů s noční epilepsií frontálního laloku (NFLE) už oba algoritmy došly k rozdílným závěrům (tabulka 9.2). V případě SFS byl vybrán jediný parametr a to parametr CAPT. Odhadnutá přesnost klasifikace je 85,71 %. Při použití algoritmu SBS byly vybrány 3 parametry a to CAPS2T, CAPR a CAPS2R. Přesnost klasifikace byla 91,07 %. Tedy lepší než pro jediný parametr vybraný metodou SFS. Původní přesnost klasifikace bez předchozího výběru parametrů byla 69,64 %.

Podobně jako v předchozím případě ale nemusíme dělat závěry o významnosti jednotlivých parametrů jen na základě algoritmů SFS a SBS ale můžeme se také podívat na výsledné stromy a zejména jejich kořeny (obrázky 9.3, 9.4, 9.5). Z tohoto pohledu nejzajímavějšími parametry jsou CAPR a CAPT. Strom sestavený parametrem CAPR (podíl CAP v NREM spánku) klasifikuje jako patologické všechny záznamy s $CAPR \geq 46,65$ %. U CAPT (celkový čas CAP sekvencí) jsou pak jako patologické klasifikované záznamy s $CAPT \geq 168,10$ minuty. Oba tyto parametry lze považovat za významné i klinicky. Studie ukazují, že u pacientů s epilepsií bývá skutečně podíl CAP navýšen.

9.3 Periodické pohyby končetin

V případě periodických pohybů končetin (PLM) se podařilo nalézt ideální parametr, který odděluje PLM od kontrol s přesností 100 % (tabulka 9.3). Tímto parametrem je parametr CAPS2R, vybrán metodami SFS i SBS. V obou případech je přesnost klasifikace 100 %. Přesnost 100 % byla udána LOOCV i pro případ bez předchozího výběru parametrů.

Výsledný strom je v tomto případě pouze hloubky 1 tvořen jediným vybraným parametrem CAPS2R (obrázek 9.6). I v případě vytvoření stromu bez omezení sady parametrů algoritmus rozhodovacího stromu vybral CAPS2R jako jediný parametr pro klasifikaci. Jako patologické jsou klasifikovány všechny záznamy s CAPS2R větším nebo rovným 56,37 minutám. Tento parametr odpovídá podílu CAP v NREM2 fázi spánku a dává také klinický význam, jelikož PLM se projevuje nejčastěji v NREM2 fázi spánku a souvisí s nárůstem CAP.

9.4 Porucha chování v REM spánku

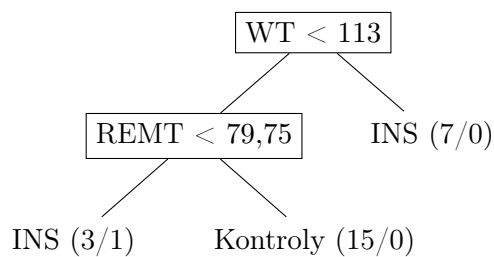
U poruchy chování v REM spánku (RBD) byly pomocí metody SFS vybrány parametry NWL a CAPCS1N. Výsledná přesnost klasifikace je 94,74 %. Metodou SBS byly vybrány parametry TST, NWL a ATA. Přesnost klasifikace v tomto případě je 92,11 %. Oba tyto výsledky představují zlepšení oproti původní přesnosti klasifikace (bez předchozího výběru parametrů), která je 78,95 % (tabulka 9.4).

Všechny výsledné stromy mají za kořen stromu parametr NWL odpovídající počtu přechodů z bdění do lehkého spánku (obrázky 9.7, 9.8, 9.9). Pokud je v záznamu více než 5 takovýchto přechodů, záznam je klasifikován jako patologický. Ke správnému určení klinického významu

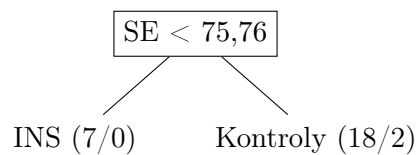
tohoto parametru by byla nutná konzultace s lékařem. Nelze ho interpretovat tak jednoznačně jako vybrané parametry u ostatních poruch. Skutečností ale je, že tento parametr nebyl žádnou metodou vybrán jako jediný, a proto nemusí být jednoznačně nejlepší, jako tomu bylo v některých předchozích případech.

Metoda	Parametry	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
—	všechny	64,00	66,67	62,50
SFS	SE	92,00	77,78	100,00
SBS	SE	92,00	77,78	100,00

Tabulka 9.1: Vybrané parametry a přesnost klasifikace pro insomnií.



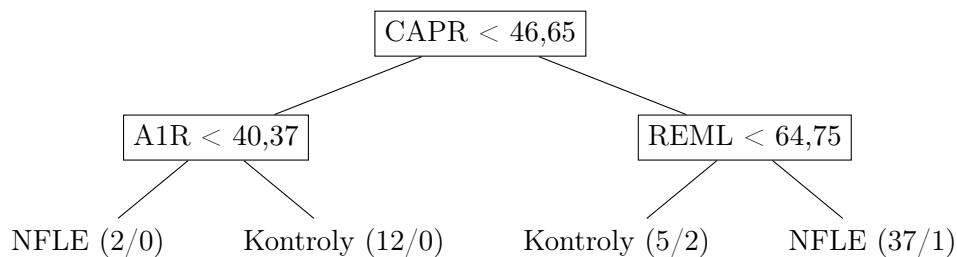
Obrázek 9.1: Strom pro insomnií vytvořený ze všech parametrů.



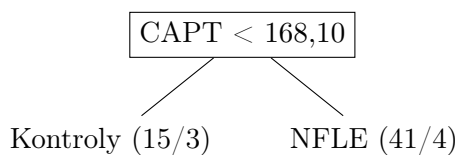
Obrázek 9.2: Strom pro insomnií vytvořený z parametru vybraného algoritmy SFS a SBS.

Metoda	Parametry	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
—	všechny	69,64	77,50	50,00
SFS	CAPT	85,71	92,50	68,75
SBS	CAPS2T, CAPR, CAPS2R	91,07	90,00	93,75

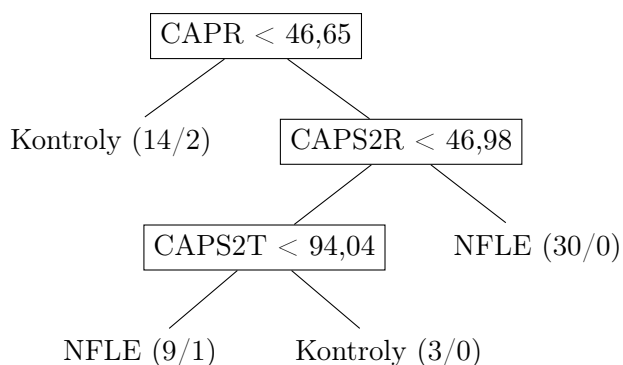
Tabulka 9.2: Vybrané parametry a přesnost klasifikace pro NFLE.



Obrázek 9.3: Strom pro NFLE vytvořený ze všech parametrů.



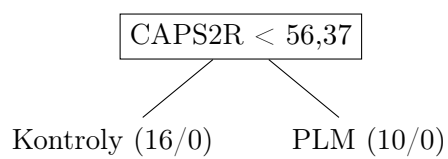
Obrázek 9.4: Strom pro NFLE vytvořený z parametru vybraného algoritmem SFS.



Obrázek 9.5: Strom pro NFLE vytvořený z parametrů vybraných algoritmem SBS.

Metoda	Parametry	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
—	všechny	100,00	100,00	100,00
SFS	CAPS2R	100,00	100,00	100,00
SBS	CAPS2R	100,00	100,00	100,00

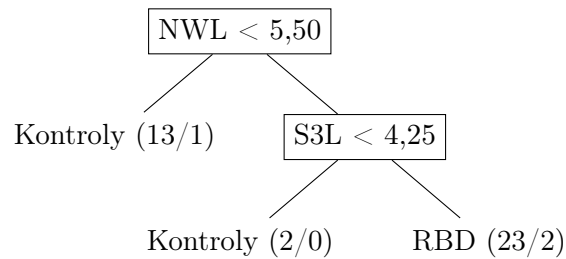
Tabulka 9.3: Vybrané parametry a přesnost klasifikace pro PLM.



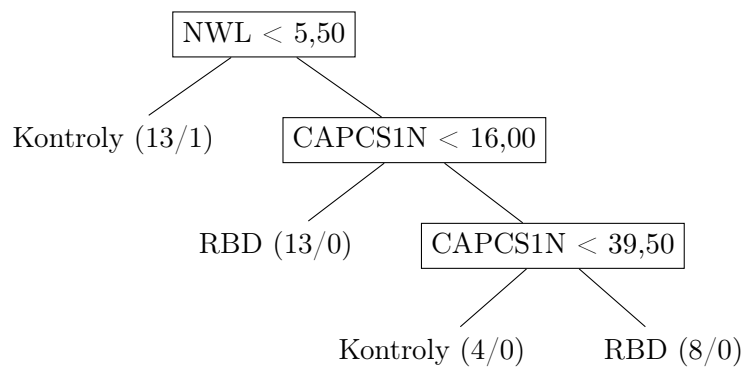
Obrázek 9.6: Strom pro PLM.

Metoda	Parametry	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
—	všechny	78,95	81,82	75,00
SFS	NWL, CAPCS1N	94,74	95,45	93,75
SBS	TST, NWL, ATA	92,11	95,45	87,50

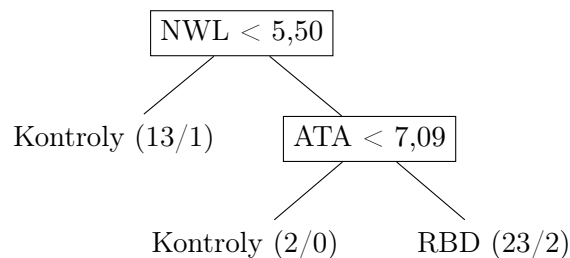
Tabulka 9.4: Vybrané parametry a přesnost klasifikace pro RBD.



Obrázek 9.7: Strom pro RBD vytvořený ze všech parametrů.



Obrázek 9.8: Strom pro RBD vytvořený z parametrů vybraných algoritmem SFS.



Obrázek 9.9: Strom pro RBD vytvořený z parametrů vybraných algoritmem SBS.

10 Individuální výkon parametrů

V předchozí kapitole se pomocí algoritmů sekvenční selekce příznaků podařilo najít sady významných parametrů. Zajímavým závěrem bylo, že se často jednalo pouze o jeden významný parametr, pomocí kterého bylo možné velmi dobře klasifikovat danou spánkovou poruchu. Tento závěr se stal motivací pro studium individuálního výkonu parametrů. Tato kapitola si klade za cíl prostudovat výkon jednotlivých parametrů a odhalit tak i takové parametry, které nemusely být vybrány v přechozí kapitole, a přesto mohou být klinicky zajímavé.

Jako klasifikátor pro tuto kapitolu byl opět vybrán rozhodovací strom. Důvodem je snadná porovnatelnost získaných výsledků se závěry minulé kapitoly. Rozhodovací strom byl vždy trénován a testován za použití jen jednoho parametru. Výsledky byly vyhodnoceny leave-one-out křížovou validací (LOOCV). Měřítkem výkonu jednotlivých parametrů je výsledná přesnost klasifikace. Pro úplnost jsou výsledky doplněné také specificitou a senzitivitou. Stejně jako v předchozí kapitole byla stanovena nejmenší možná velikost listu stromu na 2 prvky.

Pro každou spánkovou poruchu je v této kapitole diskutováno 6 parametrů s nejlepší přesností klasifikace. Pro snadnější interpretaci kvality jednotlivých parametrů je pro každý uveden příslušný krabicový graf. Na stránce 39 jsou uvedeny výsledné tabulky. Stránky 40, 41, 42 a 43 obsahují krabicové grafy pro insomnii, noční epilepsii frontálního laloku, periodické pohyby končetin a poruchu chování v REM spánku v tomto pořadí.

10.1 Insomnie

Nejllepšími parametry pro insomnii (INS) jsou parametry SE, WT, SPT, NREMT, TIB a DST s přesnostmi klasifikace 92 %, 88 %, 88 %, 84 %, 80 % a 80 % v tomto pořadí (tabulka 10.1). Všechny tyto parametry jsou odvozené jen za pomoci hypnogramů. K žádnému z nich nebyla za potřebí informace o CAP. Lze tedy říci, že pro klasifikaci záznamů insomnie nenesou CAP značky významnou informaci.

Parametry SE a WT odpovídají výsledkům předchozí kapitoly. Krabicové grafy ukazují u téměř všech těchto parametrů pěkné oddělení kontrol a insomniaků (strana 40). Zajímavou výjimkou je parametr TIB (obrázek 10.1e) odpovídající dobře strávené v posteli. Krabicový graf pro tento parametr ukazuje velmi podobné mediány pro kontroly i insomniaky, ovšem u kontrol tento parametr vykazuje znatelně menší rozptyl hodnot. Tento závěr lze těžko klinicky interpretovat a byla by zde vhodná konzultace s lékařem. U ostatních parametrů výsledky odpovídají teoretickým předpokladům.

10.2 Noční epilepsie frontálního laloku

Nejlepšími parametry pro noční epilepsii frontálního laloku (NFLE) jsou parametry CAPT, CAPR, CAPCN, CAPS3T, CAPS2I a S1T s přesnostmi klasifikace 85,75 %, 83,93 %, 83,93 %, 80,36 %, 78,57 % a 76,79 % v tomto pořadí (tabulka 10.2). Oproti insomnii jsou tentokrát téměř všechny uvažované parametry odvozené pomocí CAP značek. Jedinou výjimku tvoří parametr S1T, který je ale z udaných parametrů nejslabší. CAP parametry tedy hrají při klasifikaci NFLE významnou roli.

Parametry CAPT a CAPR odpovídají výsledkům předchozí kapitoly. Přesnosti klasifikací nejsou tak velké jako tomu bylo v případě insomnie. Krabicové grafy také neukazují tak jednoznačné rozdíly při porovnání hodnot parametrů kontrol a NFLE (strana 41). Tomu také odpovídá výsledek v minulé kapitole, kdy nejvyšší přesnosti bylo dosaženo kombinací tří parametrů. U všech uvažovaných parametrů platí teoretický předpoklad vyšších hodnot CAP parametrů u pacientů s NFLE.

10.3 Periodické pohyby končetin

Nejlepšími parametry pro periodické pohyby končetin (PLM) jsou parametry CAPS2R, CAPS2I, TST, A3R, CAPTSTR a LST s přesnostmi klasifikace 100,00 %, 96,15 %, 92,31 %, 92,31 %, 88,46 % a 80,77 % v tomto pořadí (tabulka 10.3). Podíl parametrů zahrnující a nezahrnující CAP značky je v tomto případě půl na půl.

Parametr CAPS2R odpovídá výsledkům předchozí kapitoly. Tento parametr byl také v předchozí kapitole jediný zjištěný. Vyhodnocení individuálního výkonu ale ukazuje i další velmi zajímavé parametry dosahujících velmi dobrých výsledků. Zejména se jedná o parametry CAPS2I a TST. Parametr CAPS2I stejně jako parametr CAPS2R rozděluje kontroly a PLM jasnou hranicí (obrázek 10.3b). Nicméně krajní hodnoty si jsou zde navzájem blíže než v případě CAPS2R, což vede ke snížení přesnosti klasifikace pomocí rozhodovacích stromů. Parametr TST také téměř oděluje kontroly a PLM jasnou hranicí (obrázek 10.3c). Výjimku zde tvoří jen dvě odlehlé hodnoty pro PLM.

Podobně jako v případě epilepsie i zde vyšší hodnoty parametrů odvozených z CAP pro PLM odpovídají teoretickým předpokladům.

10.4 Porucha chování v REM spánku

Nejlepšími parametry pro poruchu chování v REM spánku (RBD) jsou parametry NWL, WT, CAPS4T, SPT, NRW a CAPS2I s přesnostmi klasifikace 86,84 %, 78,95 %, 78,95 %, 76,32 %, 76,32 % a 76,32 % v tomto pořadí (tabulka 10.4). Pouze dva parametry v tomto případě souvisí s vyznačenými CAP značkami. Zajímavé je zastoupení dvou parametrů souvisejících s počty přechodů mezi spánkovými fázemi (NWL a NRW). Takové parametry nebyly označeny za význačné u žádné z předchozích poruch.

Parametr NWL odpovídá výsledkům předchozí kapitoly. Podobně jako v případě NFLE i zde dochází k menšímu klasifikačnímu výkonu jednotlivých parametrů. Tomu odpovídají i výsledky předešlé kapitoly, kde nejlepší přesnosti dosahovaly vybrané sady 2 až 3 parametrů. Do jaké míry odpovídají výsledky pro tuto poruchu teoretickým předpokladům by bylo spíše na konzultaci s lékařem. Výsledné krabicové grafy odpovídají vypočítaným přesnostem klasifikace a nelze tedy v nich pozorovat tak jednoznačné rozdělení, jako tomu bylo u insomnie nebo PLM.

Pořadí	Parametr	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
1.	SE	92,00	77,78	100,00
2.	WT	88,00	77,78	93,75
3.	SPT	88,00	88,89	87,50
4.	NREMT	84,00	55,56	100,00
5.	TIB	80,00	77,78	81,25
6.	DST	80,00	88,89	75,00

Tabulka 10.1: Šest nejvýkonějších parametrů pro insomni.

Pořadí	Parametr	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
1.	CAPT	85,71	92,50	68,75
2.	CAPR	83,93	90,00	68,75
3.	CAPCN	83,93	95,00	56,25
4.	CAPS3T	80,36	95,00	43,75
5.	CAPS2I	78,57	87,50	56,25
6.	S1T	76,79	92,50	37,50

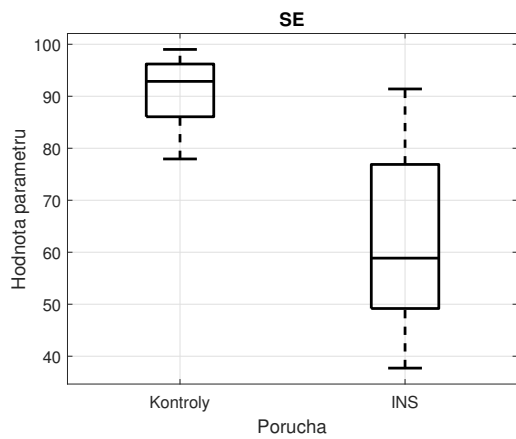
Tabulka 10.2: Šest nejvýkonějších parametrů pro NFLE.

Pořadí	Parametr	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
1.	CAPS2R	100,00	100,00	100,00
2.	CAPS2I	96,15	100,00	93,75
3.	TST	92,31	80,00	100,00
4.	A3R	92,31	90,00	93,75
5.	CAPTSTR	88,46	80,00	93,75
6.	LST	80,77	70,00	87,50

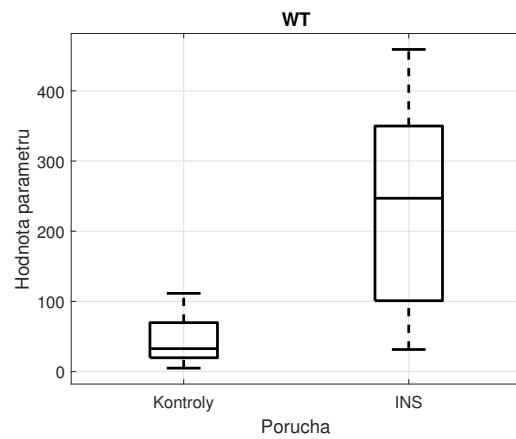
Tabulka 10.3: Šest nejvýkonějších parametrů pro PLM.

Pořadí	Parametr	Přesnost [%]	Senzitivita [%]	Specificita [%]
1.	NWL	86,84	95,45	75,00
2.	WT	78,95	77,27	81,25
3.	CAPS4T	78,95	90,91	62,50
4.	SPT	76,32	81,82	68,75
5.	NRW	76,32	86,36	62,50
6.	CAPS2I	76,32	81,82	68,75

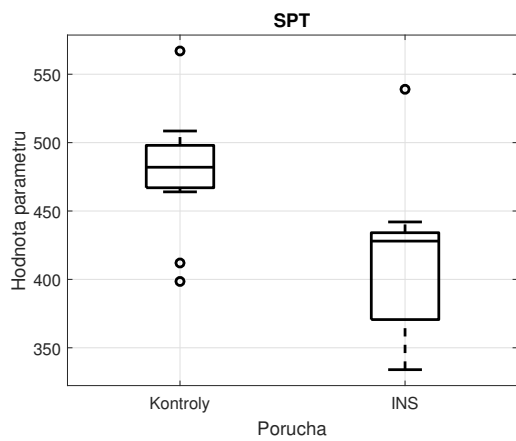
Tabulka 10.4: Šest nejvýkonějších parametrů pro RBD.



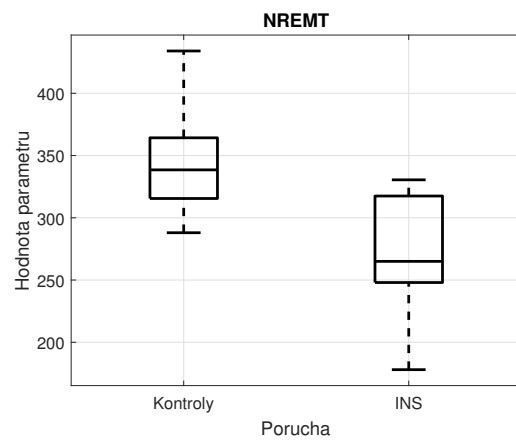
(a) Efektivita spánku (SE).



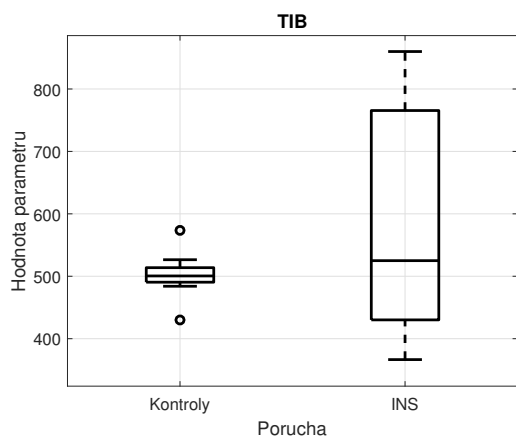
(b) Doba bdění (WT).



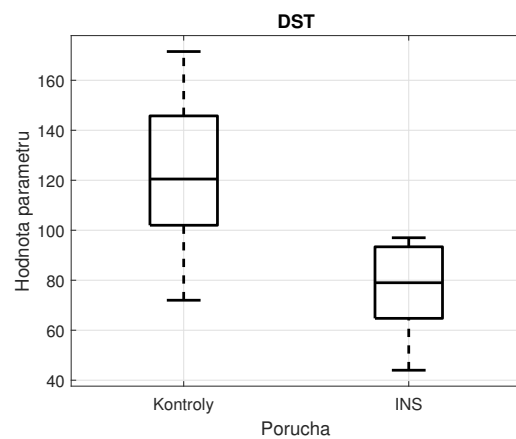
(c) Čas periody spánku (SPT).



(d) Doba trvání NREM spánku (NREMT).

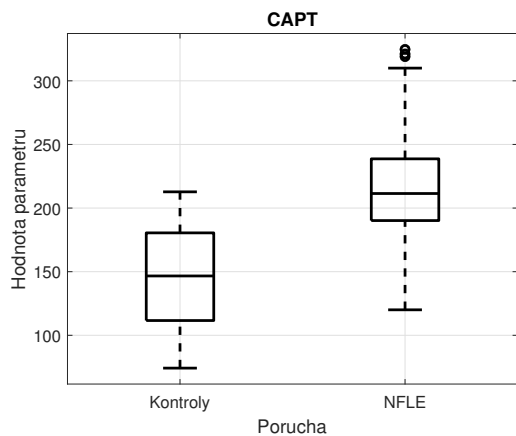


(e) Doba strávená v posteli (TIB).

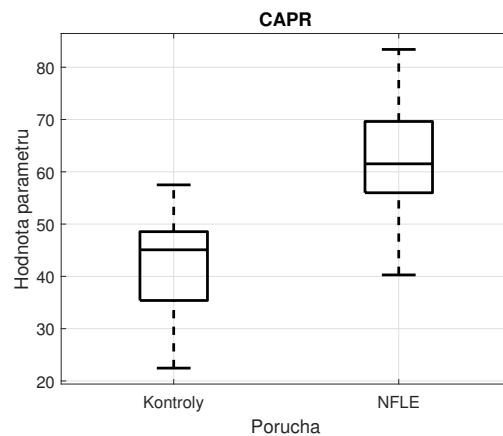


(f) Doba trvání hlubokého spánku (DST).

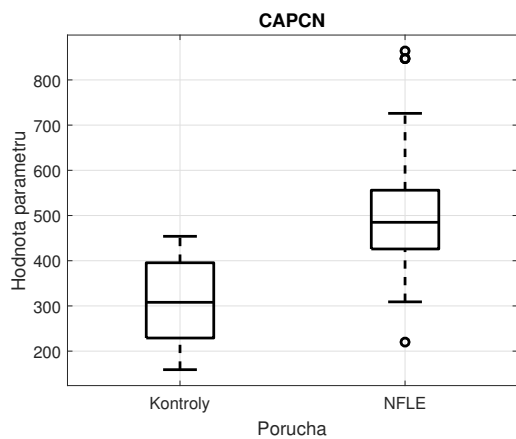
Obrázek 10.1: Nejlepší parametry pro insomnii.



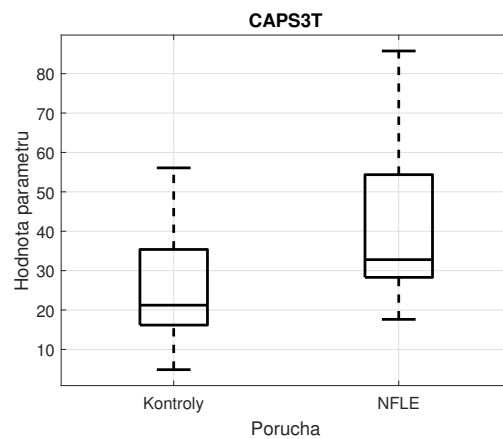
(a) Doba trvání všech CAP sekvencí (CAPT).



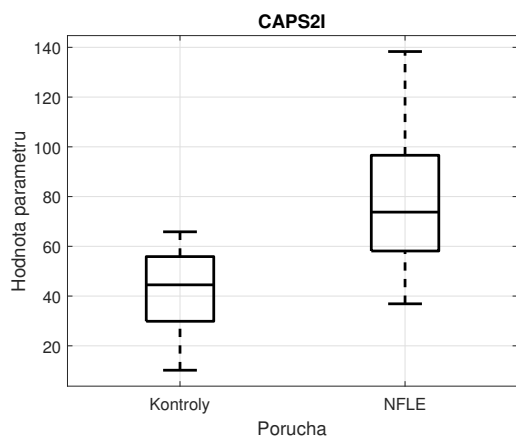
(b) Podíl CAP v NREM spánku (CAPR).



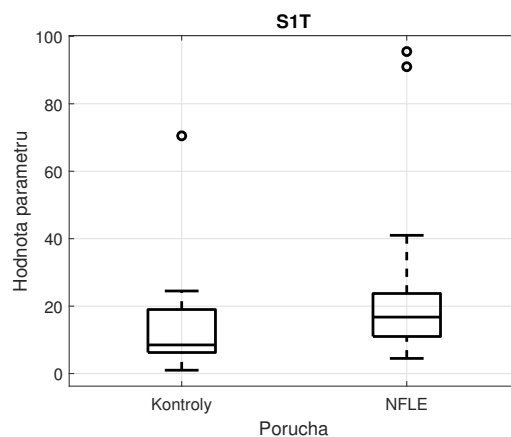
(c) Celkový počet CAP cyklů (CAPCN).



(d) Doba CAP sekvencí v NREM3 (CAPS3T).

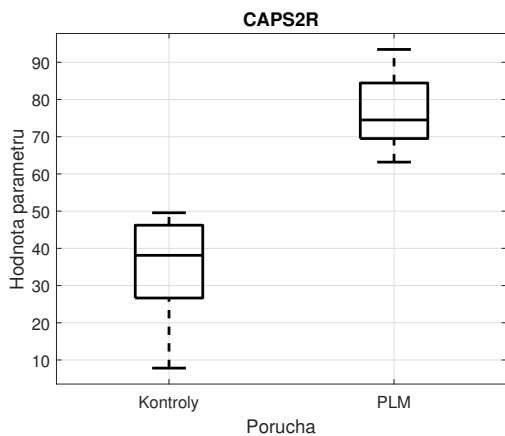


(e) Frekvence CAP cyklů v NREM2 (CAPS2I).

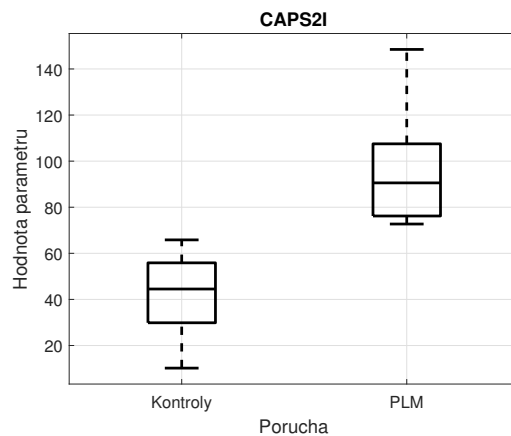


(f) Doba trvání NREM1 fáze (S1T).

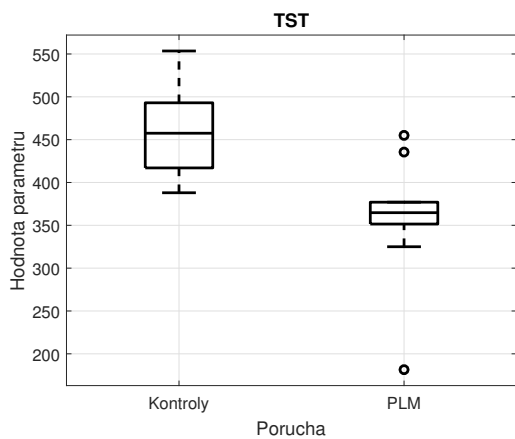
Obrázek 10.2: Nejlepší parametry pro NFLE.



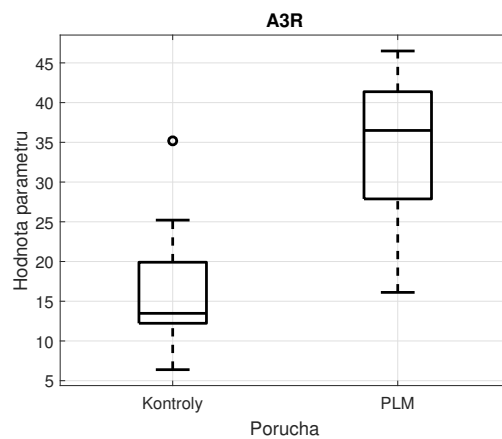
(a) Podíl CAP v NREM2 spánku (CAPS2R).



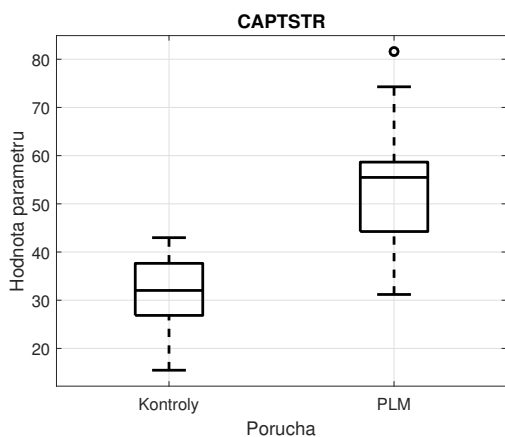
(b) Frekvence CAP cyklů v NREM2 (CAPS2I).



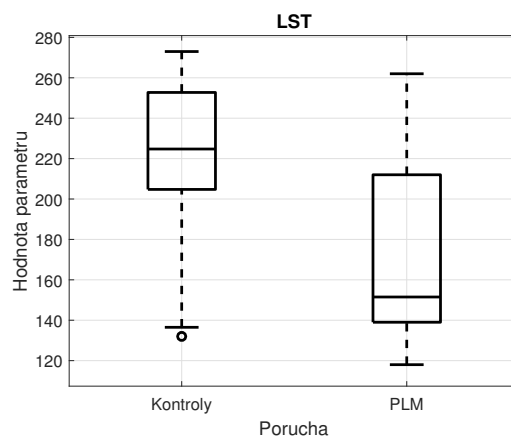
(c) Celková doba spánku (TST).



(d) Podíl A3 typů (A3R).

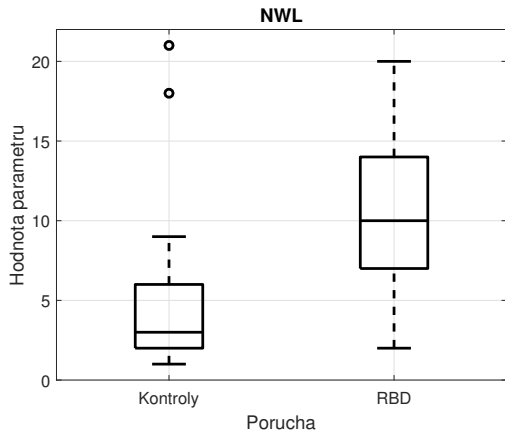


(e) Podíl CAP ve spánku (CAPTSTR).

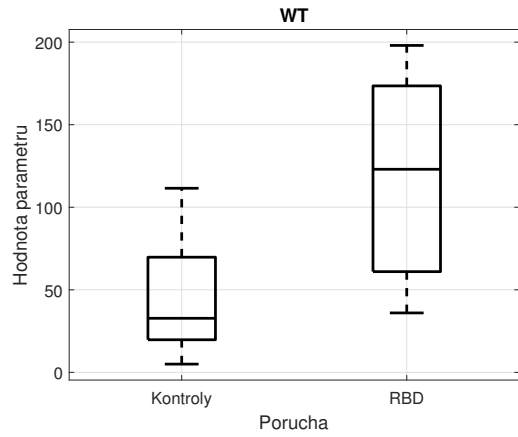


(f) Doba trvání lehkého spánku (LST).

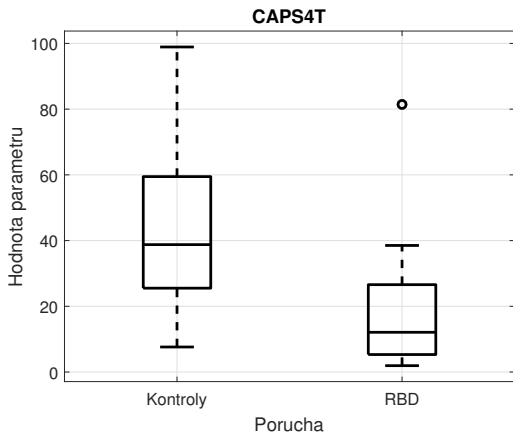
Obrázek 10.3: Nejlepší parametry pro PLM.



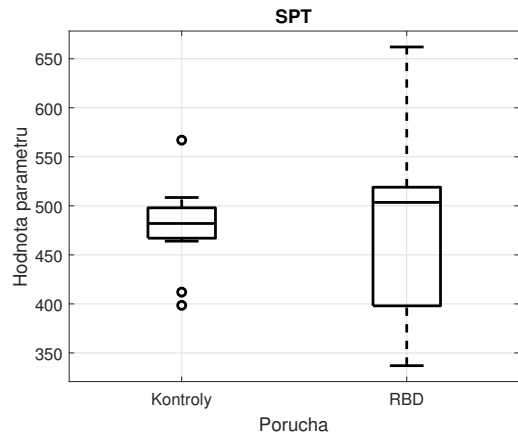
(a) Počet přechodů bdění → lehký spánek (NWL).



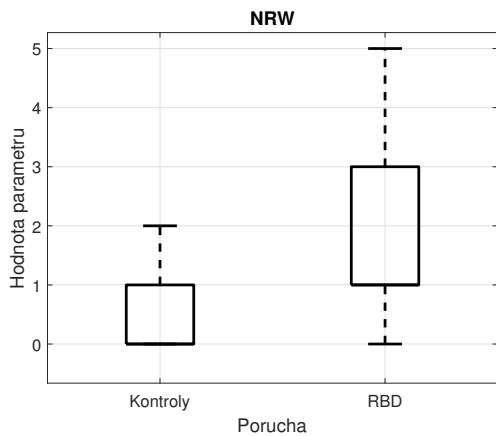
(b) Doba bdění (WT).



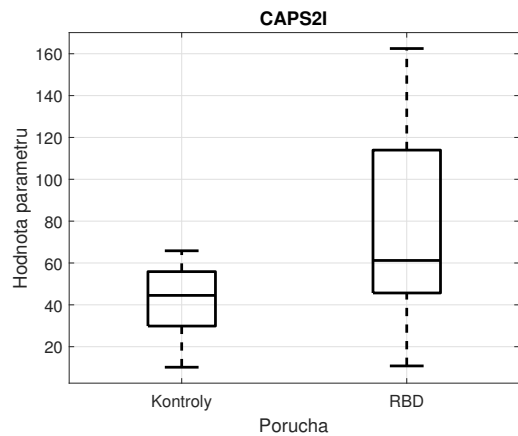
(c) Doba CAP sekvencí v NREM4 (CAPS4T).



(d) Čas periody spánku (SPT).



(e) Počet přechodů REM spánek → bdění (NRW).



(f) Frekvence CAP cyklů v NREM2 (CAPS2I).

Obrázek 10.4: Nejlepší parametry pro RBD.

11 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala využitím cyklických alternujících vzorců (CAP) a grafů spánkových fází (hypnogramů) při diagnostice spánkových poruch. Cílem bylo vytvořit sadu parametrů vhodnou pro identifikaci spánkových poruch a následně z těchto parametrů vybrat ty nejsignifikantnější pro konkrétní spánkové nemoci.

Pro praktickou část práce byla použita data z databáze *PhysioNet - The CAP Sleep Database* dostupné na <http://physionet.org/pn6/capslpdb/>. Tato databáze obsahuje záznamy bruxismu, insomnie, narkolepsie, noční epilepsie frontálního laloku (NFLE), periodických pohybů končetin (PLM), poruchy chování v REM spánku (RBD) a poruchy dýchání ve spánku. Vzhledem k omezenému množství záznamů mělo smysl pro praktickou část práce použít jen záznamy insomnie, NFLE, PLM a RBD. Signifikance parametrů byla vyhodnocena na základě přesnosti klasifikace jednotlivých nemocí proti množině záznamů zdravých subjektů. Záznamy zdravých jedinců byly také součástí použité databázi.

Na základě nastudování odborné literatury byla vytvořena komplexní sada 69 parametrů odrážející standardy při studiu polysomnografických (PSG) záznamů. Všechny tyto parametry vycházejí z expertních ohodnocení předem provedených odborníkem na PSG. 37 parametrů bylo odvozeno z hypnogramu a 32 bylo odvozeno s použitím CAP značek. V další části práce proběhl výběr těch nejsignifikantnějších parametrů z této sady pro jednotlivé spánkové poruchy. K tomu byly použity dvě metody. Sekvenční selekce příznaků a individuální výkon parametrů. Pro klasifikaci byl použit klasifikační rozhodovací strom. Výsledné rozhodovací stromy byly také brány v úvahu pro určení významnosti jednotlivých parametrů. Přesnost klasifikace byla vyhodnocena leave-one-out křížovou validací.

Pro insomnii byly za nejlepší parametry stanoveny parametry spánkové efektivity (SE) a doby bdění (WT). V případě NFLE to byly parametry určující celkový čas CAP sekvencí (CAPT) a podíl CAP v NREM spánku (CAPR). U PLM byly jednoznačně nejlepšími parametry ty určující podíl a frekvenci CAP v NREM2 fázi spánku (CAPS2R, CAPS2I). V případě RBD už situace nebyla tak jednoznačná, nicméně za kvalitní se dá považovat parametr odpovídající počtu přechodů z bdění do lehkého spánku (NWL). Hodnoty a klinický význam většiny těchto parametrů odpovídá teoretickým předpokladům nastudovaných z odborné literatury.

Z vybraných parametrů je patrné, že pro insomnii lze dobře indentifikovat patologické záznamy i bez využití CAP. Na druhou stranu v případě NFLE a PLM hrály CAP významnou roli a klasifikace bez jejich použití by nedosahovaly tak vysokých přesností. U RBD bylo zastoupení parametrů odvozených z hypnogramů a parametrů odvozených z CAP velmi vyrovnané. Z tohoto důvodu ani tady nelze význam CAP podceňovat. CAP tedy hrají významnou roli při analýze spánkových poruch a představují vhodné doplnění standardně používaných hypnogramů.

Na závěr nutno podotknout, že tato práce a její výsledky mohou být poznamenány malým množstvím záznamů, které byly k dispozici. Rozhodně zajímavým rozšířením této práce by bylo

použít větší množinu záznamů, a to jak z pohledu počtu záznamů, tak i z pohledu počtu testovaných spánkových poruch. Závěry této práce by bylo také vhodné konzultovat s lékařským odborníkem, který by mohl přinést lepší pohled na klinický význam jednotlivých vybraných parametrů.

Seznam použité literatury

- [1] M.S. Aldrich: *Sleep medicine*. Oxford University Press, 1999
- [2] T.L. Lee-Chiong: *Sleep: A Comprehensive Handbook*. Wiley, 2006
- [3] K. Šonka: *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Grada, 2004
- [4] M. Moráň: *Poruchy spánku*. Interní medicína pro praxi, 2009; 11(10): 466–470
- [5] E. Nešpor: *Epilepsie a cyklus spánku a bdění*. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, 2007; 70/103(2): 129–135
- [6] S. Sanei, J.A. Chambers: *EEG signal processing*. Wiley, 2007
- [7] F. Porée, A. Kachenoura, H. Gauvrit, C. Morvan, G. Carrault, L. Senhadji: *Blind Source Separation for Ambulatory Sleep Recording*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2006; 10(2): 293-301
- [8] F. Boghez, I. Mandruta: *Scoring sleep: the rules for looking inside*. Romanian Journal of Neurology, 2015; 14(3): 119-124
- [9] M.G. Terzano, D. Mancina, M.R. Salati, G. Costani, A. Decembrino, L. Parrino: *The cyclic alternating pattern as a physiologic component of normal NREM sleep*. Sleep, 1985; 8(2): 137-145
- [10] L. Parrino, R. Ferri, O. Bruni, M.G. Terzano: *Cyclic alternating pattern (CAP): The marker of sleep instability*. Sleep Medicine Reviews, 2012; 16(1): 27-45
- [11] R.J. Thomas: *Cyclic Alternating Pattern in the Electroencephalogram: What Is Its Clinical Utility?* Sleep, 2007; 30(5): 639-645
- [12] C. Nayak: *Study of sleep microstructure in patients of migraine without aura*. Sleep and Breathing, 2015; 20(1): 263-269
- [13] R. Chamorro, R. Ferri, C. Algarín, M. Garrido, B. Lozoff, P. Peirano: *Sleep Cyclic Alternating Pattern in Otherwise Healthy Overweight School-Age Children*. Sleep, 2014; 37(3): 557-560
- [14] A. Kutlu, P. Iseri, M. Selekler, G. Benbir, D. Karadeniz: *Cyclic alternating pattern analysis in REM sleep behavior disorder*. Sleep and Breathing, 2013; 17(1): 209-215
- [15] H. Kondo, M. Ozone, N. Ohki, Y. Sagawa, K. Yamamichi, M. Fukuju, T. Yoshida, C. Nishi, A. Kawasaki, K. Mori, T. Kanbayashi, M. Izumi, Y. Hishikawa, S. Nishino, T. Shimizu: *Association between Heart Rate Variability, Blood Pressure and Autonomic Activity in Cyclic Alternating Pattern during Sleep*. Sleep, 2014; 37(1): 187-194

- [16] F. Heijden: *Classification, parameter estimation, and state estimation: an engineering approach using MATLAB*. Wiley, 2004
- [17] T. Hastie, R. Tibshirani, J.H. Friedman: *The elements of statistical learning: data mining, inference, and prediction*. Springer, 2003
- [18] C. Kingsford, S. Salzberg: *What are decision trees?* Nature Biotechnology, 2008; 26(9): 1011-1013
- [19] A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.Ch. Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, C.-K. Peng, H.E. Stanley: *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. Circulation, 2000; 101(23): e215-e220
- [20] M.G. Terzano, L. Parrino, A. Sherieri, R. Chervin, S. Chokroverty, C. Guilleminault, M. Hirshkowitz, M. Mahowald, H. Moldofsky, A. Rosa, R. Thomas, A. Walters: *Atlas, rules, and recording techniques for the scoring of cyclic alternating pattern (CAP) in human sleep*. Sleep Medicine, 2001; 2(6): 537-553

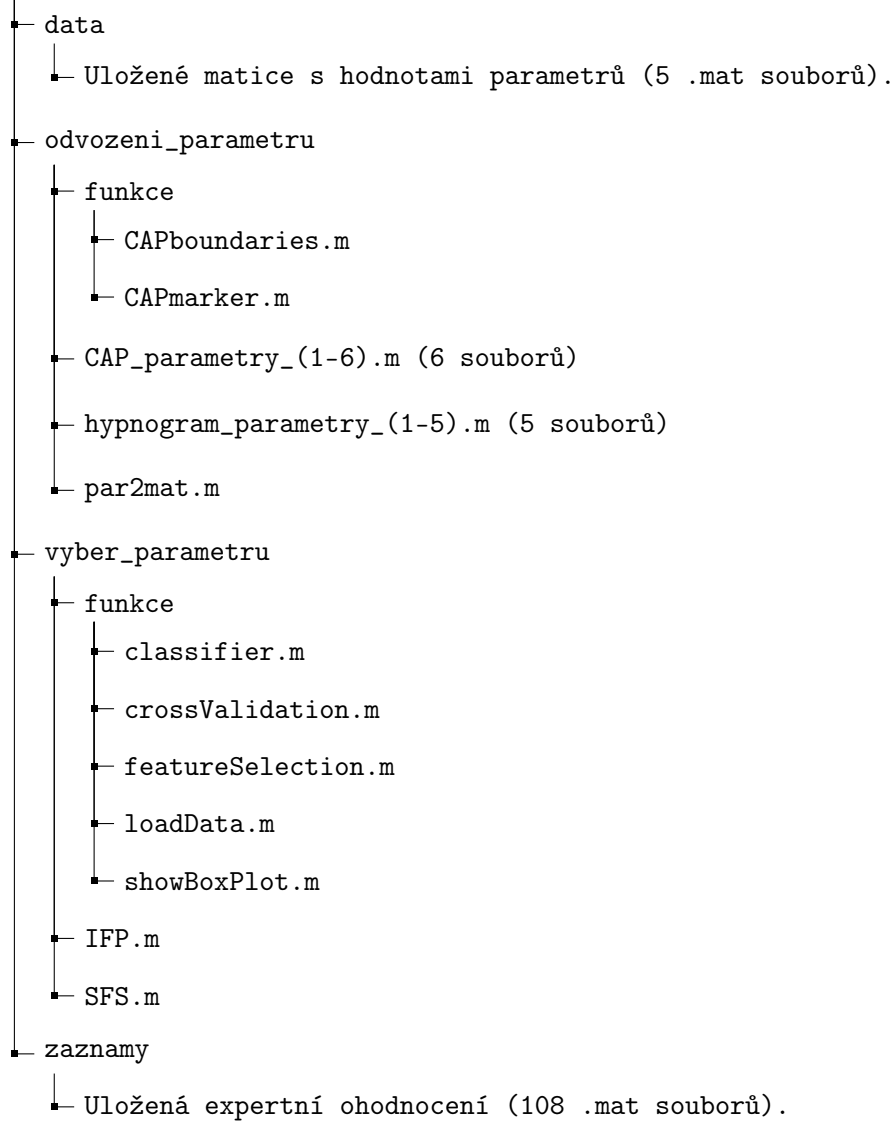
A Přiložené CD

K bakalářské práci je přiloženo CD obsahující všechny použité Matlab skripty pro odvození parametrů a následný výběr těch nejvýznamnějších z nich. Součástí CD jsou také použité expertní ohodnocení. Adresářová struktura CD je na obrázku A.1.

Složka *odvozeni_parametru* obsahuje skripty související s výpočtem parametrů z expertních ohodnocení. Složka obsahuje 5 skriptů pro odvození parametrů z hypnogramu (soubory *hypnogram_parametry_(1-5).m*) a 6 skriptů pro odvození parametrů z CAP značek (soubory *CAP_parametry_(1-6).m*). Tyto skripty načítají záznamy expertních ohodnocení ze složky *zaznamy* a rozšiřují tyto záznamy o hodnoty parametrů. Ve výsledku je tedy ve složce *zaznamy* 108 souborů. Každý představuje 1 záznam a obsahuje informaci o hypnogramu, CAP značkách a hodnotách všech parametrů. Skripty pro odvození parametrů z CAP značek navíc využívají funkce *CAPboundaries.m* a *CAPmarker.m*. Tyto funkce obstarávají značení CAP sekvencí podle pravidel popsaných v kapitole 5. Skript *par2mat.m* převádí jednotlivé záznamy s parametry ze složky *zaznamy* do formy matic ve složce *data*, které jsou používány skripty pro výběr parametrů.

Složka *vyber_parametru* obsahuje skripty pro výběr významných parametrů. Skript *SFS.m* obsahuje kód pro sekvenční selekci příznaků a skript *IFS.m* pro individuální výběr parametrů. Tyto skripty volají funkce v podsložce *funkce*. Funkce *classifier* obsahuje kód pro klasifikátor rozhodovacího stromu. Funkce *crossValidation.m* vyhodnocuje přesnost, senzitivitu a specifitu leave-one-out křížovou validací. Funkce *featureSelection.m* nalézá nejlepší sadu parametrů pomocí sekvenční selekce příznaků. Funkce *loadData.m* načítá data ze složky *data* a funkce *showBoxPlot.m* zobrazuje krabicový graf pro vybraný parametr a nemoc.

Přiložené CD



Obrázek A.1: Adresářová struktura přiloženého CD.