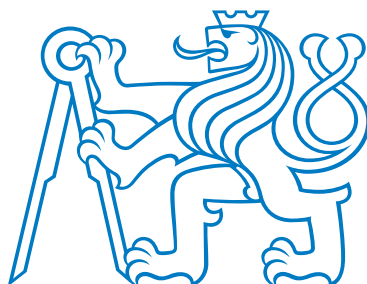


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky



Automatická detekce fyziologických událostí ve spánku

Automatic detection of physiological events in sleep

Bakalářská práce

Autor bakalářské práce: Martin Bartoň

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Václava Piorecká

květen 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Martin Bartoň**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Automatická detekce fyziologických událostí ve spánku**
Téma anglicky: Automatic detection of physiological events during sleep

Zásady pro vypracování:

Implementujte automatický detektor detektor spánkové apnoe pro reálné polysomnografické záznamy. V programovacím jazyce Python implementujte zpracování polysomnografických záznamů včetně značek (tagů) jednotlivých událostí. Vytvořte algoritmus pro detekci apnoe dle kritérií v metodice Americké akademie pro spánkovou medicínu (AASM) pro skórování spánku. V záznamu vyznačte úseky, ve kterých dochází k pohybovým událostem. Detekované události označte (vložte tagy) a uložte do polysomnografického záznamu. Vámi navržený detektor ověřte na deseti polysomnografických záznamech. Statisticky vyhodnoťte účinnost automatického klasifikátoru. Implementaci automatického detektoru do praxe vhodně dokumentujte prostřednictvím uživatelské příručky.

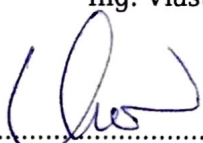
Seznam odborné literatury:

- [1] Iber, C.; Ancoli-Israel, S.; Chesson A. and Quan, S.F., *The ASSM Manual for the Scoring of Sleep and Associates Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*, ed. 1st ed., Westchester, IL : American Academy of Sleep Medicine, 2007, ISBN 096572204X
- [2] Bělehrad, M. et al, *Vyšetření poruch dýchání ve spánku od A do Z*, *Kardiol Rev Int Med*, ročník 15, číslo 2, 2013
- [3] Mike X Cohen, *Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice*, ed. 1st Edition, The MIT Press, 2014, ISBN 9780262019873

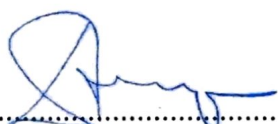
Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Ing. Václava Piorecká

Konzultant: Ing. Vlastimil Koudelka, PhD.



vedoucí katedry / pracoviště



děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek	5
Seznam tabulek	6
Seznam algoritmů	6
Seznam obrázků	7
1 Úvod	12
1.1 Cíle práce	12
1.2 Přehled současného stavu	13
1.3 Úvod do problematiky	13
1.3.1 Apnoe a hypopnoe	14
1.3.2 Polysomnografie	16
2 Metody	18
2.1 Analýza kritérií pro skórování spánku podle AASM	18
2.1.1 Skórování pohybu končetin	19
2.1.2 Skórování dechových událostí	19
2.2 Volba programovacího jazyka	21
2.3 Struktura algoritmu	22
2.4 Načtení datového souboru	23
2.5 Detekce spánkové apnoe	26
2.6 Detekce jednotlivých pohybových událostí	33
2.6.1 Detekce pohybových událostí	35
2.6.2 Detekce periodických pohybových událostí	37
2.7 Uložení událostí do PSG souboru	40
2.8 Statistické zhodnocení	41
2.8.1 Senzitivita	42
2.8.2 Pozitivní prediktivní hodnota	42
2.9 Data	43

2.9.1	Parametry detektoru	43
2.9.2	Souhlas etické komise	44
3	Výsledky	45
3.1	Vyhodnocení parametrů	45
3.2	Vyhodnocení detektoru	48
4	Diskuze	50
4.1	Detekce intervalu	50
4.2	Filtrace	50
4.3	ROC analýza	51
4.4	Rozdílnost dat	51
4.5	Výsledky	52
5	Závěr	53
	Přílohy	56
A	Názvy kanálů	56
B	Uživatelský manuál	57
C	Obsah přiloženého CD	59

Seznam použitých symbolů a zkratek

PSG	polysomnografie
EKG	elektrokardiograf
EEG	elektroencefalograf
EMG	elektromyografie
AHI	apnoe hypopnoe index
AASM	American academy of sleep medicine
REM	rapid eye movement
NREM	non-rapid eye movement
DK	dolní končetina
HK	horní končetina
LM	pohyb končetin
PLM	periodický pohyb končetin
CNS	centrální nervová soustava
OSA	obstrukční spánková apnoe
CSA	centrální spánková apnoe
SSA	smíšené spánková apnoe
FIR	konečná impulsní odezva
NUDZ	Národní ústav duševního zdraví
TP	true pozitive
FN	false negative
FP	false positive
ROC	receiver operating characteristic curve
IQR	mezi kvartilové rozpětí

Seznam tabulek

1.1	Orientační zastoupení fází při spánku	14
1.2	Hodnocení AHI	15
2.1	Knihovna funkcí	22
2.2	Proměnné z hlavičky	24
2.3	Názvy a počet tagů z reálného PSG vyšetření	25
3.1	Výsledky detekce parametry - délka: 10 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,2	48
3.2	Výsledky detekce parametry - délka: 9 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,7	48
3.3	Výsledky detekce parametry - délka: 4 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,6	48
A.1	Názvy kanálů	56

Seznam algoritmů

2.1	Algoritmus detekce apnoe	31
2.2	Algoritmus detekce pohybových událostí	36
2.3	Algoritmus detekce periodických pohybových událostí	39

Seznam obrázků

1.1	Snímek obrazovky programu EASYS2 s PSG záznamem	16
2.1	Příklad spánkové apnoe z AASM manuálu [12]	21
2.2	Diagram zobrazující strukturu algoritmu	22
2.3	Rozložení .d souboru[13].	23
2.4	Signál průtoku vzduchu před nosem (vytvořeno v Pythonu)	26
2.5	Charakteristika IIR filtru (vytvořeno v Pythonu)	27
2.6	Signál průtoku vzduchu před nosem s ohraničením (vytvořeno v Pythonu)	28
2.7	Výsek signálu s jeho obálkou (vytvořeno v Pythonu)	29
2.8	Průběh detekce apnoe s pozitivními vzorky (vytvořeno v Pythonu)	32
2.9	Záznam EMG aktivity DK z PSG vyšetření (vytvořeno v Pythonu)	34
2.10	Diagram postupu detekce pohybových událostí	34
2.11	Úsek EMG signálu s detekcí LM(vytvořeno v Pythonu)	37
2.12	Úsek EMG signálu s detekcí LM, po eliminaci LM(vytvořeno v Pythonu) .	38
2.13	Úsek EMG signálu s detekcí PLM(vytvořeno v Pythonu)	38
3.1	Graf senzitivity a PPV pro parametr délka (vytvořeno v Pythonu)	45
3.2	Graf senzitivity a PPV pro parametr pokles (vytvořeno v Pythonu)	46
3.3	Graf senzitivity a PPV pro parametr podmínka (vytvořeno v Pythonu) . .	47
3.4	Ukázka detekce apnoe (vytvořeno v Pythonu)	49
3.5	Ukázka detekce apnoe (vytvořeno v Pythonu)	49

Abstrakt

Spánek je velice důležitá součást našeho života. Existuje však mnoho poruch spánku, které vedou ke spánkové deprivaci. K poruchám spánku patří například spánková apnoe. Tato porucha se vyšetřuje polysomnografem ve spánkové laboratoři. Následnou diagnostiku provádí lékař a je velice časově náročná.

Tato práce má za cíl vytvořit automatický detektor fyziologických událostí, který výrazně urychlí diagnostiku spánkových poruch. Detektor vychází z parametrů manuálu pro skórování spánku od Americké akademie spánkové medicíny (AASM). Algoritmus načítá polysomnografická data vygenerovaná programem EASYS2. Signál proudění vzduchu před nosem je filtrován, ohraničen a jsou na něm detekovány apnoe. Dále je provedena detekce periodických pohybů končetin. Tyto detekované události se následně zapisují do originálního souboru. Zkušební data byla poskytnuta Národním ústavem duševního zdraví.

Z výsledků vyplývá, že parametry pro detekci apnoe z AASM manuálu mají v praxi svá omezení. Tyto parametry byly upraveny podle výsledků ROC analýzy, při které byla prováděna detekce pro různá nastavení parametrů. Podle této analýzy se pro využití v praxi snížil práh poklesu amplitudy pro detekci apnoe z 90 % na 30 %. Při takovémto nastavení byla celková průměrná senzitivita 24 % a pozitivní prediktivní hodnota 9 %.

Algoritmus je psán ve vysokoúrovňovém programovacím jazyku Python 3.6. Je připraven k implementaci do klinické praxe. Byl vytvořen uživatelský manuál pro jednoduchou manipulaci s algoritmem.

Klíčová slova

Polysomnografie, spánková apnoe, automatická detekce, Python.

Abstract

Sleeping is important part of our lives. There are a lot of sleeping disorders leading to sleep deprivation. One of them is sleeping apnea. Sleeping apnea is examined by polysomnograph in sleeping lab. Subsequent diagnosis is executed by doctor and is demanding from time point of view.

The goal of this thesis is to create software application speeding up the diagnosis process of sleeping disorders. The software application, detector, uses sleeping scoring parameters published by American Academy of Sleep Medicine (AASM) for apnea detection. The detector algorithm loads polysomnographic data generated by EASYS2 software. Airflow signal in front of nose is filtered, bordered and sleep apneas are detected. Identified events are saved as tags into the original file and are utilized by detector. Data for the thesis was granted by the National Institute of Mental Health.

The detector activity outcomes show there are limits for apnea detection with parameters setting according to the AASM manual. Consequently these inputs parameters were modified according to the ROC analysis. The outcomes with modified parameters show, the amplitude threshold for the apnea detection decreases from 90 % to 30 %, the total average sensitivity was 24 % and the positive predictive value was 9 %.

The detector algorithm is written in the high-level programming language Python 3.6. It is ready for clinical practice implementation. The detector user manual has been created.

Key words

Polysomnography, sleep apnea, automatic detection, Python.

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucí mé práce Ing. Václavě Piorecké a panu Ing. Vlastimilovi Koudelkovi, Ph.D. za odbornou pomoc, konzultace a celkovou motivaci. Dále také Národnímu ústavu duševního zdraví za poskytnutí dat.

Velké díky patří rodičům za celkovou podporu a mému bratrovi za mnoho rad.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem **Automatická detekce fyziologických událostí ve spánku** vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 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.

V dne

.....

Martin Bartoň

1 Úvod

Spánek je velice důležitá součást našeho života. Během spánku dochází k celkové regeneraci organismu a k restauraci energetických zdrojů. Důležitá je délka spánku, ale ještě více jeho kvalita. Existuje mnoho poruch spánku, díky kterým dochází u lidí ke spánkové deprivaci. Spánková deprivace následně vede k snížení pozornosti, výkonnosti, bolestem hlavy a únavě. Mezi nejrozšířenější poruchu se řadí spánkové apnoe, které trápí přibližně 3% populace. [1]

Poruchy spánku se vyšetřují ve spánkové laboratoři. Pacient je uložen na lůžko, je připojen k polysomnografu a přes noc spí. Polysomnograf zaznamenává biosignály jako jsou elektrokardiograf (EKG), dech, saturace krve kyslíkem, elektroencefalograf (EEG) a další. Tento záznam poté prohlíží a analyzuje lékař. Protože je záznam z celé noci, je velice časově náročné pro lékaře celý záznam prohlédnout a označit fyziologické události. Automatická detekce těchto událostí podle AASM (American academy of sleep medicine) manuálu na skórování fyziologických událostí ve spánku značně zkrátí celkovou dobu analýzy a umožní lékařům více se soustředit na další práci.

1.1 Cíle práce

Cílem této práce je vytvořit algoritmus pro automatickou detekci fyziologických událostí při spánku v programovacím prostředí Python. Dílčí cíle práce jsou:

- analýza kritérií pro skórování spánku podle AASM,
- načtení polysomnografického záznamu,
- detekování a uložení spánkových apnoe zpět do výchozích dat,
- vyznačit úseky s pohybovou událostí,
- statisticky vyhodnotit detektor událostí.

1.2 Přehled současného stavu

V současné době se problematikou detekce apnoe zabývá několik studií. Madhuka Jayawarhana ve své práci popisuje detekci apnoe analýzou pletysmografické křivky získané záznamem z jednoho senzoru, v tomto případě pulzního oxymetru. Úspěšnost její analýzy byla 82 % při aplikaci na 52 pacientech.[2]

Článek z *European Respiratory Journal* z roku 2007 se soustředil na detekci apnoe z měření průtoku vzduchu před nosem. Pomocí automatického algoritmu byli schopní u 299 záznamů úspěšně detekovat až 96 % apnoe. [3]

V časopise *Journal of Clinical Monitoring and Computing* byl publikován článek, kde detekují apnoe pomocí EEG. Využitím fluktační analýzy byli schopni porovnat 360 záznamů pacientů s a bez apnoe a tím získat data potřebná pro detekci. Jejich průměrná úspěšnost detekce je 95 %. [4]

Ke klasifikaci se nově využívá metoda na bázi elastic net klasifikátoru. Tato metoda detekuje apnoe ze tří signálů, průtoku vzduchu a dechového úsilí měřeného na hrudníku a na břiše. Tato metody byla vyzkoušena u 109 pacientů a úspěšnost detekce byla 97,9 %. [5]

Studie z roku 2011 prokázala, že lze detekovat obstrukční apnoe pouze z hlasu. Vytvořený analyzátor porovnává hlas pacientů s a bez příznaků apnoe po vyslovení určitých normalizovaných vět. Její úspěšná predikce spánkového apnoe byla kolem 80 %. [6]

1.3 Úvod do problematiky

Spánek je nezbytně důležitou částí dne každého živého organismu. Jedná se o periodicky opakující se stav organismu, který se vyznačuje sníženou aktivitou a změnou kognitivní činnosti. Je možné uvažovat o určitém poničení tělesných struktur, kdyby byla námaha kontinuální bez přestávek. Spánek lze okamžitě přerušit a probudit se. Lidé potřebují

v průměru 8 hodin spánku. Je nutný pro regeneraci organismu, obnovuje schopnosti mozku a kognitivní činnosti. Pokud člověk nespí 8 hodin (každý jedinec má individuální potřebu) a nebo je spánek rušen vzniká tzv. spánková deprivace, která vede k snížení výkonnosti jak mentální, tak fyzické a její projev je podobný opilosti. [7, 8]

Spánek se dělí do tří základních funkčních stavů: bdělost, NREM (non-rapid eye movement) a REM (rapid eye movement). NREM stav se dále dělí na tři podstavy. Aktivita mozku je během bdělosti a během dalších fází spánku odlišná. Tuto aktivitu zaznamenáváme pomocí EEG. Aktivita mozku je nejvíce ovlivňována thalamem a retikulární formací. Tyto fáze jsou během spánku zastoupeny v určitém poměru a každá fáze vykazuje typickou mozkovou aktivitu viz 1.1.

Tabulka 1.1: Orientační zastoupení fází při spánku

	trvání během spánku	převládající mozková aktivita
bdělost	1 %	alfa rytmus
NREM	84 %	delta vlny
REM	25 %	desynchronizace

1.3.1 Apnoe a hypopnoe

Apnoe je definováno jako pozastavení ventilace po dobu minimálně 10s. Rozlišuje se takzvané obstrukční, centrální a smíšené. Definice hypopnoe je v různých laboratořích jiná, ale podle AASM je to stav kdy je pokles ventilovaného vzduchu o 30 %, saturace krve kyslíkem o 3% a to minimálně po 10s. Závažnost apnoe a hypopnoe se hodnotí podle apnoe hypopnoe indexu (AHI). Tento index udává počet apnoe a hypopnoe za jednu hodinu. [9] Hodnocení AHI je v tabulce 1.2.

Spánkové apnoe se dělí na 3 základní druhy. Mají odlišnou příčinu. Základní projevy jsou stejné, ale patofyziologie a léčba je rozdílná.

Tabulka 1.2: Hodnocení AHI

hodnocení	hodnota AHI indexu
fyziologická norma	AHI < 5
lehká spánková apnoe	AHI < 15
střední spánková apnoe	AHI 15 – 30
těžká spánková apnoe	AHI > 30

Obstrukční spánková apnoe

Obstrukční spánková apnoe se od centrálního apnoe liší jeho příčinou. Vzniká totiž po obstrukci horních cest dýchacích. Jedná se tedy o mechanickou překážku v dýchacích cestách. Organismus se snaží překážku odstranit nikoliv výdechem, ale prodlužuje fázi nádechu. V důsledku delšího nádechu se v dýchacích cestách udržuje podtlak. Celý tento proces ve svém důsledku vede ke zhoršení dýchání. Na polysomnografickém záznamu můžeme vidět že při obstrukční spánkové apnoei (OSA) jsou zachovány pohyby hrudníku. Tento jev je klasický pro obstrukční spánkovou apnoei. [10]

Centrální spánková apnoe

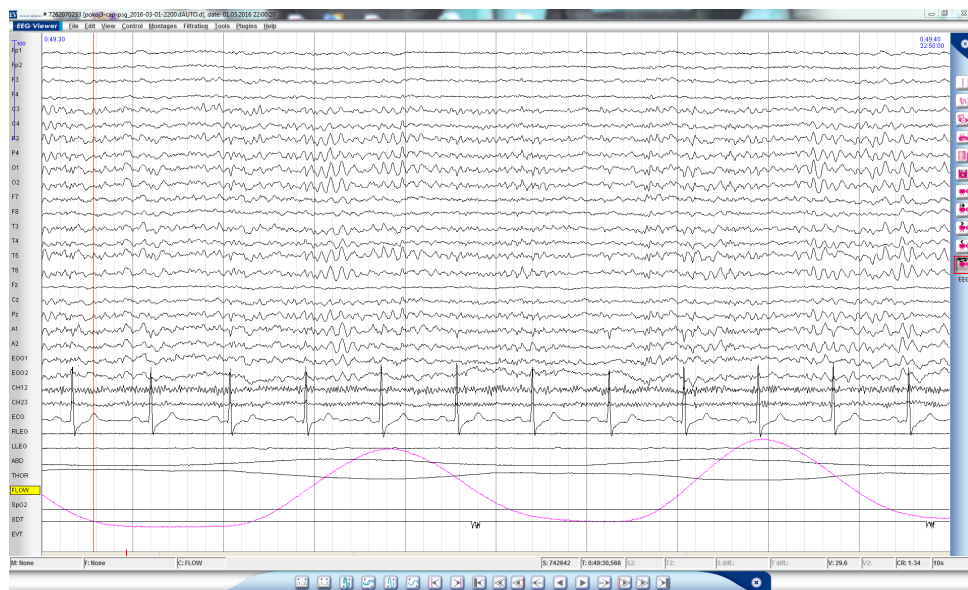
Centrální spánková apnoe (CSA) má naprosto jinou patofyziologii než obstrukční. Jedná se o abnormální řízení dýchání v centrální nervové soustavě. Dýchací cesty jsou průchozí, ale problém je v centrální nervové soustavě (CNS). Během tohoto typu apnoe nepřetržává dechové úsilí. Mezi příčiny CSA patří: kmenové léze, snížená citlivost k hyperkapnii, nadmořská výška, faryngeální kolaps a další. [9]

Smíšené spánková apnoe

Smíšené spánková apnoe je kombinací obou druhů apnoe. Nejprve dochází k CSA, které se poté částečně promění v OSA. Při poruše CNS mizí nejen dýchací úsilí, ale také aktivita dilatátorů hrtanu, což způsobuje pasivní kolaps stěn hrtanu a tím vzniká obstrukce dýchacích cest. [9]

1.3.2 Polysomnografie

Polysomnografie, resp. spánková studie, je diagnostické vyšetření, které se provádí ve spánkové laboratoři zpravidla během noci. Jedná se o komplexní vyšetření díky kterému jsme schopni detailně mapovat poruchy spánku. Je zásadní k vytvoření diagnózy a i dalšímu nastavení léčby zjištěné spánkové poruchy (nastavení parametrů při ventilační léčbě apnoe).



Obrázek 1.1: Snímek obrazovky programu EASYS2 s PSG záznamem

Vyšetření probíhá ve večerních hodinách ve speciálně upravené laboratoři, která vypadá jako hotelový pokoj. Má vlastní sociální zařízení a další doplňky. Pacient se dostaví do spánkové laboratoře, kde mu laboratorní asistent vysvětlí jak a kde bude vyšetření probíhat. Pacienta seznámí s celým průběhem.

Poté laborant provede základní antropometrická měření. Následuje aplikace elektrod a čidel. Nejprve se aplikují EEG elektrody podle standardizovaného rozložení 10/20, které jsou fixovány. K dosažení dokonalého kontaktu s pokožkou se používá vodivý gel. Poté jsou aplikovány elektrody obličejové a elektrody na snímání EKG. Na hrudník a břicho jsou připevněny dechové pásy. U lůžka je připraveno čidlo pro měření saturace krve kyslíkem,

které se připevní na prst. Pro sledování nadechovaného a vydechovaného vzduchu se využívá termočlánek, který je připevněn pod nosem.

Poslední krok je kontrola kontaktu a kalibrace všech elektrod a čidel. Pacient je upozorněn na to, že je celou noc nahráván kamerou se zvukovým záznamem. Poté laborant opouští vyšetřovnu a pacient se ukládá ke spánku. [10].

Na obrázku 1.1 je vidět program EASYS2 s nahraným PSG souborem, který využívají v NUDZ.

Standardní polysomnografické vyšetření snímá 5 druhů biologických signálů, mezi které patří:

- elektroencefalogram,
- elektrokardiogram,
- pneumogram,
- elektrookulogram,
- elektromyogram [11].

Mezi další sledované veličiny patří: průtok vydechovaného vzduchu, tlak vydechovaného vzduchu, saturace krve kyslíkem, pohyb břišní stěny, pohyb hrudní stěny, zvukový záznam, video záznam.

Vyhodnocování záznamu provádí lékař po skončení vyšetření. Manuální popis polysomnografického záznamu trvá v současné době lékaři přibližně 3-4 hodiny. Důvodem je povinnost manuálně označit veškeré fyziologické události. Toto je velice zdlouhavý a neefektivní proces. Automatická analýza záznamu znatelně urychlí vyšetření a lékařům tak při hodnocení ušetří čas.

2 Metody

2.1 Analýza kritérií pro skórování spánku podle AASM

Pro určení, zda se jedná o spánkové apnoe a hypopnoe se rozšířilo používání manuálu od AASM (Americké akademie spánkové medicíny). Tento manuál obsahuje veškeré informace potřebné k správnému hodnocení respiračních a pohybových událostí během spánku získaných z polysomnografického vyšetření u dětí a dospělých. Celá tato kapitola vychází právě z tohoto manuálu ([12]).

Při hodnocení spánku prostřednictvím polysomnografického vyšetření dle manuálu AASM je stanoven seznam biologických signálů a kanálů, které jsou doporučené nebo volitelné. Pro každý kanál je stanovena jeho minimální a ideální vzorkovací frekvence a základní frekvenční filtrace. Dále základní polohu a rozmístění elektrod pro EEG, EOG (elektrookulogram), EMG (elektromyogram), EKG (elektrokardiogram).

Proces popisu polysomnografického záznamu označujeme jako skórování spánku. Manuál AASM popisuje jednotlivé spánkové fáze (bdělost, NREM1, NREM2, NREM3, REM). Ke každé fázi uvádí definici, EEG převládající rytmy a pravidla pro určení. Na obrázku 2.1 můžeme vidět ukázkou detekce začátku typické apnoe. Na obrázku jsou zobrazeny naměřené biologické signály (tlak vydechovaného vzduchu, průtok vzduchu z termočlánku, pletysmograf a saturace krve kyslíkem) a začátek spánkové apnoe.

2.1.1 Skórování pohybu končetin

Pro skórování pohybu končetiny se využívá rozlišení pohybu končetiny a periodického pohybu končetin. Pro značení se využívají anglické zkratky: pohyb končetin - leg movement (LM), periodický pohyb končetin - periodic leg movement (PLM).

Pravidla pro určení významného pohybu končetin (LM):

1. Minimální doba trvání LM je 0,5 s.
2. Maximální doba trvání LM je 10 s.
3. Musí dojít k zvýšení amplitudy EMG aktivity minimálně o 8 μV oproti klidovému stavu.
4. Konec LM je určen jako pokles amplitudy pod 2 μV oproti klidovému stavu po dobu 0,5 s.

Pravidla pro určení periodického pohybu končetin (PLM):

1. Minimálně 4 po sobě jdoucí LM.
2. Minimální délka periody mezi LM, aby se počítali do PLM je 5 s.
3. Maximální délka periody mezi LM, aby se počítali do PLM je 90 s.
4. Pokud je zaznamenán pohyb na obou nohou v intervalu 5 s, počítá se jako jeden pohyb.

2.1.2 Skórování dechových událostí

Pravidla pro skórování dechových událostí se řídí obecným pravidlem o délce trvání. Pravidlo říká, že apnoe nebo hypopnoe je měřena od prvního očividně redukováného

dechu do začátku prvního dechu který se amplitudou vrátil do předchozí izolinie. Pokud by toto pravidlo nešlo využít, tak se jako konec stanovuje nárůst saturace krve kyslíkem o 2%.

Apnoe je detekována, pokud jsou splněny všechny následující podmínky.

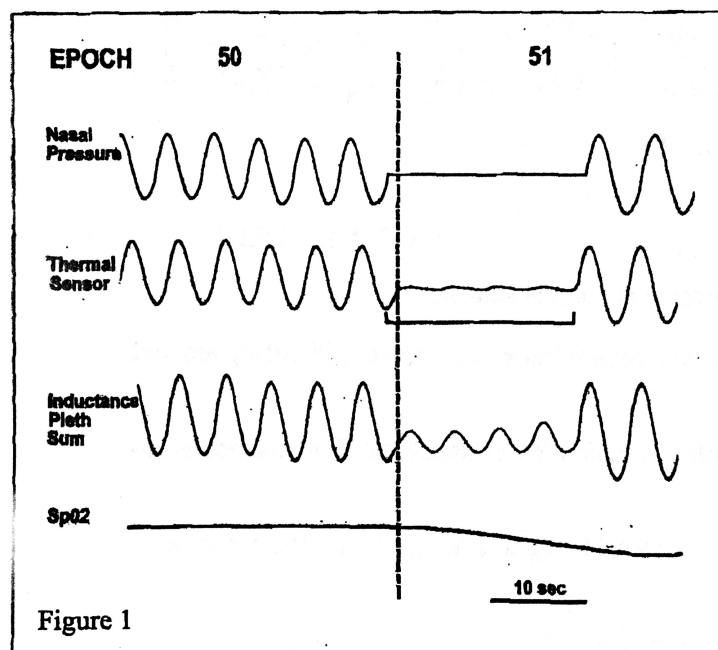
1. Pokles amplitudy vydechovaného vzduchu o více než 90 %.
2. Doba poklesu vydechovaného vzduchu je minimálně 10 s dlouhá.
3. Nejméně 90 % doby trvání apnoe splňuje podmínku poklesu o 90 %.

Pokud je apnoe spojena se snahou respiračního aparátu o nádech, jedná se o **obstrukční apnoi**. Pokud není přítomné žádné dechové úsilí, tak se jedná o **centrální apnoi**. Jestliže se dechové úsilí objevuje pouze částečně, tak se jedná o **smíšenou apnoi**.

Hypopnoe je detekována, pokud jsou splněny všechny následující podmínky.

1. Pokles signálu z tlakového senzoru (tlak vydechovaného vzduchu) o $\geq 30\%$ z výchozí hodnoty.
2. Doba poklesu je minimálně 10 s dlouhá.
3. Je přítomna 4 % desaturace krve kyslíkem.
4. Nejméně 90 % doby trvání hypopnoe splní podmínku poklesu.

Alternativní hodnocení hypopnoe dle manuálu uvádí pokles signálu z tlakového senzoru (tlak vydechovaného vzduchu) o více než 50 % z výchozí hodnoty. Tato informace musí být specifikována v dokumentaci po vyhodnocení.



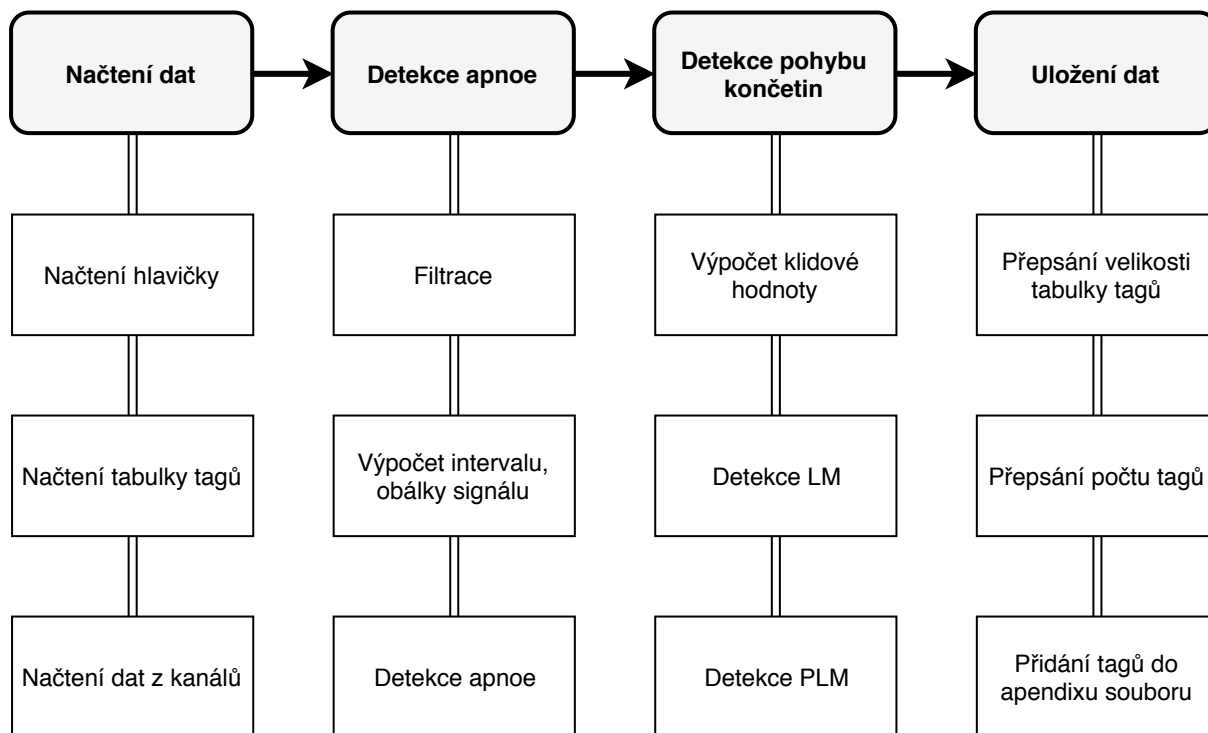
Obrázek 2.1: Příklad spánkové apnoe z AASM manuálu [12]

2.2 Volba programovacího jazyka

Pro tvorbu mého programu jsem vybral programovací jazyk **Python 3.6**. Hlavní důvod pro tuto volbu je to, že Národním ústavu duševního zdraví používá program EASYS2, ve kterém je možné spouštět balíčky na úpravu signálu, které jsou psané v Pythonu, tudíž případná implementace bude velice jednoduchá oproti jiným programovacím jazykům. Další důvodem je, že je to open source projekt, tudíž je v dnešní době velmi rozšířený. Také má velice jednoduchou syntaxi podobnou MATLABu. Jedná se přitom o plnohodnotný vysokoúrovňový skriptovací programovací jazyk. Pro tento programovací jazyk je vytvořeno velké množství přídatných knihoven, například *numpy*, *matplotlib* nebo *SciPy*. Tyto volně šiřitelné knihovny dodávají programovacímu jazyku potřebné matematické funkce pro práci s biologickými signály.

2.3 Struktura algoritmu

Celý program je rozdělen do 4 hlavních částí jak je vidět na diagramu 2.2. Pro přehlednost byla vytvořena knihovna funkcí, které se poté spouštějí v hlavním programu. Knihovna obsahuje 7 funkcí viz tabulka 2.1.



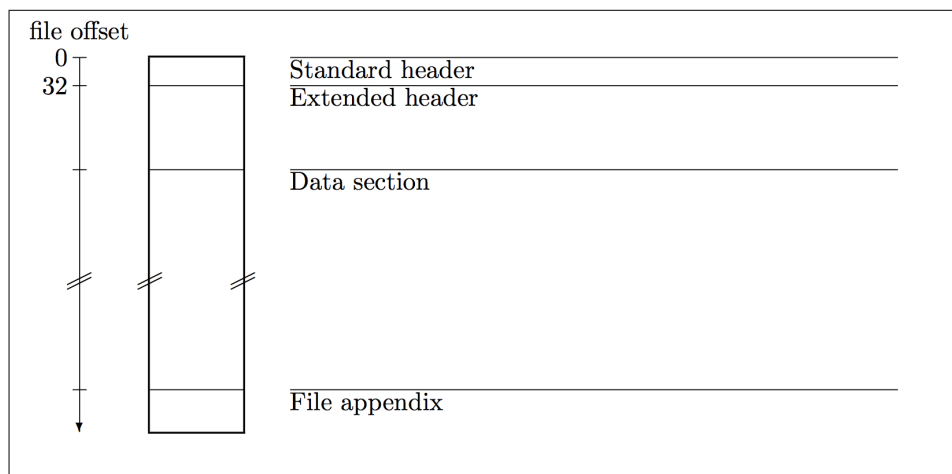
Obrázek 2.2: Diagram zobrazující strukturu algoritmu

Tabulka 2.1: Knihovna funkcí

volací jméno funkce	popis funkce
find	vyčtení požadovaných dat ze souboru
save	uložení požadovaných dat do souboru
data_load	načtení veškerých proměnných a dat
apnoe_detection	detekce apnoe
move_detection	detekce pohybů končetin
plm_detection	detekce periodických pohybů končetin
data_save	uložení dat do PSG souboru

2.4 Načtení datového souboru

Správné načtení polysomnografického záznamu je velice důležité pro další bezchybné zpracování signálu. Pro digitální zpracování polysomnografických záznamů je nezbytné načtení proměnných, kterými jsou například vzorkovací frekvence, začátek dat, počet kanálů a další. Všechny tyto informace, i se záznamem celého vyšetření, jsou uloženy ve speciálním formátu dat tzn. d-file (přípona souboru .d), tento soubor vytváří program EASYS2, který je v Národním ústavu duševního zdraví (NUDZ) využíván pro zpracování a analýzu dat z PSG vyšetření. K tomuto datovému typu existuje referenční manuál [13], ve kterém jsou popsány všechny datové struktury, které obsahuje a jak jsou v souboru umístěny. Soubor obsahuje hlavičku, prodlouženou hlavičku, data a značky jak je vidět na obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Rozložení .d souboru[13].

Jednotlivé součásti hlavičky jsou uloženy v prvních 32 bytech. Každý prvek má vlastní definovanou velikost. V hlavičce se nachází 11 hlavních proměnných. Já využívám proměnné viz tabulka 2.2.

Pro načítání správných hodnot napětí signálu jsou klíčové proměnné *d_val* a *unit*. Proměnná *d_val* je ukazatel, který má 8 podružných kategorií. Každý bit je buď 0 nebo 1. V manuálu je popsáno co jaký bit na jaké pozici znamená. Pro nás je kritický bit na

Tabulka 2.2: Proměnné z hlavičky

zkratka	počet bytů	vysvětlení
ftype	1	typ souboru (d nebo r)
nchan	1	počet použitých kanálů
fsamp	2	vzorkovací frekvence (Hz)
nsamp	4	celkový počet vzorků
unit	1	přepočtová konstanta
data_org	2	umístění dat
xhdr_org	2	umístění prodloužené hlavičky
d_val	1	značka kalibrace dat

pozici 4. Ten určuje zda-li jsou data kalibrována správně. Hodnoty vyčtené v části dat (Data Section na obrázku 2.3) jsou v tomto případě přímo v μV a není je nutné nikterak převádět. Pokud je hodnota parametru čtvrtého bitu proměnné `d_val` roven 0, pak je je nezbytné naměřená data přeškálovat podle proměnné `unit`. Pokud by například byla hodnota proměnné `unit` rovna 20, znamenalo by to, že 1 μV odpovídá 0.05 μV a data je nezbytné v tomto poměru škálovat.

Po hlavičce následuje takzvaná prodloužená hlavička. Ta je složená z 4 bytových informačních hlaviček o konkrétní struktuře. První 2 byty obsahují kódový název v hexadecimální soustavě. Druhé 2 byty obsahují délku struktury. Po této informaci se nachází samotný obsah dané struktury v délce kterou obsahuje hlavička struktury. Celá prodloužená hlavička obsahuje další data, například: jména kanálů, autentizační klíč, kalibrační informace a další. Poslední struktura má kódové označení ID 0x0000 což znamená, že je poslední a po ní se nachází další datová struktura a to samotná data. Z příkladu uvedeném v manuálu se dozvíme, že názvy kanálů jsou dlouhé 4 byty a pokud je jejich zkratka kratší než 4 byty tak jsou zprava doplněny nulami viz tabulka A.1 v příloze A.

Data z jednotlivých kanálů jsou poskládána časově za sebou podle čísla kanálu. Tudíž jsou nejprve data pro první vzorek z n kanálů, poté následuje druhý vzorek pro n kanálů a analogicky pro všechny následující vzorky signálu. Vyčtení je provedeno načtením všech hodnot do vektoru, který je dále převeden na matici o počtu sloupců kolik je kanálů

Tabulka 2.3: Názvy a počet tagů z reálného PSG vyšetření

ID tagu	označení	počet	text
128	LM	0	Pohyb nohou
130	O+	225	Obstrukční apnoe začátek
131	O-	225	Obstrukční apnoe konec
132	A+	10	Centrální apnoe začátek
133	A-	10	Centrální apnoe konec
138	S+	159	Desaturace začátek
139	S-	159	Desaturace konec

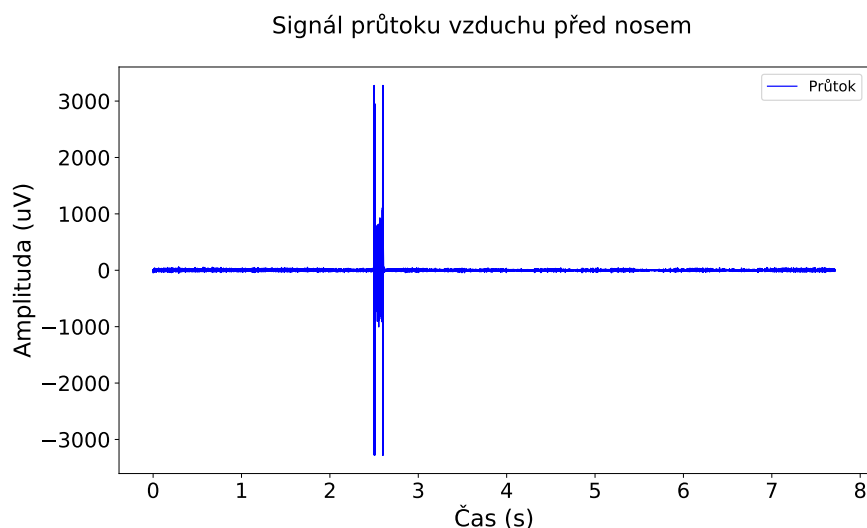
a počtu řádků kolik je vzorků. Při načítání signálu pro určitý kanál stačí načíst určitý sloupec ze vzniklé matice.

Hlavní úkol po detekci vybrané fyziologické události je zaznamenat danou událost do souboru. To se provádí přidáním takzvaného tagu. V již vygenerovaném souboru je uloženo asi 150 druhů tagů. (Počet je proměnlivý podle potřeb). Informace o tagu je uložena v 16 bitech. Z toho první dva bity jsou jejich označení ve zkratce, další dva bity určují celkový počet tagů v záznamu. Dále následují dvě 4 bitová čísla, která určují začátek a konec textové informace k tagu. Poslední tag se pozná podle toho, že jeho 16 bit je nastaven na hodnotu 1. V tabulce 2.3 můžeme vidět příklad několika tagů, jejich počtu a textového označení. Tyto informace jsou vždy různé, podle druhu vyšetření. Příklady tagů z 2.3 jsou z reálného PSG vyšetření, které bylo vyhodnoceno.

Pro ověření správného načtení souboru je implementováno několik podmínek. První podmínka je, že soubor musí být typu D („soubor.d“), protože program EASYS2 může vytvářet i jiné typy souborů, které mají však jinou datovou strukturu. Podmínka vyhodnocuje první bit v souboru a pokud se jeho hodnota (převedená na ascii písmeno) nerovná D, tak je program ukončen s hláškou: „*Not a D file !*“. Další kritickou podmínkou je přítomnost signálu průtoku vzduchu před nosem pacienta. Proto je hlídána přítomnost jména tohoto kanálu v seznamu jmen kanálů. Pokud se v seznamu nevyskytuje kanál s názvem „flow“, tak je program ukončen s hláškou „*No flow signal available ! (or wrong name)*“.

2.5 Detekce spánkové apnoe

Pro detekci spánkové apnoe je možné využívat více fyziologických událostí z více PSG kanálů. Základní detekce je provedena z průtokoměru, který je umístěn před nosem pacienta a zaznamenává průtok vzduchu. Tento signál je vhodný pro obecnou detekci apnoe. Nepoznáme z něj však, zda se jedná o centrální nebo obstrukční apnoi. Pokud bychom chtěli rozlišovat i tyto dva druhy apnoí, museli bychom využívat i signály z 2 hrudních pásů, které zaznamenávají dechové úsilí. Pokud bychom chtěli detekovat hypopnoi, museli bychom ji detekovat ze signálu saturace krve kyslíkem. Saturace krve kyslíkem má ale tu nevýhodu, že se projevuje s časovým zpožděním. Pro zachování jednoduchosti a rychlosti detekce využívám pouze snímaný průtok vzduchu před nosem průduchem.

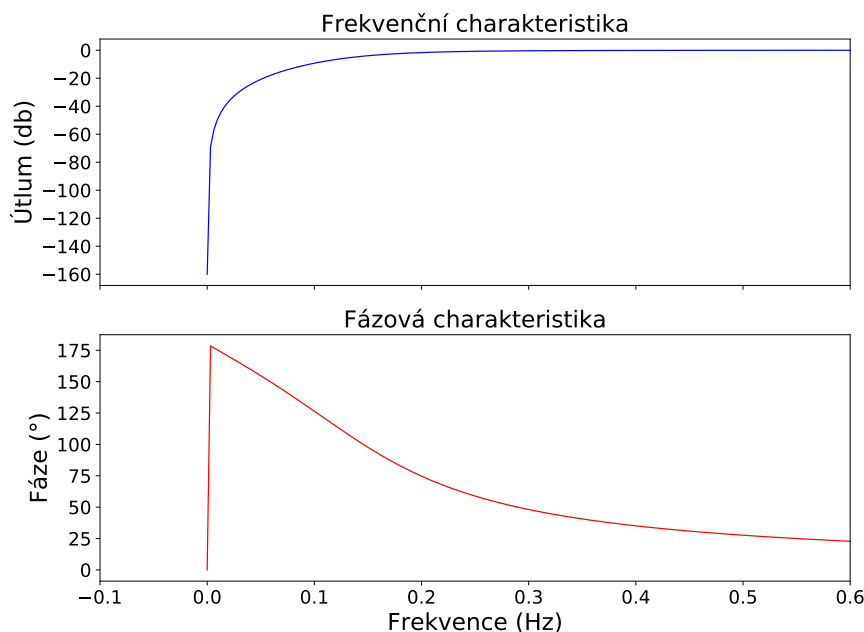


Obrázek 2.4: Signál průtoku vzduchu před nosem (vytvořeno v Pythonu)

Filtrace

Základním prvkem každého zpracování biologických signálů je filtrace ve frekvenční oblasti. Signál z termočláčku je málo zarušený, ale může se stát, že je signál namodulován na pomalou nosnou frekvenci. Jelikož nás pro detekci apnoe zajímá pouze dýchání, tak je žádoucí odfiltrovat veškeré jiné složky signálu. Proto byla zvolena horní propust s mezní frekvencí 0,165 Hz. Tato frekvence odpovídá 10 dechům za minutu, což se dá považovat

za minimální dechovou frekvenci. Tato mezní frekvence byla převzata z publikace [3]. Frekvenční a fázovou charakteristiku filtru můžeme vidět na grafu z obrázku 2.5.



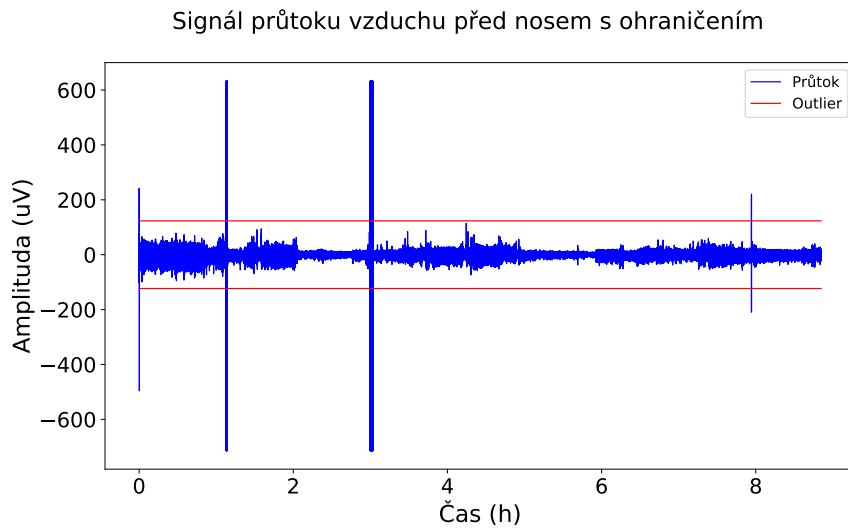
Obrázek 2.5: Charakteristika IIR filtru (vytvořeno v Pythonu)

Pro filtrování biologických signálu je lepší FIR filtr, protože má lineární posun fáze. Z důvodu nízké filtrované frekvence a vzorkovacího kmitočtu by FIR filtr potřeboval tisíce koeficientů. Proto byl zvolen IIR filtr druhého řádu. Fázový nelineární posun by byl nežádoucí, ale na fázové charakteristice na grafu z obrázku 2.5 můžeme vidět, že v oblasti klidového dýchání je posun lineární.

Výpočet intervalu signálu

Výpočet intervalu signálu je prováděn z důvodu velkých artefaktů v signálu viz graf na obrázku 2.4. Tento velký artefakt byl způsoben odpojením pacienta v průběhu noci od PSG z důvodu odchodu na toaletu.

V případě neošetření tohoto artefaktu by došlo k chybné detekci apnoe v průběhu artefaktu. Protože nemůžeme spoléhat na to, že jsou všechny signály správně škálované,



Obrázek 2.6: Signál průtoku vzduchu před nosem s ohraničením (vytvořeno v Pythonu)

tak nelze určit fixní horní hranici. K zamezení této chyby se vypočítává takzvaný „outlier“, neboli místo, které leží mimo hlavní interval signálu. Pro výpočet tohoto intervalu byla použita Tukeyho metoda [14]. Tato metoda spočívá ve statistickém zpracování celého signálu. Pro výpočet je využit vztah:

$$IQR = HK - DK \quad (1)$$

$$LB = DK - (IQR * c) \quad (2)$$

$$UB = HK + (IQR * c) \quad (3)$$

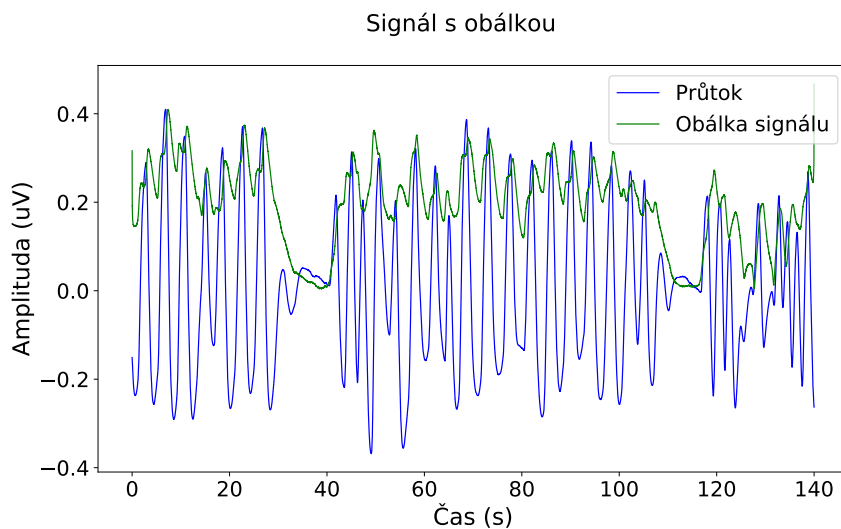
kde HK je horní kvartil, DK je dolní kvartil, IQR je mezikvartilové rozpětí, LB je spodní hranice intervalu, UB je horní hranice intervalu a c je konstanta určující přesah intervalu.

V Tukeyho metodě je velikost konstanty určující přesah intervalu 1,5. Při této hodnotě se stávalo, že outlier zasahoval i do signálu, což je pro náš účel nežádoucí. Proto byla konstanta zvětšena na hodnotu 10. Konstanta byla experimentálně zjištěna. Její hodnota byla určena jako minimální pro splnění podmínky u 10 zkušebních dat. Po vynásobení konstantou se k hornímu a dolnímu kvartilu přičte tato hodnota. Pokud signál překročí

tyto hodnoty, neprovede se detekce, ale přeskočí se na další vzorek. Protože některé sady dat obsahovaly signál o 2 hlavních amplitudách byla stanovena minimální hranice intervalu na $50 \mu\text{V}$. Na grafu z obrázku 2.6 můžeme vidět celý 8 h záznam s vyznačeným ohraničením pro detekci (červené hranice).

Výpočet obálky signálu

Na obrázku 2.7 je graf na kterém je zobrazen výsek 137 s z celého 8 hod záznamu průtoku vzduchu před nosem a jeho obálka. Jak si můžeme všimnout z originálního signálu, tak průtok osciluje kolem nulové hodnoty, což je důsledek inspira a expira. Tato skutečnost je fyziologická, ale pro jakoukoliv detekci nevhodná. AASM operuje s celkovým poklesem amplitudy průtoku, což se lépe určuje pouze z kladné části signálu. Pokud by se vzala pouze kladná část signálu, tak by se ztratily cenné informace, proto je žádoucí vypočítat obálku signálu, která zohlední celý signál. Pro tento výpočet byla použita Hilbertova transformace, která nám ze signálu vrátí takzvaný analytický signál, který obsahuje jak imaginární, tak reálnou složku [15]. Pro získání obálky signálu se po transformaci použije pouze reálná část. Pro výpočet této transformace byl použit modul z knihovny *SciPy*.



Obrázek 2.7: Výsek signálu s jeho obálkou (vytvořeno v Pythonu)

Na grafu z obrázku 2.7 je vidět vypočítaná obálka signálu. Můžeme si všimnout, že obálka nejde přesně podle amplitudy. To je způsobeno tím, že transformace počítá s celým signálem, ne pouze s kladnou částí. Díky této vlastnosti Hilbertovy transformace se zachovávají veškeré informace ze signálu a je možné přistoupit k samotné detekci spánkového apnoe z tohoto signálu.

Detekce apnoe

Samotná detekce spánkové apnoe probíhá v průběhu jednoho cyklu celým signálem. Vzhledem k velikosti celého signálu (8 h signálu se vzorkovací frekvencí $256 = 7\,372\,800$ vzorků) bylo zvoleno, že se výpočet detekce bude provádět ne na každém vzorku, ale každou druhou sekundu. Tento krok přinesl velkou časovou úsporu, protože se výpočet neprovádí $7\,372\,800$ x ale pouze $28\,800$ x. Je samozřejmé, že takovéto „snížení vzorkovací frekvence“ může vést v extrémním případě k chybnému nedetekování apnoe. Jestliže vyjde začátek apnoe která je dlouhá 10 - 11 s za aktuální místo výpočtu detekce, tak nebude detekováno, protože vypočtená délka bude menší než 10 s.

Tento stav je ale potlačen z několika důvodů. Pravidla pro detekci apnoe jsou benevolentní a 10 % z doby trvání apnoe nemusí splňovat podmínku poklesu o 90 % vůči baseline. V 10 PSG signálech, které jsem obdržel je celkově zaznamenáno od lékaře 1960 apnoí. Z tohoto počtu je pouze 41 apnoí dlouhých 10 - 11 s. Což činí pouhá 2%. Pro urychlení výpočtů a statistiky v rámci této práce je toto přípustná hladiny chyby. Pro detekci v praxi lze detektor nastavit na počítání detekce z každého vzorku.

Na algoritmu 1 je zjednodušeně zobrazen základní princip celého algoritmu pro detekci jednotlivých začátků a konců apnoe společně s hlídáním artefaktů a vypočítáním základní linie.

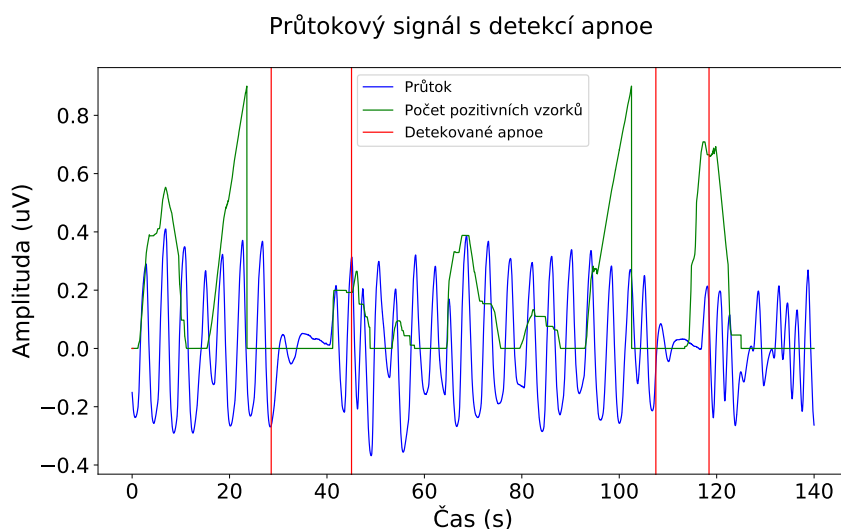
```

data = filtrovaná obálka průtoku vzduchu;
outlier = hranice intervalu signálu;
input : data, outlier
output: tagy detekovaných apnoe
for data do
    if pokud jsou data v intervalu outlieru then
        baseline = medián z 5 s okna;
        for 10 s do
            if vzorek z 10 s okna < baseline then
                | přičti k počítadlu 1;
            end
        end
    end
    if počítadlo > 90 % z 10 s then
        | nalezeno apnoe;
    end
    while dokud jsou data < baseline do
        | k délce apnoe přičti jedna;
    end
    nalezen konec apnoe jako;
end

```

Algoritmus 2.1: Algoritmus detekce apnoe

Detekce spánkové apnoe je podle AASM pokles amplitudy průtoku o 90 % po dobu minimálně 10 s, 90 % signálu v tomto 10 s okně musí splňovat tuto podmínku. V manuálu [13] je uvedeno, že pokles signálu se počítá vzhledem k základní linii signálu, v angličtině i některé české literatuře označované také jako „baseline“. Tato baseline je popsána jako



Obrázek 2.8: Průběh detekce apnoe s pozitivními vzorky (vytvořeno v Pythonu)

průměrná hodnota signálu za určitý časový interval. Její konkrétní výpočet však manuál neuvádí. Pro výpočet základní hladiny signálu byla použita metoda pohyblivého okna, která počítá medián přes 5 s signálu. Medián byl zvolen k potlačení ojedinělých extrémů, které by posunuly průměr a nedošlo by k detekci případné apnoe. Délka 5 s se jeví jako ideální, protože je signál proměnlivý a za tento čas jsou provedeny cca 2 nádechy a výdechy, což je dostačující k stanovení linie.

Před mediánovým pohyblivým oknem se pohybuje další okno. Toto slouží ke hledání apnoe (poklesu dýchání). Protože je minimální délka apnoe 10 s, tak i toto okno je dlouhé 10 s. V každém výpočetním kroku se jednotlivé vzorky v detekčním oknu porovnávají s mediánem spočítaným předem. Pokud je vzorek menší o 90 % mediánu, tak je vyhodnocen jako pozitivní. V průběhu celého 10 s okna se sečtou jednotlivé pozitivní vzorky které splňují podmínku apnoe. Pokud je tento součet větší než 90 % vzorků, tak je začátek výpočetního okna vyhodnocen jako začátek apnoe. Do vektoru *ap_start* se uloží číslo vzorku, které odpovídá začátku apnoe.

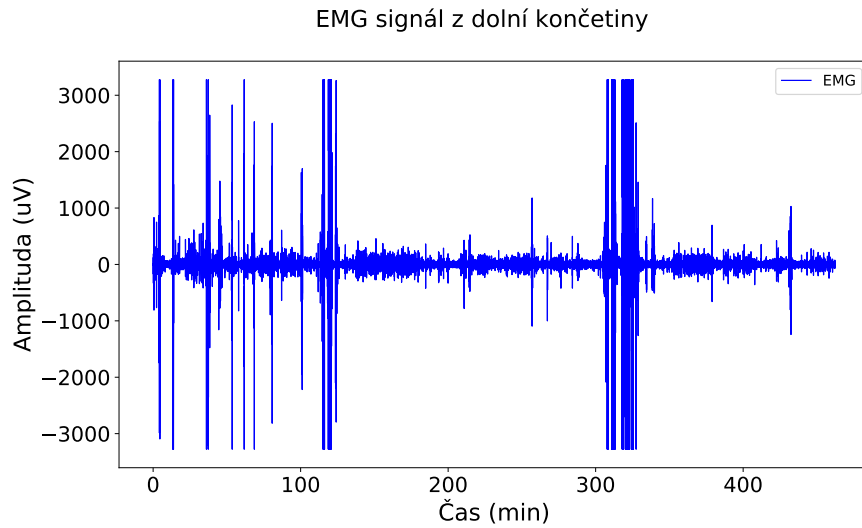
Na grafu z obrázku 2.8 je vidět krátký úsek signálu, který obsahuje část, ve které došlo k apnoe a část, ve které k apnoe nedošlo, ale je jeho průběhu velmi podobná. Zelená křivka představuje počet pozitivních vzorků v úseku 10 s, které následuje za 5 s oknem výpočtu

mediánu. Jak lze vidět, tak pokud tato křivka počtu pozitivních vzorků překročí hodnotu 0,9 μ V, tak je detekováno apnoe. Hodnoty této křivky jsou škálovány pro lepší zobrazení. V reálném případě musí být v 10s okně detekováno 2304 vzorků jako pozitivních z 2560 vzorků, aby byla detekována apnoe. V maximu zelené křivky není začátek apnoe detekován z důvodu posunutí o 5s mediánového okna, které předchází detekci.

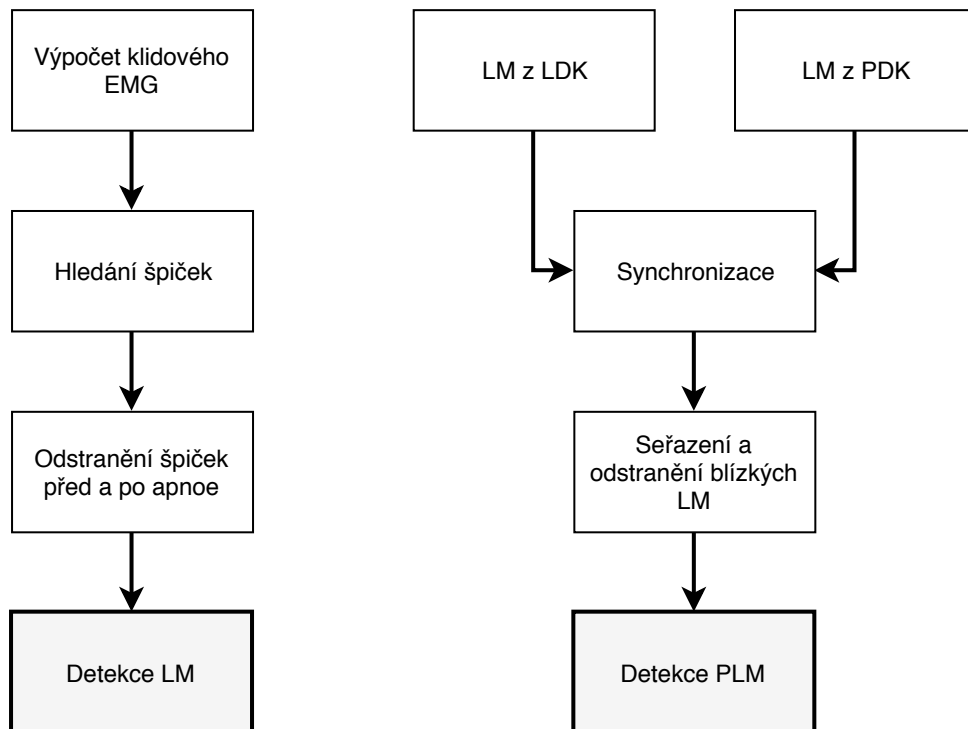
Konec apnoe je v AASM manuálu určen jako první dech, který překročí zpátky mediánový práh. Takto je i v programu zabezpečeno ukončení apnoe. Po překročení prahu je do vektoru *ap_end* zaznamenána poloha konce apnoe. Vzhledem ke vzniku chybné detekce apnoe při velké změně amplitudy, která ovlivní mediánovou hladinu natolik, že se nadále nedetekují apnoe, byla přidána podmínka maximální délky apnoe. Tato délka byla stanovena na 20s. Toto opatření zaručí, že se při náhlé špičce amplitudy se sice detekuje apnoe, ale to se po 20s ukončí a medián se vypočítá znovu pro další detekce. Toto ošetření také koresponduje s přáním lékařky z NUDZu, která si přála aby se detekovalo více falešně pozitivních apnoe. Po nalezení konce apnoe pokračuje dále detekce od konce předchozí apnoe.

2.6 Detekce jednotlivých pohybových událostí

Detekce pohybových událostí se vyhodnocuje z EMG signálů z obou dolních končetin. Na grafu z obrázku 2.9 můžeme vidět záznam EMG aktivity jedné dolní končetiny z celého PSG vyšetření přes celou noc. Detekce pohybových událostí se dělí na 2 části. Nejprve se detekují jednotlivé pohyby na obou končetinách, ty se poté synchronizují a poté se z těchto pohybů detekují periodické pohyby končetin. Celý proces je popsán na diagramu z obrázku 2.10.



Obrázek 2.9: Záznam EMG aktivity DK z PSG vyšetření (vytvořeno v Pythonu)



Obrázek 2.10: Diagram postupu detekce pohybových událostí

2.6.1 Detekce pohybových událostí

Prvním krokem pro správné detekování pohybové události je výpočet klidového EMG. V AASM manuálu není nijak specifikováno jak má tento výpočet probíhat. Byla vybrána metoda výpočtu efektivní hodnoty v 5 s oknech. Takto proběhne výpočet z celého signálu a poté se vybere nejmenší efektivní hodnota a ta se použije pro definici klidového EMG pro celý signál. Pro výpočet efektivní hodnoty K byl využit vztah:

$$K = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N S_i^2}{N}} \quad (4)$$

kde N je počet vzorků a S_i je příslušný vzorek. Počet vzorků N je roven součinu času v sekundách a vzorkovací frekvence. Pro ukázkový EMG signál na obrázku 2.9 vyšla efektivní hodnota 3,3 μV . Dále je v AASM manuálu definováno, že klidové EMG musí být pod 10 μV . Pokud klidové EMG překročí tuto hodnotu, tak se krok detekce pohybu končetiny přeskočí a pokračuje se na druhou končetinu.

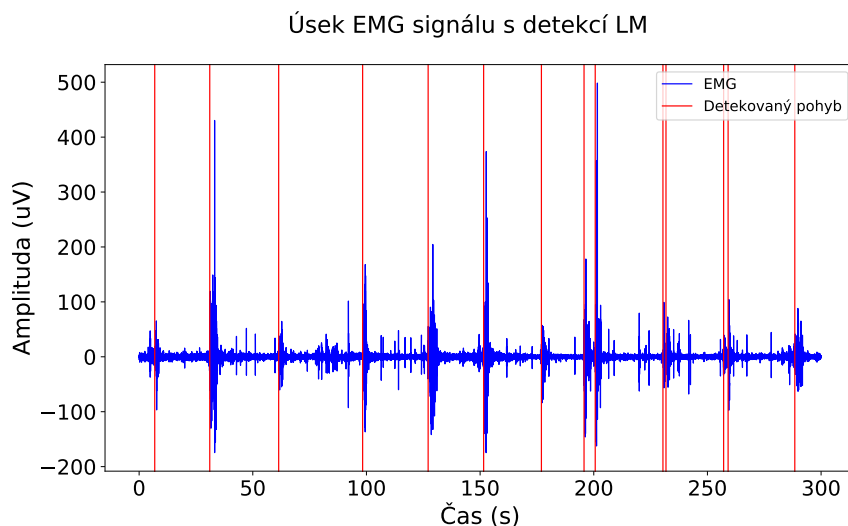
Po výpočtu klidového EMG následuje jednoduchý cyklus, který prochází celý signál a hledá špičky v signálu, které jsou větší než 8 μV + klidová hodnota. Pokud je nalezena takováto špička, tak se uloží do vektoru, pro další zpracování. Dalším krokem je vymazání veškerých špiček, které se jsou v 0,5 s blízkosti dříve detekovaného apnoe. U konce apnoe je častý záškub celého těla v důsledku obnovení dýchání. Tento pohyb se ale nepočítá do diagnostiky pohybových událostí.

Pro detekci pohybu končetiny je využito skutečnosti, že v AASM manuálu je definovaný začátek a konec takovéto události, ale ne průběh. Algoritmus prochází jednotlivé špičky detekované v předešlém kroku. Pro každou špičku je vykonám následující algoritmus.

```
spicky = vektor nalezených špiček;
data = EMG signál končetiny;
fsamp = vzorkovací frekvence;
resting = klidová hodnota EMG;
input : spicky, data, fsamp, resting
output: tagy detekovaných pohybových událostí
for špičky do
    délka= 0;
    while délka < 10 s do
        add += 1;
        eff = efektivní hodnota z 0,5 s okna;
        if eff < 2 + resting then
            if pokud je délka pohybu větší než 0,5 s then
                detekován pohyb končetiny;
            end
        end
    end
end
```

Algoritmus 2.2: Algoritmus detekce pohybových událostí

Na algoritmu 2 můžeme vidět, že se v místě špičky vypočítá efektivní hodnota signálu podle vztahu 4 v 0,5 s dlouhém okně. Pokud je tato efektivní hodnota menší než $2 \mu\text{V} +$ klidová hodnota a zároveň je toto okno vzdálené 0,5 s od špičky tak se uloží začátek a konec pohybové události do dvou vektorů. Pokud není efektivní hodnota menší nebo trvání pohybové události je menší než 0,5 s, tak se okno počítající efektivní hodnotu posune a vypočítá se znovu. Takto výpočet probíhá dokud není nalezena LM nebo nepřesáhla maximální čas trvání LM a to 10 s. Dále je ošetřeno, aby se nedetekovali další LM v místě kde již je LM detekováno. Do dalšího kroku (detekce periodicity pohybů) se přenáší pouze začátky pohybové události. Na grafu z obrázku 2.11 můžeme vidět příklad detekovaných pohybových událostí na úseku signálu z jedné dolní končetiny.

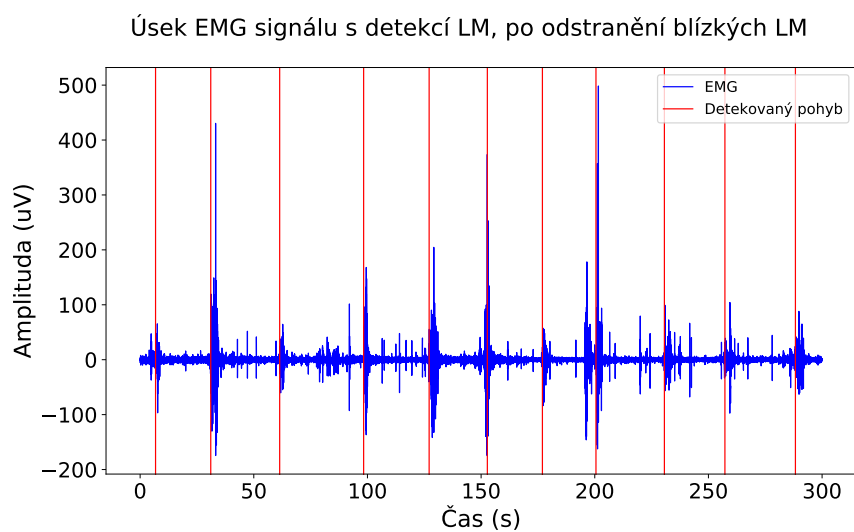


Obrázek 2.11: Úsek EMG signálu s detekcí LM(vytvořeno v Pythonu)

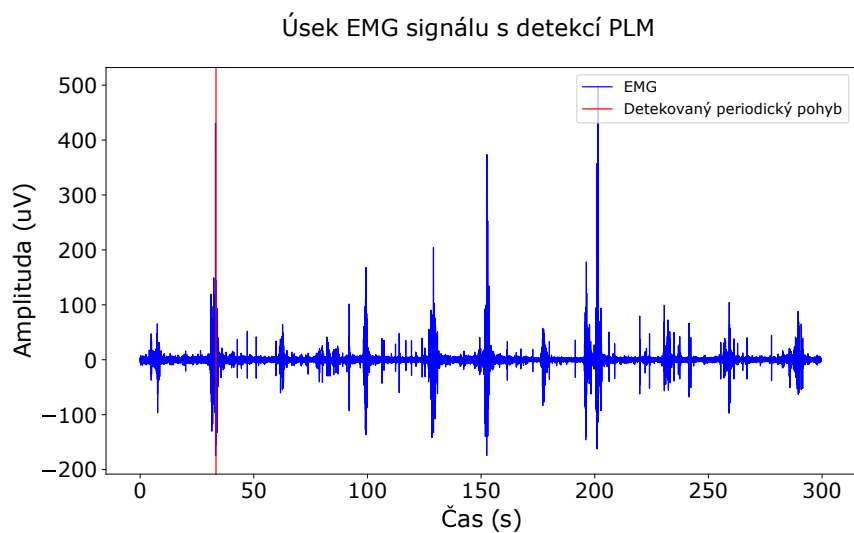
2.6.2 Detekce periodických pohybových událostí

Prvním krokem v detekci periodických pohybů končetin je synchronizace pohybů z obou dolních končetin. Pokud je pohyb končetiny zaznamenán na obou nohou a jejich vzdálenost je menší než 5 s, tak se tento pohyb počítá jako jeden. Po synchronizaci obou končetin navzájem jsou do jednoho vektoru uloženy samostatné pohyby z jednotlivých končetin, se nimiž se dále pracuje.

Periodický pohyb končetin je detekován, když jsou u sebe nalezeny minimálně 4 LM, které jsou od sebe vzdáleny minimálně 5 s a maximálně 90 s. Proto v prvním kroku jsou odstraněny všechny LM, které jsou u sebe blíže než 5 s. Tento postup je vidět při porovnání grafu z obrázku 2.11 a grafu z obrázku po odstranění blízkých LM 2.12.



Obrázek 2.12: Úsek EMG signálu s detekcí LM, po eliminaci LM(vytvořeno v Pythonu)



Obrázek 2.13: Úsek EMG signálu s detekcí PLM(vytvořeno v Pythonu)

Do dalšího kroku detekce jsou načteny osamostatněné pohyby končetin. Princip algoritmu je vidět na zjednodušeném algoritmu 3. Na grafu z obrázku 2.13 můžeme vidět konečnou detekci periodických pohybových událostí v úseku signálu. První periodický pohyb není detekován na začátku grafu, protože před tímto úsekem předchází další PLM, které na grafu není zobrazeno protože je mu předchází a tudíž následovná LM patří k předešlé PLM.

```

legmove = poloha detekovaných LM;
fsamp = vzorkovací frekvence;
input : legmove, fsamp
output: tagy detekovaných periodických pohybových událostí
for legmove do
  while True do
    if vzdálenost 2 pohybů < 90 s then
      break
    if počet LM > 4 then
      | nalezen periodický pohyb končetin
    end
  else
  end
end

```

Algoritmus 2.3: Algoritmus detekce periodických pohybových událostí

2.7 Uložení událostí do PSG souboru

Ukládání detekovaných fyziologických událostí do PSG souboru probíhá opačně než načtení dat ze souboru. Při ukládání událostí do souboru je potřeba upravit 2 parametry a přidat samotné značky.

První parametr, který je potřeba upravit je offset tabulky tagů, který udává velikost prostoru ve kterém jsou uloženy tagy. Za každý přidávaný tag se přidávají 4 bity velikosti.

Jako druhý parametr je potřeba upravit tabulku, ve které jsou uloženy informace o jednotlivých třídách tagů. Program EASYS2 při čtení tagů využívá ne jejich číslo, ale jejich zkratku. Tudíž je potřeba u námi zvoleného čísla tagu upravit i jeho zkratku. Tyto zkratky se použijí stejně jako jsou předdefinované v tabulce 2.3.

Jako poslední je potřeba přidat samotné události. Jednotlivé tagy se skladují na apendixu souboru viz obrázek 2.3. Tudíž stačí přidat tagy na konec. Každý tag se skládá ze 4 bitů. Bity 1-3 jsou pozice tagu v souboru a 4. bit je jeho třída. Při správném uložení těchto jednotlivých prvků má soubor zachovanou svoji strukturu a program EASYS2 s ním dokáže pracovat a použít na něj další algoritmy pro analyzování přidávaných událostí.

2.8 Statistické zhodnocení

Pro statistické zhodnocení detektoru byla částečně využita ROC analýza. Tato metoda zhodnocuje jeho úspěšnost při změně parametrů vůči událostem, které označil lékař. Pro hodnocení byla využita pozitivní prediktivní hodnota (PPV) a senzitivita. Při tomto hodnocení jsou události rozděleny do jednotlivých skupin. [16]

TP (True positive)

Takto se označují správně detekované události. Pokud se detekovaná událost nachází v okolí 4s od značky vyznačené lékařem, je vyhodnocena jako správná.

FN (False negative)

Pokud nějaká událost není detekovaná, tak spadá do této kategorie. Například lékař označí apnoe, které detektor jako apnoe neoznačí.

FP (False positive)

Do této kategorie patří detekované události, které jsou detekovány špatně. Lékař na místě automatické detekce událost neoznačil.

TN (True negative)

Do této kategorie patří všechny potenciální správně nedetekované události. Vzhledem k tomu, že v PSG záznamu nelze určit správný počet potenciálních událostí, tak se tento parametr ze statistiky vylučuje.

2.8.1 Senzitivita

Senzitivita udává pravděpodobnost s jakou detektor úspěšně detekoval fyziologickou událost. Ukazuje poměr správně detekovaných událostí vůči všem detekovaným událostem. [16]

$$Senzitivita = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5)$$

2.8.2 Pozitivní prediktivní hodnota

Pozitivní prediktivní hodnota znázorňuje jak je detektor úspěšný sám vůči sobě. Dává do poměru správně detekované události vůči všechny události které detekoval. [16]

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \quad (6)$$

2.9 Data

2.9.1 Parametry detektoru

Automatický detektor spánkové apnoe má různé parametry, kterými je možné řídit jeho vlastnosti. Podle manuálu AASM jsou tyto parametry pevně dané. Tyto parametry avšak neodpovídají reálným parametrům, které se využívají v Národní ústavu duševního zdraví. Pro komplexní řešení byla vyhotovena částečná ROC analýza, která má za úkol odhalit chování detektoru pro různá nastavení parametrů vzhledem k PSG záznamu, které zpracovali lékaři. ROC analýza si dává za úkol najít nejvhodnější parametry, které se přiblíží hodnocení apnoe v praxi.

Hlavní 3 parametry, které je možné nastavovat vychází z AASM. Pro zjednodušení zobrazování jim byli přiřazeny označení: délka, pokles a podmínka. Jednotlivé parametry jsou popsány níže.

Parametr délka určuje minimální délku trvání apnoe (splnění podmínky a poklesu). Podle AASM je tento parametr 10 s.

Parametr pokles určuje o kolik procent musí klesnout amplituda dechu vůči baseline. Podle AASM je tento parametr 90 %. Hodnota tohoto parametru je 1 - hodnota vůči poklesu. Například pokud je hodnota parametru 90 %, znamená to pokles vůči baseline o 10 %.

Parametr podmínka určuje, kolik procent z apnoí musí splňovat podmínku poklesu. Podle AASM je tento parametr 90 %.

Výpočet senzitivity a PPV byl proveden na 10 reálných anonymizovaných PSG záznamech, které mi pro tuto práci poskytl Národní ústav duševního zdraví. Interval pro parametr délky byl zvolen 5 - 15 s, pro pokles a podmínku 0 - 100 %. Ostatní parametry pro jednotlivé výpočty byly nastaveny: pokles 70 %, délka 10 s a podmínka 90 %.

2.9.2 Souhlas etické komise

Polysomnografická data, použitá pro tuto práci, byla získána v rámci rutinního diferenciálně diagnostického postupu poskytování zdravotní péče o pacienty s poruchami spánku v rámci Oddělení poruch spánku, Národního ústavu duševního zdraví (NUDZ), Topolová 748, Klecany a byla tudíž zpracována primárně pro klinické účely. Veškerá data, která byla poskytnuta pro tuto bakalářskou práci (jednalo se pouze o polysomnografická data, audio ani video záznam nebyl pro bakalářskou práci použit), byla poskytnuta anonymně pod kódovým označením a neobsahovala žádná identifikační údaje pacientů.

Pacienti před provedením video-polysomnografie podepsali informované souhlasy, kde byly informováni o možnosti anonymního využití těchto dat pro lékařský výzkum. Informované souhlasy pro provedení klinických video-polysomnografií a souhlas se zpracováním dat pro lékařské účely byly schváleny etickou komisí NUDZ, Topolová 748, 250 67 Klecany; e-mail: ek@nudz.cz.

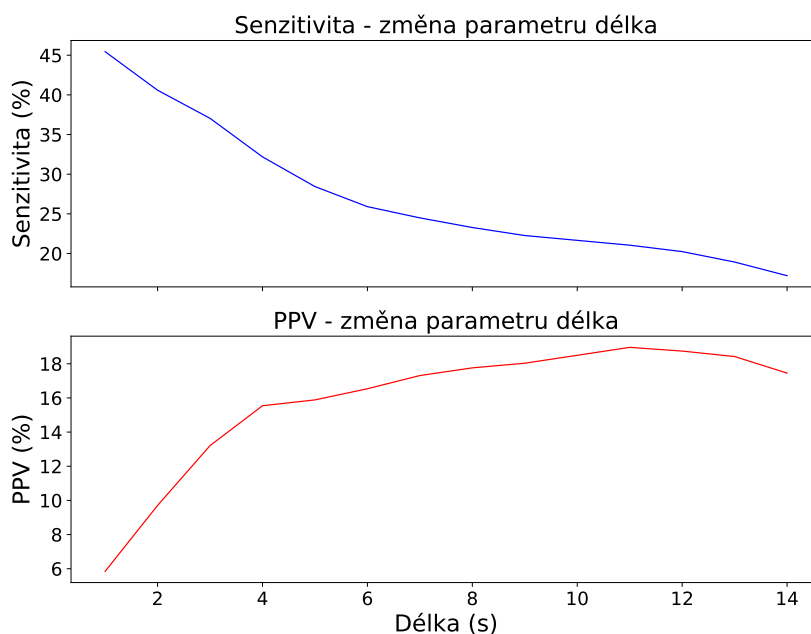
3 Výsledky

3.1 Vyhodnocení parametrů

Parametr délka

Na grafech z obrázku 3.1 můžeme vidět změnu senzitivity a prediktivní pozitivní hodnoty v závislosti na změně parametru délky apnoe.

Podle grafu pozitivní prediktivní hodnoty můžeme vidět, že počet správně detekovaných apnoe je přibližně lineární pro délky apnoe 4 - 12s. Avšak senzitivita klesá se vzrůstající hodnotou délky apnoe. Podle této analýzy vychází nejlépe nastavení parametru délky apnoe na 4s. Toto je ale nepřijatelné z hlediska odlišnosti oproti parametrům z AASM. Pro reálné nastavení parametrů je proto zvolena hranice 9s, která má lepší výsledky než při 10s a zároveň je dostatečně blízká této hranici.

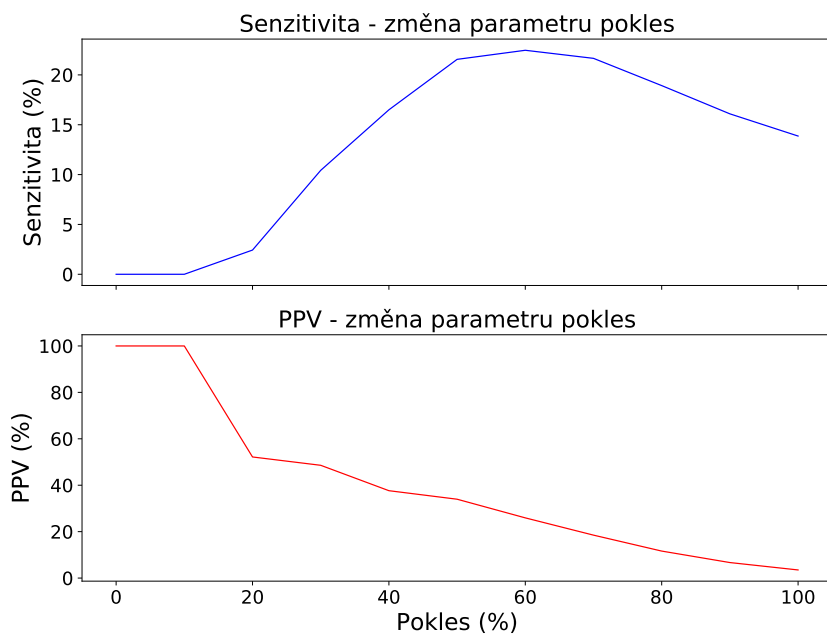


Obrázek 3.1: Graf senzitivity a PPV pro parametr délka (vytvořeno v Pythonu)

Parametr pokles

Na grafech z obrázku 3.2 můžeme vidět změnu senzitivity a prediktivní pozitivní hodnoty v závislosti na změně parametru poklesu vůči baseline.

Nastavení parametru poklesu se chová podle předpokladu. Čím hranice parametru poklesu stoupá, tím je pozitivní prediktivní hodnota menší. Podle senzitivity můžeme vidět, že se nejvíce správných apnoí detekovalo při nastavení poklesu 60 %. Výchozí požadavek lékařky z NUDZ bylo posunout hranici poklesu na 70 %. Podle této analýzy vychází ideální hodnota parametru pro reálné nastavení právě 70 % (pokles vůči baseline o 30 %)

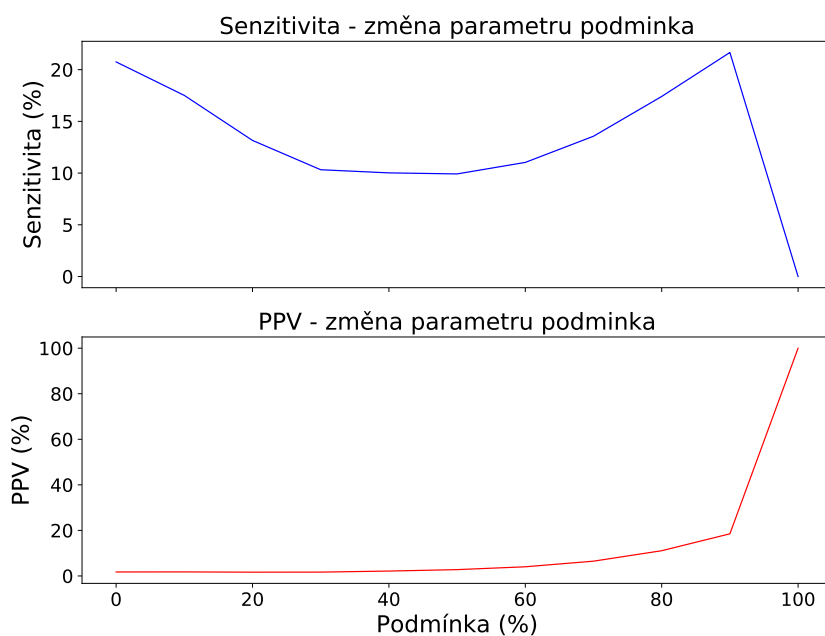


Obrázek 3.2: Graf senzitivity a PPV pro parametr pokles (vytvořeno v Pythonu)

Parametr podmínka

Na grafech z obrázku 3.3 můžeme vidět změnu senzitivity a prediktivní pozitivní hodnoty v závislosti na změně parametru podmínky poklesu po určitou dobu.

Pro analýzu parametru podmínka můžeme vidět, že všechny detekované apnoe 100 % času svého trvání nesplňují podmínku poklesu. Proto je senzitivita nulová a PPV tím pádem 100%. Z grafu PPV je vidět, že pro zvyšování nároků na detektor se mírně zvedá i jeho pozitivní prediktivní hodnota. Z analýzy parametru podmínky vychází nejlépe pro reálné použití hodnota parametru 90 %.



Obrázek 3.3: Graf senzitivity a PPV pro parametr podmínka (vytvořeno v Pythonu)

3.2 Vyhodnocení detektoru

Výsledná detekce na 10 reálných PSG záznamech byla provedena pro tři rozdílná nastavení parametrů. Pro nastavení parametrů z AASM manuálu (délka: 10 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,1) nebyla detekována žádná apnoe. Po zmírnění parametru poklesu na 0,2 bylo nalezeno více apnoí.

Tabulka 3.1: Výsledky detekce parametry - délka: 10 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,2

PSG	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Detekováno lékařem (-)	65	326	1	4	172	2	385	3	20	6
Automatický detektor (-)	10	0	0	0	0	1	32	0	1	2
Správně pozitivní (-)	8	0	0	0	0	0	16	0	0	0
Senzitivita (%)	12	0	0	0	0	0	4	0	0	0
PPV (%)	80	0	0	0	0	0	50	0	0	0

Tabulka 3.2: Výsledky detekce parametry - délka: 9 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,7

PSG	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Detekováno lékařem (-)	65	326	1	4	172	2	385	3	20	6
Automatický detektor (-)	204	3	187	8	171	7	599	25	9	7
Správně pozitivní (-)	34	0	0	1	33	0	149	3	0	0
Senzitivita (%)	52	0	0	25	19	0	38	100	0	0
PPV (%)	16	0	0	12	19	0	25	12	0	0

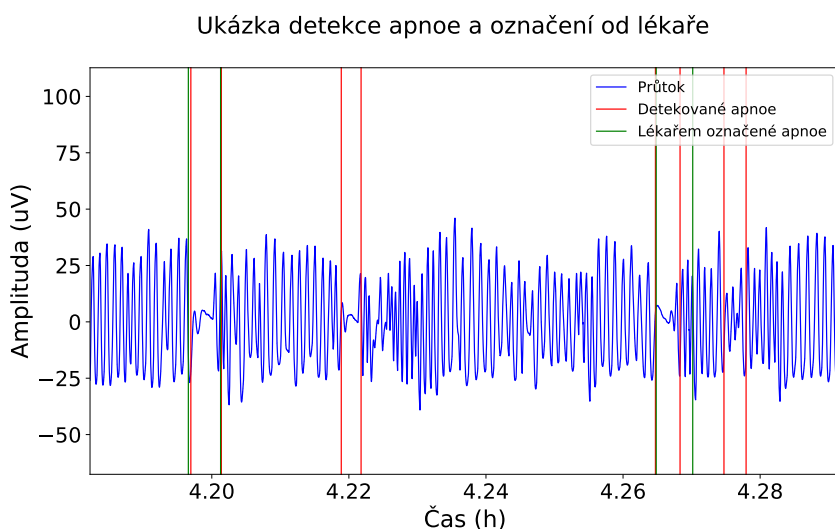
Tabulka 3.3: Výsledky detekce parametry - délka: 4 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,6

PSG	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Detekováno lékařem (-)	65	326	1	8	172	2	385	3	20	6
Automatický detektor (-)	240	3	211	33	127	6	739	52	6	4
Správně pozitivní (-)	44	0	0	3	26	0	213	3	0	0
Senzitivita (%)	67	0	0	37	15	0	55	100	0	0
PPV (%)	13	0	0	9	20	0	28	6	0	0

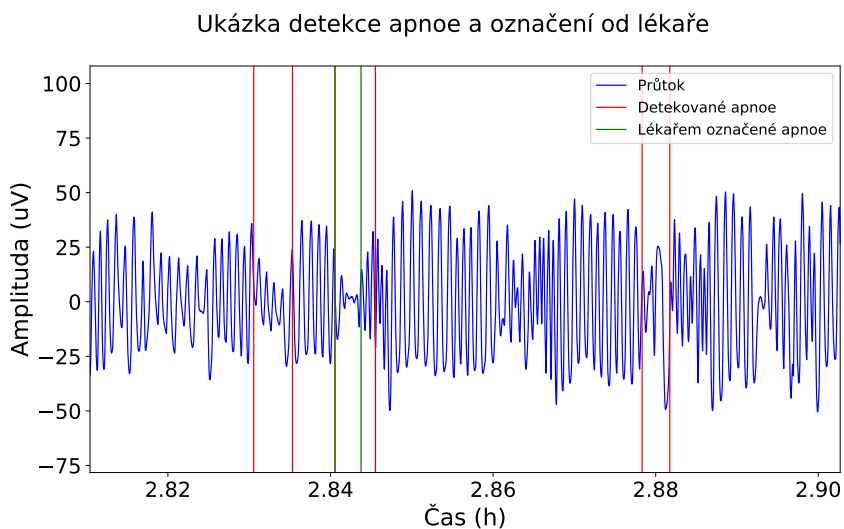
Tento výsledek je vidět v tabulce 3.1. Po nastavení parametrů podle ROC analýzy a subjektivního přání lékařky z NUDZ byla detekce účinnější. Výsledek této detekce s pa-

rametry délka: 9 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,7 je vidět na tabulce 3.2. V tabulce 3.3 je provedena detekce pro ideální nastavení podle ROC analýzy. Parametry jsou délka: 4 s, podmínka: 0,9 a pokles: 0,6.

Na grafech z obrázku 3.4 a 3.5 je úsek signálu, ve kterém jsou vidět apnoe detekované algoritmem a zároveň apnoe označené od lékaře. Tyto grafy pochází z PSG souboru číslo 8 z tabulky 3.2.



Obrázek 3.4: Ukázka detekce apnoe (vytvořeno v Pythonu)



Obrázek 3.5: Ukázka detekce apnoe (vytvořeno v Pythonu)

4 Diskuze

4.1 Detekce intervalu

Pro detekci intervalu užitečného signálu byla použita Tukeyho IQR metoda. Tato metoda je spolehlivá, pokud má signál po celou dobu stejnou amplitudu. Předchozí filtrací se odstraní případný pomalý pohyb, ale nezajistí se tím změna amplitudy. Pokud v celém signálu převažuje amplituda, která je cca 20x menší, tak vypočtená hranice bude menší než je amplituda užitečného signálu. Proto se tento užitečný signál bude brát jako artefakt a nebude se v něm detekovat apnoe. Při zvýšení konstanty, která určuje velikost rozpětí, nad 20, dochází k zvýšení hranice nad úroveň amplitudy artefaktů.

Z tohoto důvodu byla přidána podmínka, že hranice musí být nejméně 50 μV . To zaručí, že signály, které by měly hranici tak malou, že by se nedetekovala vyšší amplituda budou mít hranici nad užitečným signálem. Toto řešení platí pro 10 PSG dat, které jsem zpracovával. Pro další zkoumání by bylo vhodnější stanovit například plovoucí hranici, která zaručí funkčnost bez ohledu rozdílnosti amplitud.

4.2 Filtrace

Filtrace pomocí IIR filtru funguje spolehlivě. Implementovaná horní propust odstraňuje pomalé frekvence. Některé signály však obsahují vysokofrekvenční složku, která je namodulovaná na pomalou dechovou frekvenci. V ideálním případě by se tyto vysoké frekvence měly odfiltrovat například pásmovou propustí. Tyto vysoké frekvence ale v detekci apnoe nevaří, protože výpočet detekce se provádí pomocí pohyblivých oken, které počítají medián. Proto výpočet baseline není ovlivněn namodulovanou vysokou frekvencí.

4.3 ROC analýza

Pro zjištění ideálních parametrů detektoru se využívá částečná ROC analýza. Částečná proto, protože se nevyužívá výpočet specificity. Tento výpočet se nedá provést protože nelze určit TN neboli správně nedetekované apnoe. Pokud bychom brali, že počet správně nedetekovaných apnoí jsou všechna místa ve kterých nedochází k apnoi tak nám vyjde velká hodnota vůči počtu detekovaných apnoí. Ze sady dat byl maximální počet apnoí za 8 h 380. Pokud bychom počítali, že jedna apnoe trvá v průměru 20 s, tak nám vyjde, že počet správně nedetekovaných, ale možných apnoí je 1440. Tudíž při výpočtu specificity bychom se pohybovali v hodnotách blízkých jedné. Proto byla zvolena varianta výpočtu PPV.

4.4 Rozdílnost dat

Mezi PSG soubory, které jsem dostal pro analýzu, se vyskytuje určitá rozdílnost v signálu průtoku vzduchu. U 5 souborů má signál amplitudu místo cca 50 μV pouze 2 μV . Tyto signály jsou reprezentovány čísly 5, 6, 7, 9 a 10 při výpočtu výsledků. Z tabulky výsledků detekce je patrné, že na nich detekce nefunguje tak dobře jako u ostatních signálů. Nepodařilo se mi zjistit, čím je tento zvláštní signál způsoben.

Přibližně 80% signálu průtoku vzduchu z PSG souboru číslo 2 je velice zarušeno artefakty, ale i přesto jsou na něm označeny od lékařky apnoe. Soudím, že apnoe byly zaznamenány z jiného nezarušeného kanálu. Po načtení signálu do programu EASYS2 bylo vidět, že jsou apnoe detekované i v místech velkých artefaktů.

4.5 Výsledky

Detektor byl testován na sadě 10 anonymizovaných souborech dat. Detekce s parametry podle AASM manuálu nenašla v žádném PSG záznamu apnoe. Po snížení nároků detektoru na hodnoty, které vyšly nejlépe z ROC analýzy detektoru, byla u 5 záznamů dosažena průměrná senzitivita 47 % a PPV 17 %. U zbylých 5 záznamů nebyla nalezena žádná apnoe správně, tudíž je jejich senzitivita a PPV nulová. Tyto výsledky se vztahují k datům z NUDZ a předpokládá se, že jsou označené všechny apnoe a to správně. Některé detekované apnoe, které nebyly lékařem předem označeny, jsou ale velice podobné jiným již označeným apnoám. Vzhledem k tomu, že automaticky detekované apnoe znovu neprocházel lékař, aby vyhodnotil jejich správnost, lze předpokládat, že některé detekované apnoe (které neoznačil lékař) jsou detekovány správně. Pro lepší analýzu je zapotřebí, aby lékař prošel automaticky detekované apnoe a určil, zda jsou detekované správně.

Výsledky detektoru avšak nijak nezpochybňují to, že naprogramovaný algoritmus funguje správně. Je očividné, že v NUDZ pro hodnocení apnoe využívají mírnější parametry, než jsou přesně uvedené v AASM. Největší benevolence při ručním detekování je v parametru poklesu, což se předpokládalo, jelikož se tento parametr velice špatně určuje.

5 Závěr

Všechny cíle práce byly splněny. V úvodu práce byla provedena analýza kritérií hodnocení spánkových událostí podle AASM. V programovém prostředí Python 3.6 byl vytvořen algoritmus, který zpracovává polysomnografická data vygenerovaná programem EASYS2. Načítá informace o měření, data z jednotlivých kanálů a značky fyziologických událostí.

Algoritmus detekuje spánkové apnoe ze signálu průtoku vzduchu před nosem. Celý záznam je filtrován a jsou v něm vyznačeny artefakty. Ve vyznačených artefaktech se apnoe nedetekují. Účinnost detektoru byla statisticky vyhodnocena. Pro nastavení parametrů z AASM manuálu nebyly v záznamech detekovány žádné apnoe. Po zmírnění parametrů podle ROC analýzy byla celková průměrná senzitivita 24 % a PPV 9 %. Pro signály s nesníženou amplitudou je průměrná senzitivita 47 % a PPV 17 %.

V dalším kroku byl implementován algoritmus pro detekci pohybů končetin. Tento algoritmus detekuje: špičky v EMG signálu, pohyby končetin, synchronizaci pohybu obou končetin a periodické pohyby končetin. Tyto události se ukládají do originálního souboru v podobě tagů.

Spánkové apnoe i pohybové události jsou se správným označením třídy uloženy do PSG souboru, kde jsou upraveny parametry velikosti tabulky událostí a jejich počty. Tento soubor lze poté v programu EASYS2 načíst a zobrazit automaticky detekované události. Ty lze poté dále zpracovávat jako události ručně zaznamenané.

Pro snadnou implementaci algoritmu do klinické praxe byla vytvořena uživatelská příručka s návodem pro použití. Algoritmus je plně kompatibilní s programem EASYS2, který se využívá pro analýzu PSG záznamů v NUDZ.

Použitá literatura

- [1] Vašutová, P. K.; Slunce, L.: Spánek a vybrané poruchy spánku a bdění. *Praktické lékařství*, ročník 5, č. 1, 2009: s. 17–20.
- [2] Jayawardhana, M.; de Chazal, P.: Enhanced Detection of Sleep Apnoea using Heart-rate, Respiratory Effort and Oxygen Saturation derived from a Photoplethysmography Sensor. In *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2017, ISBN 9781509028092, str. 4 pages (in press).
- [3] Nakano, H.; Tanigawa, T.; Furukawa, T.; aj.: Automatic detection of sleep-disordered breathing from a single-channel airflow record. *European Respiratory Journal*, ročník 29, č. 4, 2007: s. 728–736, ISSN 09031936, doi:10.1183/09031936.00091206.
- [4] Zhou, J.; Wu, X.-m.; Zeng, W.-j.: Automatic detection of sleep apnea based on EEG detrended fluctuation analysis and support vector machine. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, ročník 29, č. 6, 2015: s. 767–772, ISSN 1387-1307, doi:10.1007/s10877-015-9664-0. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10877-015-9664-0>
- [5] Carmes, K.; Kempfner, L.; Sorensen, H. B. j. D.; aj.: Novel method for detection of Sleep Apnoea using respiration signals. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, ročník 2014, 2014: s. 258–261, ISSN 1557170X, doi:10.1109/EMBC.2014.6943578.
- [6] Goldshtein, E.; Tarasiuk, A.; Zigel, Y.: Automatic detection of obstructive sleep apnea using speech signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, ročník 58, č. 5, 2011: s. 1373–1382, ISSN 00189294, doi:10.1109/TBME.2010.2100096.
- [7] JA, H.: *Why we sleep - the function of sleep in humans and other animals*. Oxford: Oxford university, 1988, ISBN 0 19 261682 X.
- [8] Krueger, J. M.; Obál, F.; Fang, J.: Why we sleep: a theoretical view of sleep function. *Sleep Medicine Reviews*, ročník 3, č. 2, 1999: s. 119–129.

- [9] Šoňka, K.: *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Praha: Grada, první vydání, 2004, ISBN 80-247-0430-7.
- [10] Bělehrad, M.; Kára, T.; Matuška, P.; aj.: Vyšetření poruch dýchání ve spánku od A do Z. *Kardiologickarevue*, ročník 15, č. 2, 2017: s. 79–86.
- [11] Krajča, V.; Mohylová, J.: *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, první vydání, 2011, ISBN 9788001047217.
- [12] Conrad, I.; Ancoli-Israel, S.; Chesson, A. L.: *The AASM Manual for Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*. Westchester Illinois: AASM in U.S.A, první vydání, 2007, 59 s., doi:0-9657220-4-X.
- [13] Neuroscience Technology Research Ltd, C. R., Prague: *EASYS2 Reference Manual*. July, NTR Ltd, třetí vydání, 1995 - 2002, 52 s.
- [14] Sullivan, L.; LaMorte, W.: Summarizing Data. InterQuartile Range (IQR), Boston University, Cit. 10.2. 2018. Dostupné z: http://sphweb.bumc.bu.edu/otlt/MPH-Modules/BS/BS704_SummarizingData/BS704_SummarizingData7.html
- [15] Cohen, M. X.: *Analyzing neural time series data*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, první vydání, [2014], ISBN 978-0-262-01987-3.
- [16] Fawcett, T.: An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognition Letters*, ročník 27, č. 8, 2006: s. 861–874, ISSN 01678655, doi:10.1016/j.patrec.2005.10.010, /dx.doi.org/10.1016/j.patrec.200.

Přílohy

A Názvy kanálů

Tabulka A.1: Názvy kanálů

Název kanálu	Popis	Název kanálu	Popis
0-Fp10	EEG, elektroda Fp1	22-Ch10	...
1-Fp20	EEG, elektroda Fp2	23-Ch20	...
2-F300	EEG, elektroda F3	24-Chz0	...
3-F400	EEG, elektroda F4	25-EOG1	elektrookulogram, elektroda 1
4-C300	EEG, elektroda C3	26-EOG2	elektrookulogram, elektroda 2
5-C400	EEG, elektroda C4	27-ECG0	EKG
6-P300	EEG, elektroda P3	28-Tho0	pneumogram hrudníku
7-P400	EEG, elektroda P4	29-Abd0	pneumogram břicha
8-O100	EEG, elektroda O1	30-Lg10	EMG, dolní končetina 1
9 -O200	EEG, elektroda O2	31-Lg1b	EMG, dolní končetina 1b
10-F700	EEG, elektroda F7	32-Lg20	EMG, dolní končetina 2
11-F800	EEG, elektroda F8	33-Lg2b	EMG, dolní končetina 2b
12-T300	EEG, elektroda T3	34-Flow	průtok vzduchu před nosem
13-T400	EEG, elektroda T4	35-G100	...
14-T500	EEG, elektroda T5	36-Ar10	...
15-T600	EEG, elektroda T6	37-Ar1b	...
16-Fz00	EEG, elektroda Fz	38-Ar20	...
17-Cz00	EEG, elektroda Cz	39-Ar2b	...
18-Pz00	EEG, elektroda Pz	40-SpO2	saturace krve kyslíkem
19-AFz0	...	41-CAL0	kalibrační
20-M100	...	42-STD0	...
21-M200	...	43-EVT0	...
22-Ch10	...		

B Uživatelský manuál

Všechny potřebné komponenty jsou zdarma a open source.

Pro správnou funkci programu je potřeba mít nainstalován programovací jazyk Python 3.x (jakoukoliv verzi Pythonu 3, originálně je program napsaný v Pythonu 3.6). Pro instrukce k instalaci Pythonu navštivte oficiální web www.python.org.

Algoritmus využívá knihovny pro práci se signálem a matematické operace. Tyto knihovny jsou potřebné pro chod algoritmu: Numpy a Scipy. Pro instalaci jednotlivých knihoven doporučuji použít správce knihoven s názvem Pip. Jeho instalaci naleznete na webu www.pip.pypa.io. Instalace jednotlivých knihoven se provádí v příkazovém řádku.

Po nainstalování Pythonu a potřebných knihoven je prostředí plně připraveno. Program podporuje PSG daty ve formátu .d vyexportovaná z programu EASYS2. Ovládá se z příkazové řádky (terminálu).

Pro vyvolání návodu v terminálu použijte argument *help*.

```
>>> python3 APdetect.py help
```

Program pro detekci fyziologických událostí ve spánku

z dat vyexportovaných z programu EASYS2

Autor: Martin Bartoň

Projekt: bakalářská práce

Škola: FBMI 2018

Pro správnou funkci jako první argument vložte cestu k souboru (i se jménem souboru), který chcete detekovat. Pokud si přejete změnit parametry detekce apnoe, tak za cestu k souboru vložte další 3 argumenty.

1. - délka apnoe v sekundách
2. - parametr poklesu (od 0 do 1)
3. - parametr podmínky (od 0 do 1)

Pokud nebudou vloženy žádné argumenty, tak budou použity defaultní nastavené a to 10\,s; 0,7; 0,9.
Pro více informací navštivte bakalářskou práci.

Zmáčkněte libovolnou klávesu pro ukončení...

Pro spuštění detekce zadejte jako první argument cestu k souboru. Pokud si přejete měnit parametry detekce apnoe, vyvolejte návod, ve kterém je popsáno jak parametry upravit.

C Obsah příloženého CD

- klíčová slova (čj i aj)
- abstrakt česky
- abstrakt anglicky
- naskenované zadání bakalářské práce
- text bakalářské práce
- kód v Pythonu APdetect.py