

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ PRAHA
Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky

Automatická detekce spánkové apnoe



Květen 2015

Student:

Bc. Jakub Kahoun

Vedoucí práce:

Ing. Václav Gerla, Ph.D.

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra počítačové grafiky a interakce

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Jakub Kahoun**

Studijní program: Otevřená informatika
Obor: Softwarové inženýrství

Název tématu: **Automatická detekce spánkové apnoe**

Pokyny pro vypracování:

Cílem diplomové práce je navrhnout a implementovat nástroj pro automatickou detekci spánkové apnoe z PSG záznamů. Hlavní motivací je urychlit a usnadnit proces vyhodnocování dlouhodobých spánkových signálů u pacientů s apnoí. Diplomová práce bude realizována ve spolupráci s mezinárodním centrem FNUSA-ICRC v Brně.

Pokyny pro vypracování:

- prostudujte si problematiku spánkové apnoe a kritéria jejího hodnocení,
- implementujte algoritmy pro výpočet klinicky významných parametrů z vybraných PSG kanálů (alespoň 5-10 parametrů),
- navrhnete a implementujte vhodnou metodu pro nalezení dechových událostí, které odpovídají obstrukční a centrální spánkové apnoei (dle možnosti případně také smíšené spánkové apnoei a hypopneei),
- určete délku a hloubku desaturace,
- otestujte navržené metody nad reálnými klinickými daty (student bude mít k dispozici pečlivě vybranou příkladovou studii dechových událostí; celkový počet PSG záznamů, které budou součástí testování, je minimálně 10-12 záznamů).

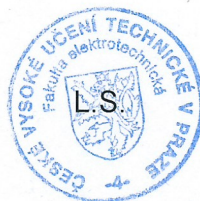
Seznam odborné literatury:

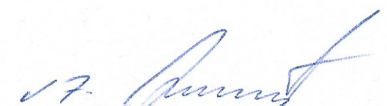
- [1] Šonka K. a kolektiv. Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku, GRADA, 2004.
- [2] Iber, C., Ancoli-Israel S., Chesson A. L., Quan S. F. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications, American Academy of Sleep Medicine, Westchester, IL, 2007.
- [3] Lee-Chiong T. L. Sleep: A Comprehensive Handbook, Wiley-Liss, 2006.

Vedoucí: Ing. Václav Gerla, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2015/2016


prof. Ing. Jiří Žára, CSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 4. 11. 2014

Prohlášení autora práce

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 6. května 2015

.....

Podpis autora práce

Poděkování

Rád bych poděkoval Ing. Václavu Gerlovi, Ph.D. za jeho rady, připomínky a pomoc při psaní této diplomové práce. Dále bych rád poděkoval Fakultní nemocnici sv. Anny v Brně, která poskytla polysomnografické záznamy a Ing. Milošovi Bělehradovi za vstřícnou ukázkou pracoviště a vysvětlení postupu měření. V neposlední řadě bych rád poděkoval rodině a přátelům za podporu a pomoc během dosavadního studia.

Abstrakt

V této diplomové práci je zpracována možnost automatického hodnocení spánkových PSG záznamů. Konkrétně se zaměřuje na poruchy dýchání během spánku. K detekci těchto poruch byly navrženy různé algoritmy, které nepoužívají všechny kanály z PSG záznamů. Jsou použity pouze kanály zaznamenávající pohyby břicha a hrudníku, změny tlaku v nose, tok vzduchu, saturaci krve kyslíkem a světlo. Ostatní kanály nejsou v této práci použity. Jednotlivé metody na sebe navazují a výsledky z předchozí metody jsou použity jako vstupy do dalších metod. Algoritmus nalezne začátek měření, následně jednotlivé desaturizace, které musí doprovázet respirační poruchy. Pospojováním těchto desaturizačních událostí do větších celků algoritmus dostane oblasti, kde je potencionálně možný výskyt poruch dýchání. Pomocí kanálu *pNasal* jsou detekovány všechny přerušení / omezení toku vzduchu. V posledním kroku dojde k rozdělení těchto událostí na jednotlivé typy (centrální, obstrukční, nebo smíšená spánková apnoe). Nevýhodou navazujících algoritmů je postupné přenášení a zvětšování chyb.

Klíčová slova

Apnoe, Hypopnoe, Spánek, EEG, EKG, AHI, CSA, OSA, RERA

Abstract

In this diploma thesis is discussed option of automatic evaluation sleep PSG records. Specifically is aimed to breath disorders in sleep. To detect these has been designed many different algorithms, which do not use all channels of PSG record. There are used only channels that measure chest and abdomen movement, pressure changes, airflow, blood saturation and light. Other channels are not used. All methods are used one by one and the result from previous is used as input to next. First step is to defined the start of measurement, next single desaturation events, which are required to detect breathing disorders. By connecting these desaturations to complex parts are founded sections where is potential to find breathing disorders. On channel *pNasal* are detected all interruptions / limitations of airflow. In last step are differed individual events to different types (central, obstructive, or mixed sleep apnoea). Disadvantage of follow-up algorithms is transmitting mistakes.

Key words

Apnoe, Hypopnoe, Sleep, EEG, ECG, AHI, CSA, OSA, RERA

Zkratky

- CSA - Centrální spánková apnoe
- OSA - Obstrukční spánková apnoe
- AI - Apnoe index
- AHI - Apnoe / Hypopnoe index
- CPAP - Trvalý přetlak v dýchacích cestách
- PEEP - Pozitivní tlak proti výdechu
- CNS - Centrální nervová soustava
- HDC - Horní cesty dýchací
- RERA - Respiratory effort related arousal
- AUC - Plocha pod křivkou
- AASM - American Academy of Sleep Medicine
- DTD - Document Type Definition
- W3C - World Wide Web Consortium
- NaN - Nespočitatelná hodnota (z anglického *Not a Number*)

Obsah

1	Úvod	1
2	Polysomnografie	3
2.1	EEG	3
2.2	EKG	4
2.3	EMG	4
2.4	EOG	5
2.5	Tok vzduchu	5
2.6	Saturace krve kyslíkem	5
2.7	Audio záznam dechové aktivity	5
3	Spánek	6
3.1	Spánkové fáze	6
3.2	Hypnogram	7
3.3	Skórovací systémy	8
4	Poruchy spánku	10
4.1	Historie klasifikace spánkových poruch	10
4.2	Klasifikace spánkových poruch	10
4.3	Apnoe	12
4.4	Hypopnoe	15
4.5	RERA	15
4.6	Měření délky události	16
4.7	Periodické dýchání	17
4.8	Řízení dýchání	17
5	Počítačové zpracování PSG dat	20
5.1	Segmentace signálů	20
5.2	ROC křivka a její parametry	20
6	Použitá data	23
6.1	Použitý dataset	23
6.2	Artefakty	23
6.3	Ukázky událostí	23

7	Detekce dechových událostí	31
7.1	Diagnosticky významné kanály	31
7.2	Začátek hodnocení záznamu	32
7.3	Artefakty	32
7.4	Desaturizace	33
7.5	Apnoe	35
7.6	Centrální spánková apnoe	38
7.7	Smíšená spánková apnoe	38
7.8	Obstrukční spánková apnoe	38
7.9	Hypopnoe	39
7.10	RERA	39
8	Výsledky	40
8.1	Apnoe / Hypopnoe	40
8.2	Hypopnoe	41
8.3	Apnoe	41
8.4	RERA	46
8.5	Desaturizace	46
8.6	Artefakty	48
9	Závěr	50
A	Příloha 1 - XML	55
B	Příloha 2 - Způsoby léčení OSA	56
B.1	Konzervativní přístup	56
B.2	Chirurgický přístup	57

1 Úvod

Tato práce si klade za cíl zmapovat oblast poruch dýchání ve spánku a navržení automatické klasifikace spánkových PSG záznamů. Zabývá se velice závažnými poruchami, které se vyskytují poměrně často a pokud nejsou léčeny, tak mohou vést ke smrti pacienta. Tyto poruchy jsou náročné pro celý organismus, protože se mu nedostává kvalitního spánku. U apnoe vedou dlouhé pauzy bez nádechu k srdečním poruchám. Ačkoli má tato porucha velice jasné příznaky: hlasité chrápání, zastavení dýchání během spánku, nadměrná denní spavost, celodenní únava, a další. Přesto jsou tyto příznaky často přehlíženy, nebo dokonce ignorovány.

Podle posledních průzkumů trpí poruchou dýchání ve spánku každý desátý. Přibližně každé druhé selhání srdce má spojitost s poruchou dýchání během spánku, kde obvykle převládá obstrukční spánková apnoe (OSA), nebo centální spánková apnoe (CSA). Pokud bude apnoe správně léčena, tak se zlepší kvalita pacientova života a sníží potřeba transplantace srdce. Výběr vhodného způsobu léčby je závislý na mnoha faktorech: celkový zdravotní stav, závažnost onemocnění, výskyt anatomických abnormalit, zda se jedná o OSA, či CSA, dostupnost metod a přístup samotného pacienta.

Všechna data, která byla použita v této diplomové práci pocházejí z Kardiovaskulárního spánkového výzkumného centra (Fakultní nemocnice sv. Anny v Brně). Všechny záznamy, na kterých byly testovány navržené metody, jsou standartní spánkové 8 hodinové záznamy. Jedná se o dospělé pacienty, dětské záznamy jsou vyhodnocovány podle jiné sady pravidel. Pacienti byli v tomto centru měřeni už s podezřením na zvýšený výskyt spánkových poruch. Osobní informace (věk, pohlaví) o jednotlivých pacientech nejsou známy. Jenotlivé záznamy jsou v této práci vedeny jako čísla (1 až 10).

Každý záznam obsahuje 40 různých kanálů (9 svodů EEG, 3 svody EKG, 2 svody EOG, 2 svody EMG (umístěných na nohou), Airflow, pohyby břicha a hrudníku, nosní tlak, světlo, pozici pacienta, zvukový kanál, saturace krve kyslíkem, tepový kanál (počítaný stejným přístrojem na SpO₂) a mnoho dalších, které v této práci nebyly využity. Výsledný záznam je obrovský, když si uvědomíme jeho délku (8 hodin). Je jasné, že procházení tohoto záznamu není nejjednodušší a nejrychlejší. V datech, která byla v této práci zpracována, bylo průměrně 2000 událostí v jednom záznamu (desaturizace, apnoe, hypopnoe, rera, atd.). Ruční hodnocení záznamů této délky je pro lékaře velice náročné. Je tu velká variabilita v hodnocení lékařů, na základě jejich předchozích zkušeností. Pravidla pro hodnocení jsou jasně daná, ovšem některé děje v PSG záznamech mohou být různými lékaři interpretovány odlišně, navíc každé zařízení má jiné zvyklosti. V průběhu času se jednotlivá pravidla mohou upravovat, to vede k nekonzistenci hodnocení starých a nových záznamů. V tu chvíli není možné staré záznamy přehodnotit podle nových pra-

videl, protože by to bylo neuvěřitelně časově náročné a zisk by byl minimální. Pokud by se používaly k detekci spánkových poruch různé automatizované metody, stačilo by přenastavit parametry podle nových pravidel a všechny záznamy by byly opět aktuální. Další možnou nevýhodou může být nákup nových zařízení, která zaznamenávají i jiné kanály, nebo třeba s jinou vzorkovací frekvencí, jsou citlivější. S tímto problémem by si nemusela poradit i automatizovaná metoda.

Metody v této práci nemají za cíl nahradit práci lékaře, či sestry, spíše jim pomoci v časově náročném úloze, která by mohla být řešitelná pomocí sady jednoduchých algoritmů. I při automatické metodě, se bude muset výsledný záznam zkontrolovat. Ale pokud budou v záznamu některé události předznačené, tak by doba, potřebná k hodnocení záznamu mohla být významně zkrácena. Výsledkem by mohl být automaticky předznačený záznam a sestra by pouze potvrdzovala, nebo opravovala jednotlivé události. Výsledky hodnocení záznamů by byly více konzistentní a bylo by sníženo riziko chyb z nepozornosti.

2 Polysomnografie

Polysomnografie je více parametrový test, současně je zapisováno více biosignálů (během spánku), například: EEG (elektroencefalogram), EMG (elektromyogram), EOG (elektrookulogram), EKG (elektrokardiogram), dechový rytmus, a další, který se používá k určení různých fází spánku. Toto slovo vychází z latiny *poly* - mnoho, *somno* - spánek, *grafie* - zobrazení.

2.1 EEG

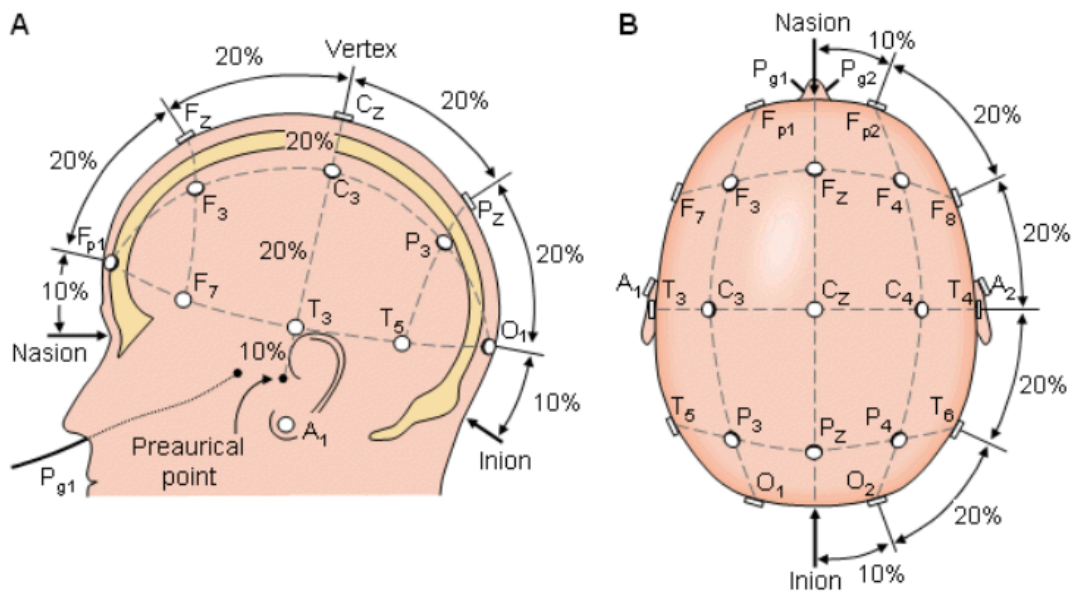
Elektroencefalogram snímá elektrické aktivity mozku z povrchu hlavy. Naměřený EEG signál má amplitudu jen několik desítek uV, neboť je utlumen lebkou a kůží. EEG je hlavní parametr k určení jednotlivých fází spánku. Dle [7] je při snímání EEG minimálním požadavkem splnění alespoň jedné z následujících podmínek:

- použití jednoho bipolárního svodu (C3 - M2, nebo C2 - A2)
- použití jednoho symetrického svodu (C4 - M1, nebo C4 - A1)

U EEG se zaznamenává amplituda signálu. Ze signálu je počítána frekvence, podle které se signál dělí do 4 pásem: Delta (0 - 4 Hz), Théta (4 - 8 Hz), Alfa (8 - 13 Hz) a Beta (13 - 30 Hz). Rozložení elektrod po povrchu hlavy je rovnoměrně rozdělené, aby zachytily co nejvíce elektrických signálů. Nejpoužívanější rozložení elektrod se nazývá 10/20, neboť elektrody jsou od sebe vzdáleny 10 - 20 - 20 - 20 - 20 - 10% z její celkové délky. Existují i jiná rozložení, ale ta mají jiný počet kanálů. Kanály jsou pojmenovány podle počátečních písmen latinského pojmenování oblastí mozku, nad kterými jsou umístěny. Fp - *frontopolární*, F - *frontální*, P - *paritální*, T - *temporální*, O - *okcipitální* a C - *centrální*. **Lichá čísla** se nacházejí nad levou hemisférou a **sudá čísla** nad pravou. Jednotlivé elektrody se rozdělují na dvě skupiny: *explorační* a *referenční*. Jsou tu dvě hlavní možnosti zapojení: *referenční* a *bipolární*.

U **Referenčního** zapojení je explorační elektroda měřena proti *referenční* elektrodě. Toto řešení je velice jednoduché, pokud se zvolí správně referenční elektroda. Nejčastěji se používá referenční elektrody umístěné na uších pacienta, nebo vytvořením referenční elektrody pomocí zprůměrování signálu ze všech elektrod.

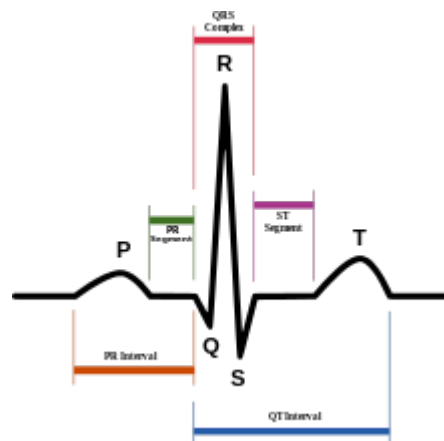
Bipolární je zapojení sekvenční. Každá elektroda je současně zapojena na vstup 2 předchozí a na vstup 1 následující elektrody. Uplatňuje se v jednom svodu jako referenční a následujícím jako explorační. Výhodou této metody je přesnost lokalizace ložiska.



Obrázek 1: Rozložení elektrod při měření EEG

2.2 EKG

Elektrokardiogram snímá elektrickou aktivitu srdce z povrchu těla. Standartizované měření se provádí pomocí 12-ti svodového EKG měření, nebo holtru, který dokáže měřit srdeční aktivitu po celý den. Na výsledném signálu je popsáno 5 fází, které se značí P,Q,R,S a T. Nejvýraznější je R fáze, pomocí níž se vypočítá tep.



Obrázek 2: Jednotlivé fáze EKG signálu

2.3 EMG

Elektromyogram snímá elektrickou aktivitu svalů z povrchu těla. Při snímání EMG během spánku se elektrody zpravidla umisťují na bradu, případně i na nohy.

2.4 EOG

Elektrookulogram snímá elektrickou aktivitu svalů, které slouží k pohybu s očí. Měření je prováděno dvojicí elektrod, které jsou umístěné ve vnějším koutku oka.

2.5 Tok vzduchu

K měření jsou využívány senzory, které jsou umístěné před ústa a nos. U nosu je umístěna tlaková kanyla zaznamenávající změny tlaku v okolí nosu. Oronazální termočlánek je umístěn jak k nosu, tak k pacientově ústům. Výsledkem je, že oronazální termočlánek je schopný zachytit i pokud pacient dýchá jen ústy.

2.6 Saturace krve kyslíkem

Je měřena pomocí jednoduché neinvazivní metody, kdy je využito principu, že oxyhemoglobin pohlcuje méně světla než redukovaný hemoglobin. Normální hodnota saturace hemoglobinu kyslíkem se pohybuje mezi 95 - 98 %. Nevýhodou této metody je, že se změna projeví se spožděním. Jde o to, že tělo nezačne okamžitě ztrácet hladinu saturace, většinou vydrží okolo 20 vteřin bez nádechu, aniž by došlo k nějakým změnám. Oxymetrie poskytuje jistý, dobře měřitelný signál. Proto se používá index počtu poklesů saturace za hodinu spánku (ODI) . Jako pokles saturace se bere změna o 3 - 4 % oproti klidové hodnotě, nebo pokles pod určitou hodnotu.

2.7 Audio záznam dechové aktivity

Audio záznam dechové aktivity je pořizován pomocí mikrofону.

3 Spánek

Spánek je přirozený stav charakteristický ztrátovou vědomí a delší reakční dobou na vnější podněty. Samotný spánek má zásadní vliv na fungování lidského těla, tělo si odpočine, mozek si převádí jednotlivé vzpomínky z krátkodobé paměti do dlouhodobé a další.

3.1 Spánkové fáze

Normální lidský spánek je rozdělen na dvě základní fáze **NREM** (fáze bez rychlých očních pohybů z angl. *non-rapid eye movement*) a **REM** (fáze rychlých očních pohybů z angl. *rapid eye movement*). [4, 11]

3.1.1 REM

REM fáze tvoří 20 - 25 % spánku. První REM fáze přichází asi 60 - 90 minut po usnutí. EEG během REM fáze ukazuje tzv. pomalé alfa vlny (1-2 Hz). Je doprovázené nízkým napětím. Na základě měření EEG, EOG a EMG můžeme REM fázi rozdělit na dvě fáze *tonic a phasic*. [11, 9, 4]

- Pro **tonic** fázi je charakteristické desynchronizace EEG, ochablost svalů a potlačení monosynaptického a polysynaptického reflexu.
- V **phasic** fázi se objevují rychlé oční pohyby všemi směry, spojené s výkyvy tlaku, změnou srdeční frekvence, pohyby jazykem a nepravidelným dýcháním. Na EEG se zobrazují pilovité vlny s frekvencí v rozmezí theta vln. Během REM spánku může dojít k několika apnoe (zástava dechu) nebo hypopnoe (mělké dýchání).

3.1.2 NREM

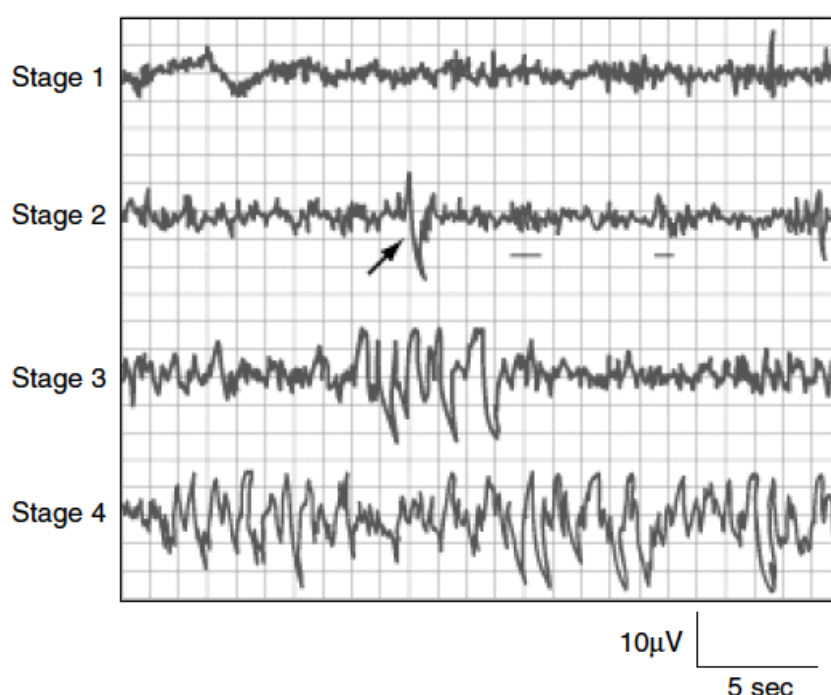
NREM se dále dělí na další 4 stupně (1, 2, 3 a 4, viz. 3), kde stupně 3 a 4 odpovídají hlubokému spánku. V celé NREM fázi strávíme 75 - 80 % doby spánku.

V 1. stupni NREM fáze spánku strávíme přibližně 3 - 8 % z celkového spánkového času. Stupeň 1 se nejčastěji vyskytuje při přechodu mezi bdělostí a dalším stupněm spánku nebo následuje po probuzení. V prvním stupni spánku se na elektroencefalografu (EEG) Alfa aktivita (8 - 13 Hz), která je typická pro bdělost, snižuje. Nejvyšší amplituda se přesune do oblasti Theta (4 - 8 Hz). Elektromyogram (EMG) měří sníženou aktivitu a elektrooculogram (EOG) ukazuje pomalé kroužení očí. Vertex ostré vlny (50 - 200 ms) nastupují směrem ke konci 1. stupně NREM spánku. [4]

2. stupeň NREM fáze spánku začíná přibližně po 10 - 12 min 1. stupně NREM spánku a zahrnuje 45 - 55 % z celkového spánkového času. Charakteristické EEG nálezy druhého

stupně NREM fáze spánku jsou spánková vřeténka a K-komplexy. Spánkové vřeténko je popsáno 12 - 14 Hz trvá nejméně 0,5 s a tvarem připomíná vřeteno. K-komplex je průběh, který obsahuje dvě složky: negativní vlnu následovaná kladnou vlnou, trvalé více než 0,5 s. V tomto stupni spánku se objevují delta vlny (0,5 - 4 Hz). Činnost EMG je snížena ve srovnání s bdělostí. [4]

3. a 4. stupeň NREM fáze spánku představuje 15 - 20 % z celkové doby spánku. Pro třetí stupeň je charakteristický menší počet vysokých špiček a pomalá vlnová činnost. Narozdíl od čtvrtého stupně, kde se vyskytuje velké množství vysokých špiček. EOG neregistruje žádné oční pohyby od druhého do čtvrtého stupně NREM fáze spánku. [11, 9, 4]

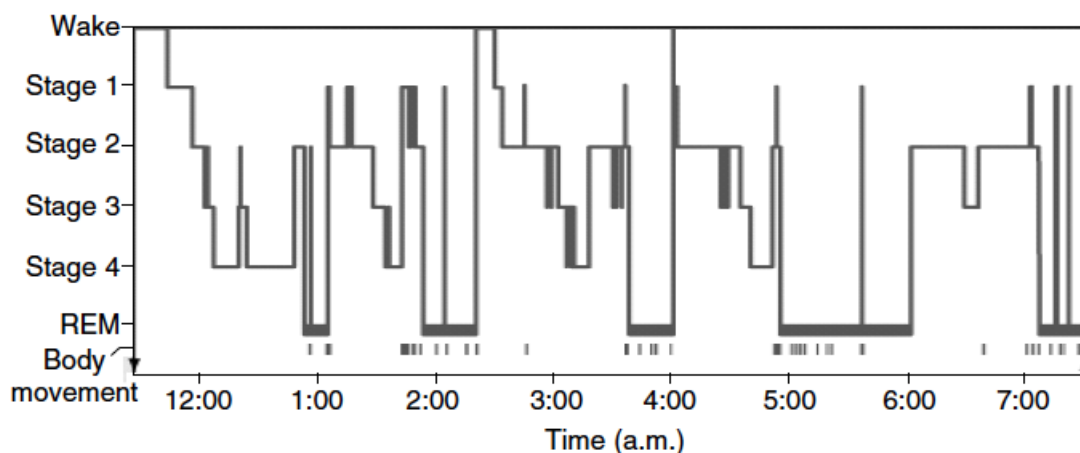


Obrázek 3: EEG záznam pro jednotlivé NREM fáze spánku u mladého dospělého člověka, šipka ukazuje na K-komplex [10]

3.2 Hypnogram

Hypnogram je součástí Polysomnografie (PSG), více parametrického testu, který se zabývá diagnostikou spánkových poruch a spánkem samotným. Jedná se o graf, kde na x-ose máme čas a y-osa obsahuje záznamy jednotlivých fází spánku (viz. 4). Pro člověka je spánek velice důležitý. Aby splnil spánek svůj účel, musí obsahovat některé fáze. Požadavky člověka se s věkem mění. Jiný hypnogram bude mít 70 letý člověk a jiný roční dítě. Dále se hypnogramy můžou dělit dle standartu, který zobrazují (viz. 3.3). [4]

Spánek začíná krátkou periodou NREM fáze 1. stupně, dále postupuje do druhého, následně 3 a 4. Na konec dorazí do REM fáze. Nicméně v této fázi nezůstane po zbytek noci, ale spíše se střídají NREM a REM fáze po celou noc (viz. 4). Délka prvního cyklu je 70 - 100 minut, druhý a všechny následující cykly trvají déle, 90 - 120 minut. U zdravých dospělých jedinců se s postupem noci prodlužují REM fáze, nejdelší jsou v poslední třetině spánkového cyklu. S postupem spánku se u NREM fáze objevuje pouze druhý stupeň, stupně 3 a 4 úplně zmizí. [10, 4]



Obrázek 4: Popis fází spánku u mladého dospělého člověka [10]

3.3 Skórovací systémy

Skórovací systémy se využívají k ohodnocení různých fází spánku (viz. 3). Každá fáze má své specifické prvky a navíc má i různý vliv na člověka. Všechny fáze jsou během noci potřebné.

3.3.1 Historie skórovacích systémů

Když lidé začali zaznamenávat spánkové EEG, všimli si ústupu alfa vln, K-komplexů a dalších změn. Začali spánek rozdělovat do 5 fází (A-E). V roce 1957 pánové Kleitman a Dement připojili k EEG i EOG a poprvé zaznamenali REM fázi. Následně spánek hodnotili těmito 6 fázemi (A-E a REM). [8]

3.3.2 Rechtschaffen and Kales

V roce 1968 pánové Rechtschaffen a Kales sepsali pravidla pro hodnocení jednotlivých fází spánku, který rozděloval spánek na W (vzhůru z angl. wakefulness), 1 - 4 stupně NREM a REM fáze. Dále zavedli standarty na snímání spánkového EEG. Použití minimálně

jednoho svodu C3 nebo C4 spolu s EOG na obou očích. Doporučovali rozdělení EEG záznamu na 30 vteřinové úseky, původně z technického hlediska, aby stíhali tiskárny. Následně každým 30 vteřinám přidělili jednu fázi, pokud se v jedné periodě vyskytovaly znaky dvou různých fází, označilo se to jako ta, co má těchto znaků více. [8, 5]

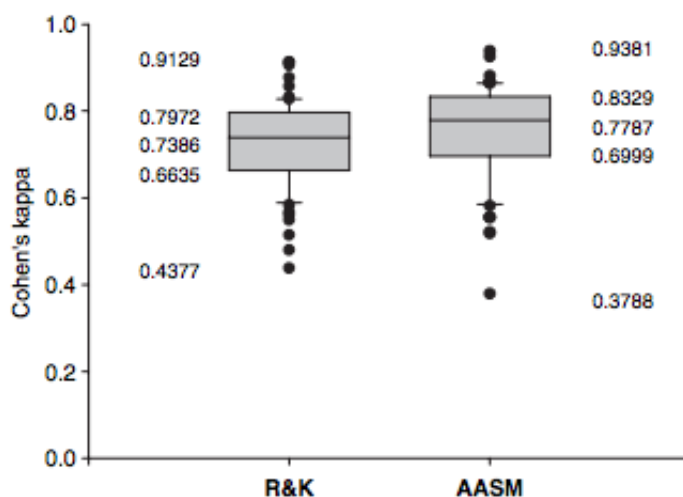
3.3.3 AASM

V roce 2004 se American Academy of Sleep Medicine (AASM) rozhodla sestavit nový spánkový bodovací systém, který nahradí původní systém. Stanovení pravidel se drželo těchto zásad: být v souladu s potvrzenými závěry, být založeny na biologických principech, použitelné pro diagnostiku normálního i abnormálního spánku a být snadno použitelná pro vědce, techniky i lékaře. V roce 2007 byl vydán nový standart hodnocení spánkových fází. [4, 8]

Hlavními změnami jsou:

- Možnost použití více předních svodů u EEG, starší systém dovoval pouze jeden přední svod.
- Došlo ke sloučení 3 a 4 stupně u NREM fáze. Nový AASM bodovací systém rozlišuje W (vzhůru), N1 - N3 (3 NREM stupně) a REM fázi.

V roce 2008 EU vytvořila studii s 72 pacienty, které nechali ohodnotit spánkový cyklus AASM a R and K systémy. Celková schoda u AASM byla 82 % oproti 80,6 % u R and K. Nový systém vyhodnocování přinesl zlepšenou detekci všech fází spánku. Výsledky této studie potvrzují, že vylepšení hodnotícího systému bylo úspěšné. [4, 12]



Obrázek 5: Srovnání úspěšnosti hodnocení dvou skórovacích systémů [12]

4 Poruchy spánku

4.1 Historie klasifikace spánkových poruch

Zatímco se ostatní odvětví medicíny rozvíjela po celou historii lidstva, tak tato oblast nebyla považována za důležitou. Někteří lékaři považovali spánek za stav, kdy je odpojen mozek od zbytku těla. Navíc pokud někdo umřel ve spánku, tak to nebylo hlasité a nápadné, tudíž se o toto odvětví nikdo nezajímal. Navíc je toto pozorování technologicky a časově náročné. Změna přišla na začátku 20. století, kdy si lékaři začali všimnout symptomu nadměrné denní spavosti. Lékaři zjistili, že nadměrnou denní spavost mohou způsobovat tři rozdílné nemoci. Všechny jsou spojeny s poškozením centrálního nervového systému:

- **Narkolepsie** - jedná se o první popsanou poruchu spánku. Pacient trvá nadměrnou denní spavostí a svalovou slabostí.
- **Africká spavá nemoc** - tato nemoc byla nepochybně známá mnohem dříve, než ji začali popisovat evropští lékaři. Nemoc je přenášena bodnutím mouchy tse - tse, jedná se o parazita *Trypanosomu*. Parazit se šíří po celém těle pacienta a začne způsobovat značné neurologické poruchy. V první fázi nemoc způsobí rozhození vnitřních hodin organismu, poslední fází je výskyt pomalých spánkových vln i ve stavu bdělosti.
- **Encephalitis lethargica** - onemocnění se objevilo v zimě 1916 a zmizelo okolo roku 1930, po světě zabila přibližně 5 milionů lidí. Dodnes nikdo neví, jak se nemoc objevila a jak zmizela. Někteří nemocní usnuli na několik let, aby se pak zase probrali.

Díky těmto 3 různým chorobám se do podvědomí lékařů dostal spánek a nemoci spojené s ním. V roce 1937 byl poprvé použit elektroencefalogram pro měření mozkové aktivity. 1950 byla objevena REM (Rapid Eye Movement viz. 3.1.1) fáze spánku, panem Klaitmanem a spol. Toto vedlo k vypracování prvního rozdělení spánku na jednotlivé fáze v roce 1957. Od této chvíle se snaží lékaři a vědci po celém světě pochopit, co se děje v mozku během spánku.

4.2 Klasifikace spánkových poruch

Nejdůležitějším krokem, pro kvalitní pozorování a léčení jednotlivých poruch spánku, bylo vytvoření jednotného katalogu, který bude všemi akceptovaný a vyhovovat všem požadavkům. Bylo vydáno několik publikací (*Diagnostická klasifikace poruch spánku a*

probouzení, *Mezinárodní klasifikace nemocí* a *Mezinárodní klasifikace poruch spánku*) s každým přepracováním se vylepšovalo rozdělení jednotlivých poruch. [6]

Aktuálně používaná a celosvětově akceptovaná je **Mezinárodní klasifikace poruch spánku**, která dělí primární poruchy spánku do 2 hlavních podskupin:

- **Dyssomnie** zahrnující poruchy spánku spojené s insomnií i se zvýšenou spavostí v průběhu dne. Podle patofyziologických mechanismů se dále dělí na:
 - dyssomnie vyvolané zevními příčinami
 - dyssomnie vyvolané vnitřními příčinami
 - poruchy cirkadiální rytmicity
- **Parasomnie** jsou spojeny převážně s disociovanou poruchou probouzecích mechanismů. Podle příčiny vzniku se dělí na:
 - poruchy probouzení
 - poruchy přechodu spánek-bdění
 - parasomnie vázané na REM spánek
 - jiné parasomnie

Primární poruchy spánku představují onemocnění, která se vyskytují samostatně. Jsou odděleny od poruch spánku označovaných jako sekundární, které doprovází jiná (neurologická, psychiatrická či interní) onemocnění a které tvoří třetí klasifikační skupinu.

- **Poruchy spánku spojené se somatickou či duševní poruchou** se dělí na:
 - poruchy spánku u duševních onemocnění
 - poruchy spánku u neurologických chorob
 - poruchy spánku u jiných somatických poruch

Obstrukční i centrální spánková apnoe se řadí do dyssomnií vyvolaných vnitřními faktory.

4.2.1 Klasifikace poruch dýchání ve spánku podle závažnosti

Dalším způsobem jak klasifikovat jednotlivé pacienty, je podle závažnosti. K tomu se používá hodnota takzvaného *Apnoe / Hypopnoe Indexu* (AHI), jedná se o počet výskutů Apnoe / Hypopnoe za hodinu spánku. Jednotlivé kategorie jsou:

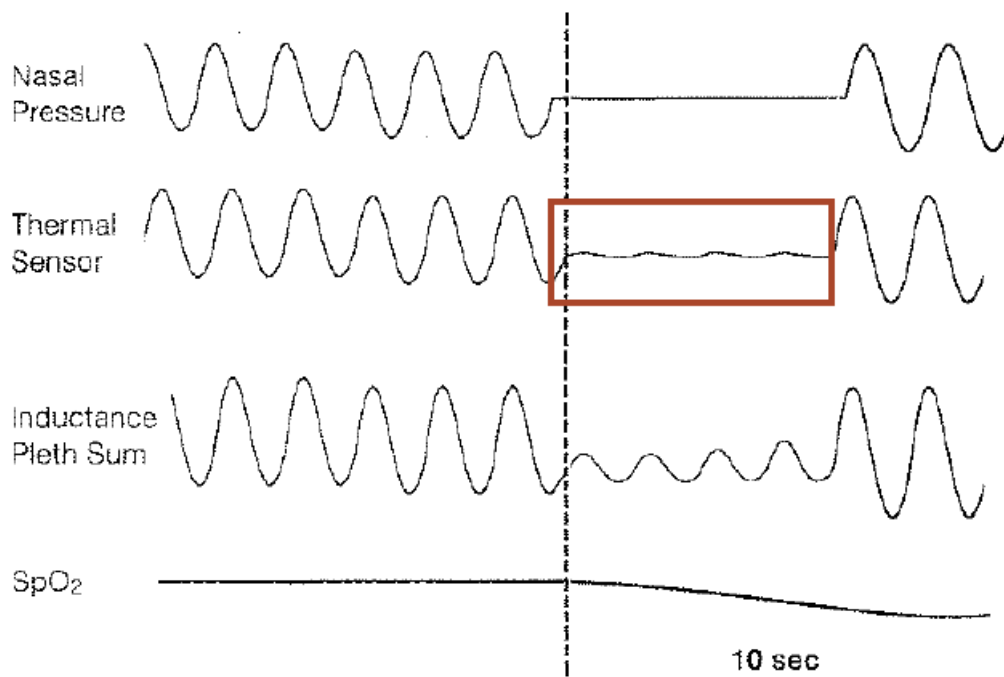
- **AHI <5** - normální

- **AHI 5 - 14** - lehká spánková apnoe
- **AHI 15 - 29** - střední spánková apnoe
- **AHI >30** - závažná spánková apnoe

4.3 Apnoe

Apnoe je přerušení ventilace vzduchu, která je delší než 10 vteřin. Rozlišují se 3 typy apnoí [6]:

- **Obstrukční** - apnoe je považována za obstrukční, pokud během jejího trvání přetrvává dýchací úsilí.
- **Centrální** - apnoe je považována za centrální, pokud během jejího trvání dýchací úsilí není přítomno.
- **Smíšená** - apnoe je považována za smíšenou, pokud začíná jako centrální (bez dýchacího úsilí), ale v průběhu se dýchací úsilí obnoví.



Obrázek 6: Vzorová apnoitická událost (červený obdélník naznačuje dobu trvání apnoe). První signál je zaznamenán tlakovým senzorem, druhý je teplotní senzor, třetí je součet pohybů břicha a hrudníku a poslední signál je záznam saturace. Obrázek byl převzat z [19]

4.3.1 Syndrom spánková apnoe

Původní definice apnoe, která byla používána, už není aktuální, protože vyžadovala, aby pacient měl nadměrnou denní spavost, insomnií a další příznaky. Dnes už jsou známy příklady, které tyto parametry nesplňují a přesto se jedná o apnoe. Bohužel nová oficiální definice nebyla vytvořena. Na základě různých vědeckých pozorování bylo stanoveno, že klinicky nevýznamný pacient z hlediska poruch dýchání během spánku má maximálně 5 apnoeí za hodinu spánku. Počet apnoeí za hodinu byl označen jako Apnoe Index (AI), bohužel hodnocení pomocí ostré hranice není nejšťastnější a má spoustu nevýhod. Měření je finančně náročné, takže jsou pacienti měřeni jednu maximálně dvě noci. Může se stát, že zdravý člověk překročí tuto hranice a je špatně diagnostikován jako nemocný, nebo naopak. Po zavedení definice Hypopnoe se byl nově zaveden i AHI (Apnoe / Hypopnoe Index). [3]

4.3.2 Obstrukční spánková apnoe

Obstrukční spánková apnoe je charakterizována opakovanými epizodami obstrukce horních cest dýchacích během spánku, které vedou k apnoím nebo hypopnoím a k probouzení, resp. k probouzecím reakcím. Během této události je po celou dobu přítomno dýchací úsilí, které je většinou doprovázeno hlasitým chrápáním, či jinými zvuky.

Anatomické abnormality u pacientů s OSA Různé studie prokázaly, že u nemocných se spánkovou apnoí jsou rozměry horních cest dýchacích často menší, než u zdravých jedinců. Tyto změny mohou být u kostěných struktur hltanu, nebo u měkkých tkání.

- **Změny kostěných struktur** jsou do značné míry dány geneticky a u různých etnik se projevují rozdílně. Také se liší podle pohlaví. (například: retrognacie, mikrognacie, dorzokuadální rotace mandibuly, atd.)
- **Změny měkkých tkání** prokazují většinou současné zvětšení měkkého patra, jazyka, laterální stěny faryngu. V úvahu připadají 3 možné příčiny:
 - Edém horních cest
 - Obezita
 - Odlišná histologická stavba faryngeální svaloviny

Noční symptomy doprovázející OSA Obstrukční spánková apnoe je z pravidla doprovázena syndromy, kterých si musí všimnou všichni z blízkého okolí pacienta, některých

i samotný pacient. Noční symptomy se objevují pouze v momentě, kdy pacient spí (*nemusí se jednat o noc, ale jedná se o zažitý termín a většina lidí spí v noci*).

- Apnoe a hypopnoe - tohoto syndromu si samotný pacient nemusí všimnout, ale pokud spává vedle svého partnera, tak by si změněného chování mohl všimnout on. U pacienta se střídají fáze klidného spánku a momentů, kdy viditelně lapá po dechu.
- Ronchopatie (lidově chrápání) - samotné chrápání není nebezpečné, ale pozornosti partnera jen těžko unikne a podle nových studií se chrápání objevuje u více než 90 % případů OSA.
- Pocit dušení ve spánku - samotný pacient si nepamatuje, že během spánku nedýchal. Za to si pomatuje, jak se probírá s pocitem, že se nemůže nadechnout a najednou si musí nedostatek kyslíku nahradit.
- Neosvěživý spánek - pacient popisuje ranní vstávání jako náročnější stav, než večerní, kdy si šel lehnout.

Denní symptomy doprovázející OSA Následující syndromy patří mezi denní syndromy, tedy jsou lépe pozorovatelné samotným pacientem.

- Nadměrná denní spavost - jedná se o hlavní denní příznak výskytu OSA. V nejextrémnějších případech může pacient usínat během dne při jakékoliv aktivitě. Takto jasně se, ale projevuje pouze v těžkých případech OSA.
- Únava - pacient se cítí neustále unavený, bohužel je obtížné tento příznak rozlišit od nadměrné denní spavosti. Pokud se pacient cítí unavený, tak mu nepřijde, tolik divné, že usnul.
- Sexuální dysfunkce - zejména erektilní dysfunkce a pokles libida. Toto je přesně příznak, s kterým pacient nepřijde za lékařem, protože se za něj stydí.

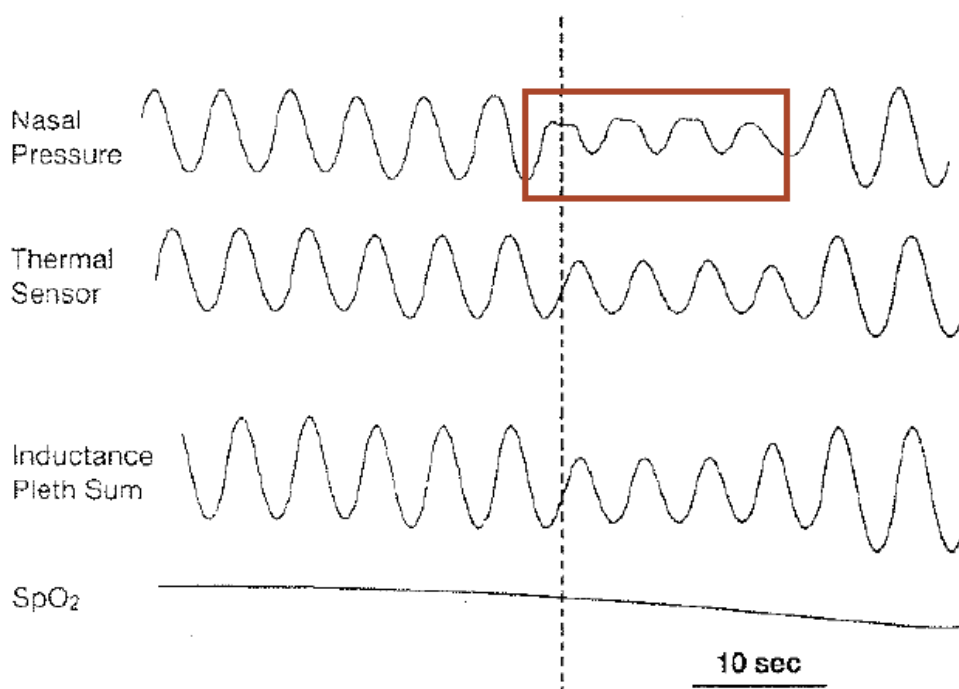
4.3.3 Centrální spánková apnoe

Centrální spánková apnoe označuje opakované omezení ventilace během spánku, které nejsou způsobené obstrukcí horních cest dýchacích, ale abnormálním řízením dýchání v centrální nervové soustavě. Příznaky jsou shodné jako u OSA, až na to, že u pacienta není přítomno ventilační usílí. Pro správnou detekci CSA je nutné mít kvalitní přístroje, aby nedošlo k chybnému označení OSA za CSA, jen kvůli nedostatečné citlivosti měřících přístrojů. CSA se typicky objevuje spolu s OSA a jejich výskyt je mnohem menší než OSA. Spolu s nepřítomností ventilačního usílí u pacienta, také dochází k zmišení aktivity

dilatátorů hltanu. Proto byla také vytvořena skupina smíšených apnoí, kdy apnoe začíná jako CSA, v průběhu apnoe se obnoví ventilační usílí pacienta, ale aktivita dilatátorů hltanu se nevrátí do normálu, takže apnoe pokračuje. [3]

4.4 Hypopnoe

Hypopnoe je definována jako snížení objemu vdechovaného vzduchu o 50 % a více. Zároveň některá literatura udává nutný pokles saturace hemoglobinu kyslíkem o 3 %. Rozdíl se porovnává s objemem vzduchu v klidovém dýchání ve spánku, nebo s dechovým objemem těsně před hypopnoí. Pro praktické účely lze hypopnoe definovat jako významné omezení ventilace delší než 10 vteřin, které je většinou doprovázeno poklesem saturace hemoglobinu kyslíkem. [6]

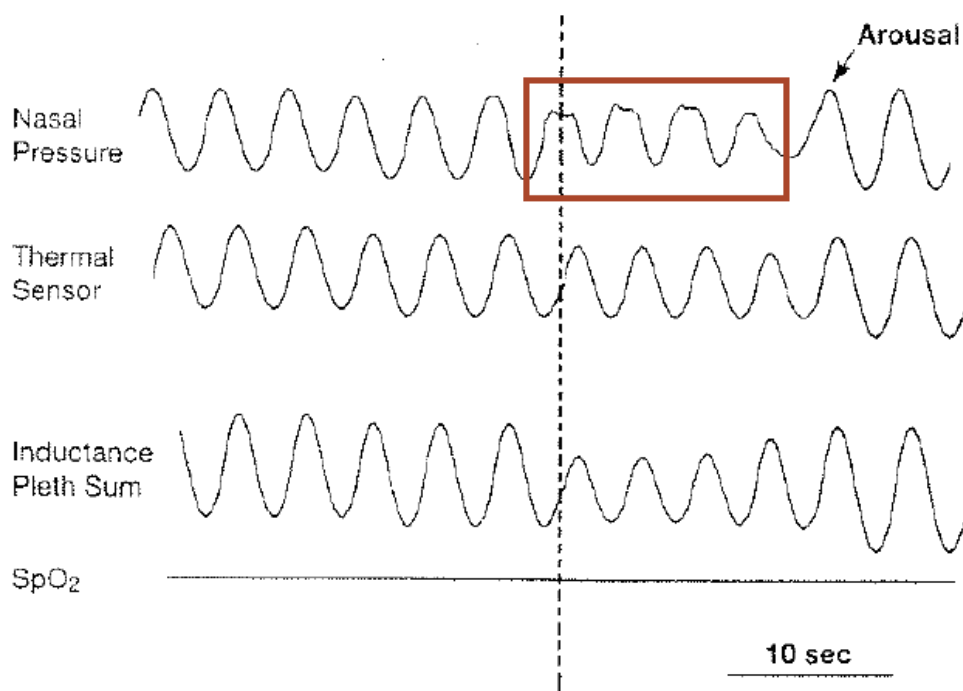


Obrázek 7: Vzorová hypopnoe (červený obdélník naznačuje dobu trvání hypopnoe). První signál je zaznamenán tlakovým senzorem, druhý je teplotní senzor, třetí je součet pohybů břicha a hrudníku a poslední signál je záznam saturace. Obrázek byl převzat z [19]

4.5 RERA

Spánkové apnoe jsou často doprovázeny mikroprobuzeními, které jsou považované za respirační, pokud jsou spojené s apnoe, či hypopnoe. Pokud tato událost trvá minimálně 10 s, ale nesplňuje všechny parametry pro apnoe, či hypopnoe, tak je označena jako tzv.

RERA (Respiratory Effort Related Arousal). Detekce přítomnosti a četnosti těchto mikroprobuzení je také klinicky významná. Každá tato událost způsobí významnou aktivaci nervového systému, která má negativní vliv na kardiovaskulární onemocnění. [16]



Obrázek 8: Vzorová RERA událost (červený obdélník naznačuje dobu trvání RERA události). První signál je zaznamenán tlakovým senzorem, druhý je teplotní senzor, třetí je součet pohybů břicha a hrudníku a poslední signál je záznam saturace. Arousal je právě to zmíněné mikroprobuzení, které doprovází tuto událost. Obrázek byl převzat z [19]

4.6 Měření délky události

V průběhu času došlo k úpravě pravidel pro vyhodnocování délky jednotlivých událostí.

- Pro apnoe i hypopnoe je délka události počítána od prvního redukováného nádechu, až po první nádech, který dosáhl stejné amplitudy jako byla před touto událostí.
- Pokud není možné přesvědčivě určit výchozí amplitudu dechového signálu (rozptíl amplitudy u jednotlivých nádechů je veliký), tak je možné událost ukončit s výrazným růstem amplitudy dechového signálu. Nebo při saturaci o 2 a více %, pokud předtím došlo k desaturaci.

4.7 Periodické dýchání

Další událostí je *Cheyneovo-stokesovo dýchání*. Jedná se o nepravidelné dýchání, kdy se prohloubené a zrychlené dýchání střídá s povrchoвым zpomaleným dýcháním (někdy dojde až k zástavě dechu). Tyto cykly dýchání se střídají 2 - 3 za minutu. Příčinou tohoto problému je nesprávná regulace dechu mozkiem. S oscilující frekvencí dechu hypoxického pacienta samozřejmě osciluje také saturace krve. Jestliže pacient vydýchal příliš mnoho CO₂, mozek začne dýchání zpomalovat, tím ale prohloubí hypoxii.



Obrázek 9: Cheyneovo-stokesovo dýchání

4.8 Řízení dýchání

Dýchání slouží k přívodu kyslíku a odstranění oxidu uhličitého z krve v zájmu zachování všech důležitých životních funkcí. Frekvence a hloubka nádechu je určena momentálními požadavky. Dýchání se skládá ze 4 základních regulačních mechanismů.

- **Respirační centrum v mozkovém kmeni** se skládá ze skupin respiračních neuronů a zahrnuje dva generátory zabezpečující ventilaci plic. **Generátor respiračního rytmu** vytváří periodické impulzy, které aktivují dýchací svalstvo a tím pádem určuje aktuální frekvenci dýchání. **Generátor dechového vzoru** určuje hloubku jednotlivých nádechů aktuálním požadavkům organismu. Toto se nazývá tzv. **automatické dýchání**.
- **Chemické detekční mechanismy** zahrnují periferní chemoreceptory, které jsou stimulované poklesem tlaku kyslíku v krvi (PaO_2), zvýšením tlaku CO_2 v krvi ($PaCO_2$) a změnou pH. Chemické detekční mechanismy zjistí změnu složení krve, mozkomíšního moku a extracelulární tekutiny v mozkovém kmeni a zabezpečí chemickou regulaci dýchání.
- **Reflexy zprostředkované z různých receptorů** zajišťují akutní změny ventilace v zájmu zabezpečení dostatečného přísunu O_2 organismu. Mají velký vliv při

zajištění kompenzačních mechanismů. Při nedostatečném přísunu O_2 se organismus snaží tento deficit kompenzovat tzv. *hyperventilací*. Ve spánku je citlivost těchto sensorů snížena, tudíž je kompenzační mechanismus vyvolán až za fyziologických okolností.

- **Suprapontinní vlivy** zprostředkují vlivy mozkové kůry a subkortikálních oblastí, zabezpečují **automatické dýchání** a dovolují provádět potřebné dechové manévry. Uplatňují se při volném dýchání a při ventilačních změnách doprovázejících různé emoční stavy (hluboký nádech a přizpůsobení dýchání mluvení, zpěvu, porodu, atd.)

Zajímavostí je, že většina apnotických událostí, ne-li všechny, se odehrávají během spánku. Toto vyvolává základní otázku: Jak může spánek způsobit apnoe v jinak zdravém a funkčním dýchacím systému?

Spánek ovlivňuje dýchání několika způsoby:

- **Změnami v centrální nervové soustavě (CNS)** odpadají všechny ostatní složky stimulace dechu, kromě automatického dýchání, které řídí mozkový kmen. Pokud dojde k poškození mozkového kmene degenerativními změnami, může automatické dýchání úplně zmizet. Pacient může nadále dýchat v bdělém stavu, ale při usnutí umírá (**Ondinina kletba**)
- **K uvolnění kosterního svalstva** dochází hlavně během přechodových fází spánku a pak během REM fáze. Má negativní následky hlavně při nervosvalových onemocněních (*svalová dystrofie, amyotrofická laterální skleróza, apod.*) a celkové anestézii.
- **Snížení ventilační odpovědi na CO_2** je důsledek snížení citlivosti chemoreceptorů. V NREM fázi je citlivost jiná, než v REM fázi, tudíž se během noci několikrát mění hranice $PaCO_2$. Přitom může $PaCO_2$ poklesnout pod tzv. **apnoický práh**. To je hodnota, pod kterou přestávají stimulovat centrální chemoreceptory a vznikne centrální apnoe.
- **Zúžení průsvitu horních dýchacích cest (HDC)**. Tím se zvyšuje odpor HDC, který může být při chrápání až 10x větší, než v bdělém stavu.

[15]

4.8.1 Řízení dýchání během spánku

Během spánku je nižší aktivace dilatátorů (slouží k roztažení hltanu) hltanu, může dojít k situaci, že hltan zkolabuje. Lidé s anatomicky užšími dýchacími cestami mají vyšší

aktivity dilatátorů během dne (bdělosti). Tato kompenzační svalová aktivita nepřetržává během spánku, tudíž je zvýšen odpor horních cest dýchacích. Průsvit hltanu se na konci výdechu před apnoe zmenšuje, až se zcela uzavře a nastává obstrukční spánková apnoe. Pokud nedošlo k úplnému uzavření, tak se tato příhoda nazývá hypopnoe. S každým dalším pokusem o nádech se zvyšuje pacientovo úsilí, až se dostane do zlomového bodu, kde stěny povolí a opět se otevřou. Většinou tento bod přichází těsně před probuzením pacienta, nebo i po samotném probuzení. Toto probuzení trvá několik vteřin, takže si to pacient nebude pamatovat. Následně se mu spánek začíná opět prohlubovat, snižovat aktivita dilatátorů hltanu a celý cyklus může začít znova. Výsledkem je, že takto prožitá noc nedovolí tělu si odpočinout. Obecně následuje nadměrná denní spavost.

5 Počítačové zpracování PSG dat

5.1 Segmentace signálů

PSG signály jsou zpravidla nestacionární signály a jejich hodnoty se mění v čase. Pro vhodné zpracování signálu je důležité signál rozdělit na co nejvíce stacionární části. Tyto segmenty mohou mít stejnou, nebo různou délku.

5.1.1 Konstantní segmentace

Konstantní segmentace je způsob jak rozdělit signál na úseky o stejné délce. Výhodou této metody je její neráčnost, rychlost provedení a snadná porovnatelnost jednotlivých segmentů mezi sebou. Záleží na délce jednotlivých segmentů, pokud zvolíme segmenty moc dlouhé, tak se může stát, že jeden segment bude obsahovat dva a více stavů, které budou ohodnoceny jen jednou značkou.

Tento způsob využívají lékaři při vyhodnocování spánkových fází. Celý PSG záznam je rozdělen na 30 s úseky a podle toho, která fáze v daném úseku převládá, tak touto značkou je daný úsek označen.

5.1.2 Adaptivní segmentace

Adaptivní segmentace rozděluje signál na stacionární segmenty různé délky. [21] Základní metodou při adaptivní segmentaci je metoda dvou posuvných oken, která jsou posouvány po signálu. Postup algoritmu:

1. Pro obě okna jsou napočítány stejné parametry.
2. Proběhne vyhodnocení rozdílu mezi jednotlivými parametry.
3. Pokud rozdíl překročí předem určený práh, tak do tohoto místa vložíme hranici mezi dvěma segmenty. Tento práh může být stanoven pevně na jednu hodnotu, nebo odvozen z průběhu rozdílového signálu.

5.2 ROC křivka a její parametry

ROC analýza hraje v dnešní době významnou roli v lékařství při diagnostice. K sestavení ROC křivky je využito binární klasifikace, která se zabývá rozdělením dané množiny objektů na základě přítomnosti, či nepřítomnosti určité vlastnosti, například při testování, zda pacient trpí, či netrpí určitou nemocí. ROC křivka zachycuje vztah mezi specifitou a senzitivitou, které patří k nejdůležitějším parametrům pro hodnocení a grafické znázornění rozhodovacích pravidel. Grafem ROC křivky je dvourozměrný graf, kde na

Skutečná třída	Pozitivně klasifikované	Negativně klasifikované	Celkem
Pozitivní	TP	FN	TP + FN
Negativní	FP	TN	FP + TN
Celkem	TP + FP	FN + TN	n

Tabulka 1: Matice záměn.

osu x nanášíme pravděpodobnost špatného zařazení objektů, které jsou ve skutečnosti negativní (1 - Specificita), a na osu y pravděpodobnost správného zařazení pozitivních objektů (Senzitivita), napříč všem možným dělicím bodům. Pro každou hodnotu dostaneme právě jeden bod na ROC křivce. Výsledkem je funkce, která popisuje ROC křivku. Dále sestavíme tzv. matici záměn 1. Tato matice je tvořena 2 sloupci a 2 řádky. [18]

Označení použitá v tabulce 1:

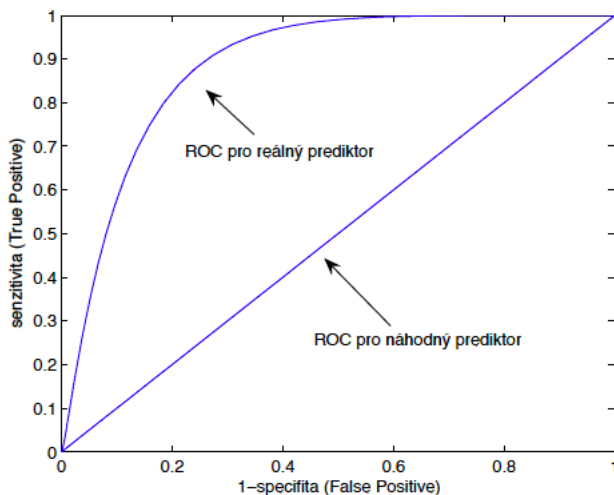
- TP - (*z angličtiny True Positive*) - jedinci, kteří jsou ve skutečnosti pozitivní a klasifikační pravidlo je zařadilo mezi pozitivní
- FN - (*z angličtiny False Negative*) - jedinci, kteří jsou ve skutečnosti pozitivní avšak klasifikační pravidlo je zařadilo mezi negativní
- FP - (*z angličtiny False Positive*) - jedinci, kteří jsou ve skutečnosti negativní avšak klasifikační pravidlo je zařadilo mezi pozitivní
- TN - (*z angličtiny True Negative*) - jedinci, kteří jsou ve skutečnosti negativní a klasifikační pravidlo je zařadilo mezi negativní

K vytvoření této matice u řešení, které obsahuje 3 a více tříd, je potřeba použití malého triku. Vytvoříme stejný počet matic, jako je počet tříd a pokaždé označíme jednu třídu jako TP, pokud je segment z této třídy správně označený. A zbylé, které jsou také správně označeny TF. Následně spočítáme průměrné výsledky ze všech matic, výsledek nám dá výslednou matici, kterou použijeme.

Parametry [18]:

- Senzitivita vyjadřuje pravděpodobnost, že test dá kladný výsledek u pozitivního objektu. TPF (*z angličtiny True Positive Fraction*), neboli relativní četnost správně klasifikovaných pozitivních případů. $TPF = \frac{TP}{TP+FN}$

- Specificita vyjadřuje pravděpodobnost, že test dá záporný výsledek u negativního výsledku. TNF (z angličtiny *True Negative Fraction*), neboli relativní četnost správně klasifikovaných negativních případů. $TNF = \frac{TN}{FP+TN}$
- Přesnost vyjadřuje pravděpodobnost správného výsledku. ACC (z angličtiny *Accuracy*), neboli četnost správně klasifikovaných případů, ku všem případům. $ACC = \frac{TP+TN}{P+N}$
- Prediktivní hodnota pozitivního testu vyjadřuje pravděpodobnost, že jev je skutečně pozitivní, když test vyšel pozitivně. PPV (z angličtiny *Positive Predictive Value*) je počítán jako podíl správně pozitivních, ku všem pozitivním výsledkům testu. $PPV = \frac{TP}{TP+FP}$
- Prediktivní hodnota negativního testu vyjadřuje pravděpodobnost, že jev je skutečně negativní, když test vyšel negativně. NPV (z angličtiny *Negative Predictive Value*) je počítán jako podíl správně negativních, ku všem negativním výsledkům testu. $NPV = \frac{TN}{TN+FN}$
- AUC 10 (z angličtiny *Area Under Curve*), neboli plocha pod ROC křivkou je nejběžnější kvantitativní index popisující ROC křivku. Vhodný k porovnání dvou ROC křivek, kdy celou ROC křivku zredukuje do jedné veličiny. Jelikož je AUC část jednotkového čtverce, jeho hodnota bude vždy mezi 0 a 1. $AUC = \int_0^1 ROC(p)dp$.



Obrázek 10: Graf plochy pod křivkou (AUC)

Pokud je plocha pod křivkou (AUC) rovná 1, tak je test ideální a má 100 % senzitivitu a selektivitu. Náhodný jev má AUC rovnou 0,5.

6 Použitá data

6.1 Použitý dataset

Dataset použitý v této diplomové práci pochází z Fakultní nemocnice sv. Anny v Brně. Jedná se o skupinu 10 PSG záznamů od 10 subjektů. Každý subjekt trpí nějakou respirační spánkovou poruchou (CSA, OSA). Závažnost jednotlivých záznamů je různá, objevují se tu subjekty s AHI okolo 30 a také lehčí případy. Každý záznam obsahuje 9 svodů EEG, 3 svody EKG, 2 svody EOG, 2 svody EMG, Airflow (tok vzduchu) kanál, kanály zaznamenávající pohyby břicha a hrudníku, nosní tlak, světlo, pozici pacienta, saturaci krve kyslíkem, zvukový kanál a další kanály, které nejsou v této práci vůbec využité. Jednotlivé záznamy jsou uloženy ve formátu EDF (European Data Format), který je mezinárodně podporován k přenášení více-kanálových biologických záznamů. Ke každému záznamu je přiložen další XML soubor, který obsahuje všechny značky definované lékařem.

6.2 Artefakty

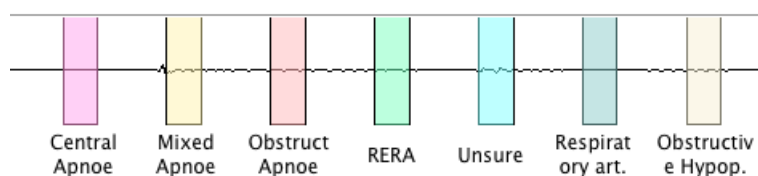
Měření je prováděno ve spánkové laboratoři. Jedná se o speciálně upravené pokoje, které jsou faradayova klec. Díky tomu je vnitřek pokoje odstíněn od jakéhokoli vnějšího elektromagnetického rušení, které by mohlo snižovat kvalitu měření a vnášet nechtěné artefakty do záznamů. Jednotlivé měřicí přístroje jsou navíc vybaveny pásmovými propustmi a filtry, které odstraní síťový šum a další artefakty. Artefakty jsou jevy, které nemají fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Artefakty je nutné odstranit ze záznamů, mohou být rozděleny do dvou základních skupin. [17]

- **Technické artefakty** : elektrostatické potenciály (*nízká jakost elektrod, špatný kontakt, atd.*), síťový brum (*napětí síťového kmitočtu*), impulsní rušení, nedostatečné stínění magnetických polí, apod.
- **Biologické artefakty** : např. EOG (mrkání), nebo EKG (může ovlivňovat EEG záznam).

6.3 Ukázky událostí

Všechny následující obrázky jsou ručně vybrány z použitého datasetu. Pomocí programu PSGLab GUI byly zobrazeny jednotlivé kanály a jejich značky. Tento program je ve fázi vývoje a zatím neumožňuje zobrazovat amplitudový rozsah na y ose. Amplituda jednotlivých signálů je automaticky normalizována na výšku řádku. Každá událost má vlastní definici, kde je určena barva, název a na kterém kanálu se vyskytuje. K zobrazování

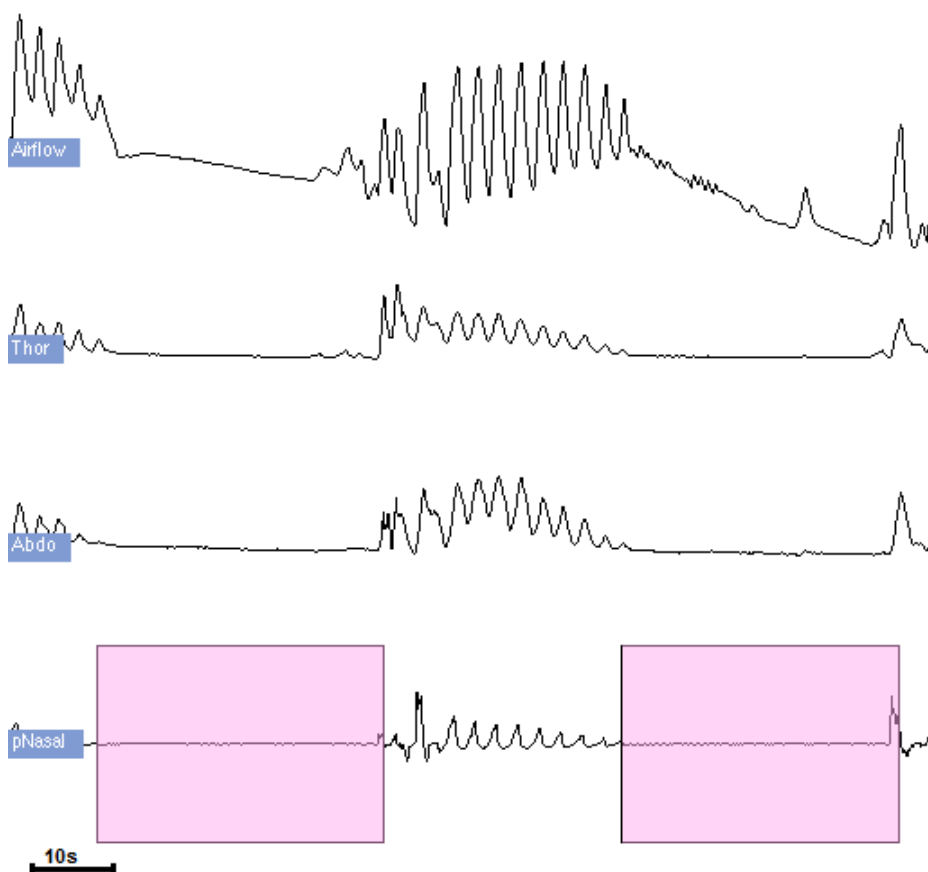
bylo použito *PSGLab GUI* ([22]), v Matlabu napsané GUI, které umožňuje zobrazovat biologické signály ve formátu EDF a načíst značky jednotlivých událostí (přiložené v XML). Jednotlivé události jsou barevně rozlišené, pro jednodušší orientaci byla vytvořena legenda, která obsahuje různé události a popisky.



Obrázek 11: Legenda jednotlivých událostí a jejich barev.

6.3.1 Centrální spánková apnoe

Centrální spánková apnoe je označována na kanále pNasal. Podrobnější popis události je v kapitole 4.3.3.

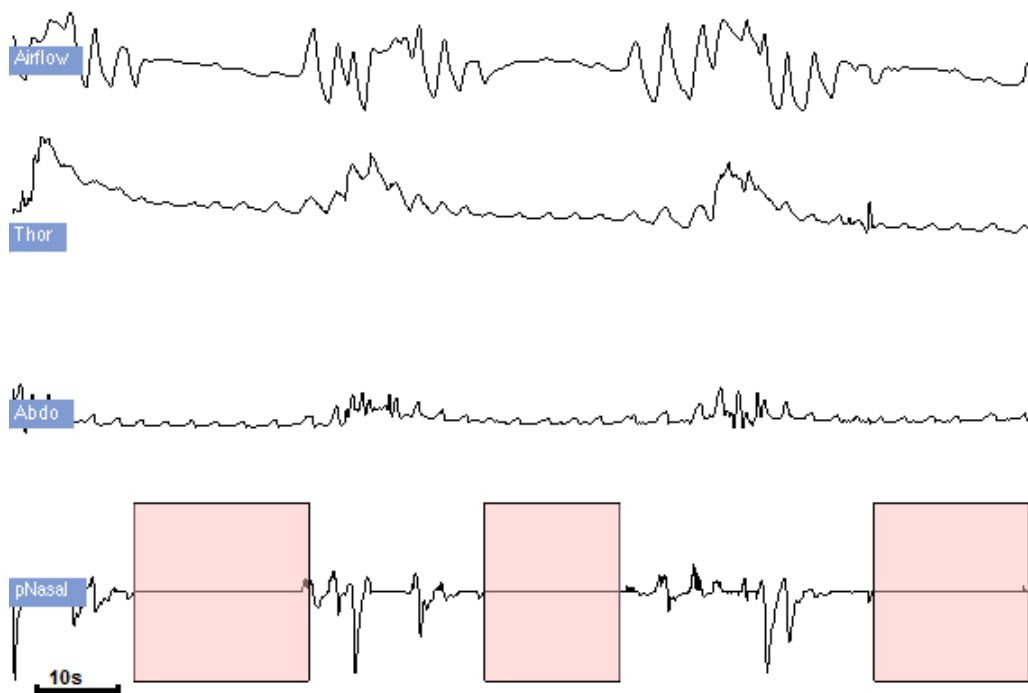


Obrázek 12: Ukázka typické centrální spánkové apnoe je označena světle růžovou barvou na kanále pNasal. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Během této události se neobjevuje aktivita na signálech zaznamenávající pohyb vzduchu (pNasal, Airflow) a ani na pásech detekujících pohyb břicha a hrudníku (Abdo, Thor).

6.3.2 Obstrukční spánková apnoe

Obstrukční spánková apnoe je označována na kanál pNasal. Podrobnější popis události je popsán v jedné z předchozích kapitol 4.3.2.

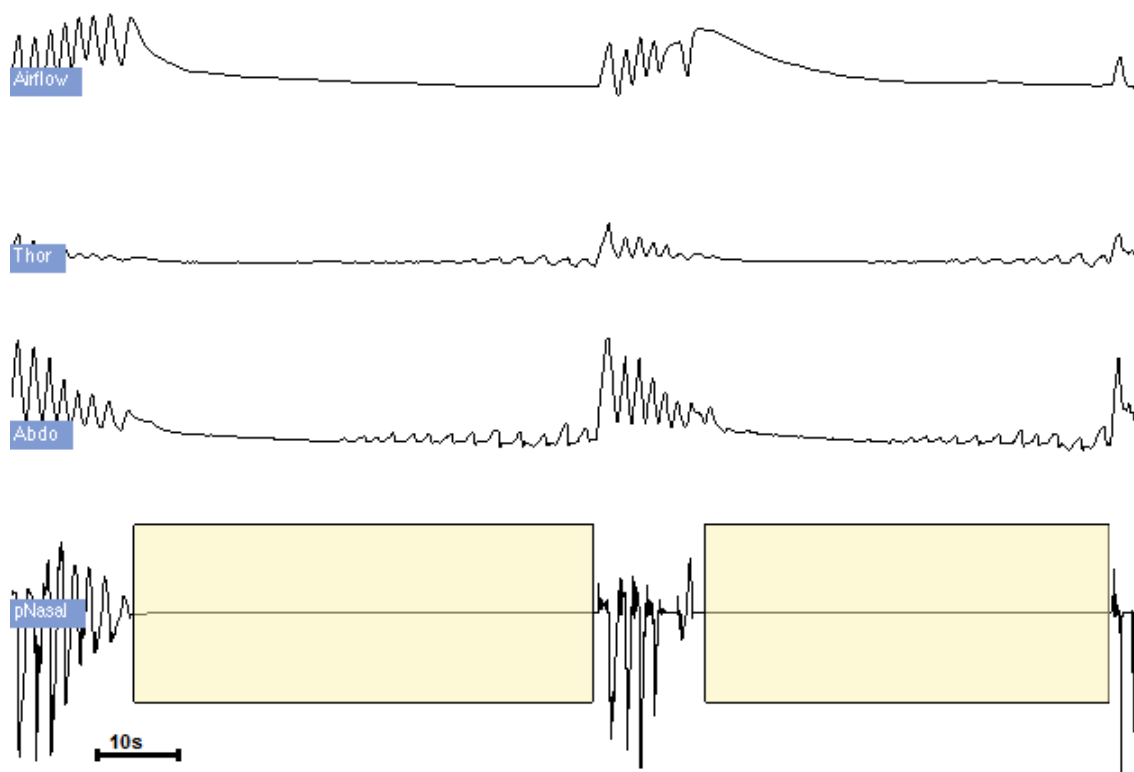


Obrázek 13: Ukázka typické obstrukční spánkové apnoe je označena světle oranžovou barvou na kanále pNasal. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Během této události není zaznamenávám žádný tlak v nose. I pohyb vzduchu zaznamenávaný na kanál Airflow je minimální. Zatímco na kanálech zaznamenávajících pohyby hrudníku a břicha (Thor, Abdo) se stále objevuje aktivita. Dalším důležitým kanálem pro rozlišení OSA je zvukový záznam. Pokud se během apnoe vyskytovalo chrápání, skoro určitě se bude jednat o OSA.

6.3.3 Smíšená spánková apnoe

Smíšená spánková apnoe je označována na kanále pNasal. Podrobnější popis této události je popsán v kapitole 4.3.

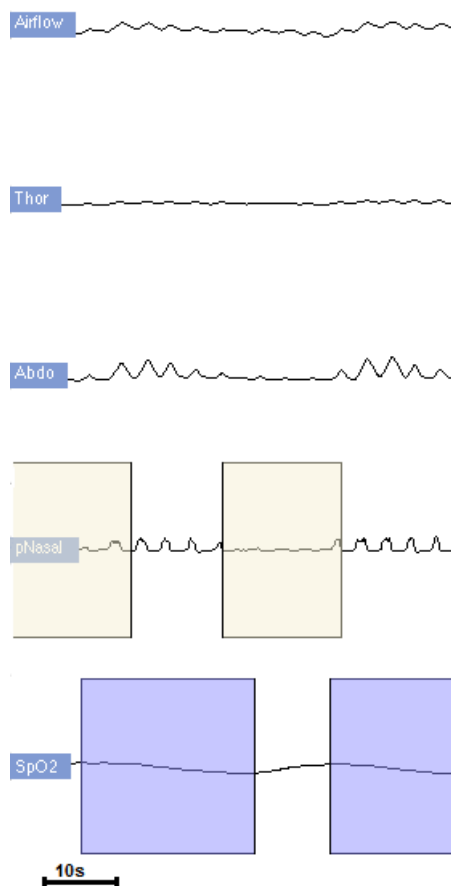


Obrázek 14: Ukázka typické smíšené spánkové apnoe je označena žlutou barvou na kanále pNasal. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Po celou dobu události se hodnota tlaku v nose nezmění. Narozdíl od pohybů břicha (Abdo) a hrudníku (Thor), které se v polovině události začínají objevovat.

6.3.4 Hypopnoe

Hypopnoe je označována na kanále pNasal. Podrobnější popis události se nachází v kapitole 4.4.

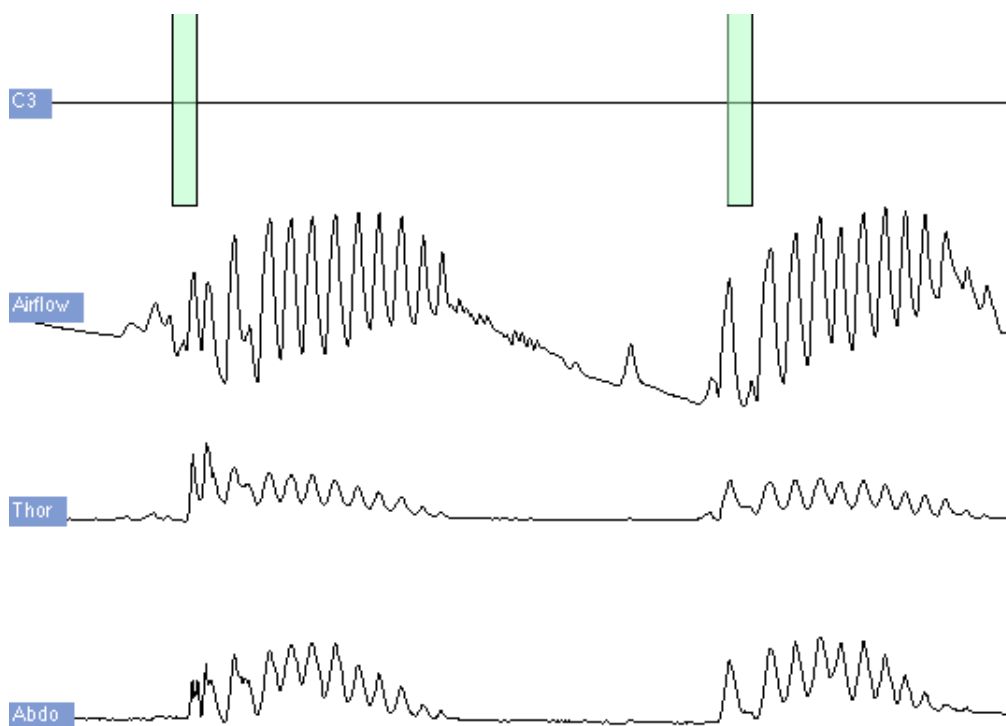


Obrázek 15: Ukázka typické hypopnoe je označena žlutou barvou na kanále pNasal. Modrou barvou je označena desaturizace. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Hypopnoe se také rozděluje na centrální a obstrukční, podle toho, zda je u pacienta přítomno dýchací úsilí. Na obrázku 15 je ukázka obstrukční hypopnoe.

6.3.5 RERA

Spánkové apnoe mohou být často doprovázeny mikroprobuzeními (anglicky *Arousal*), které je považováno za respirační, pokud je spojeno s apnoe, hypopnoe. V případě, kdy dojde omezení horních cest dýchacích na minimálně 10 s, ale nejsou splněny všechny podmínky apnoe, či hypopnoe. Tak je tato událost označena jako RERA. Podrobnější popis události se nachází v kapitole 4.5. Detekce přítomnosti a četnosti mikroprobuzení je také diagnosticky cenná.

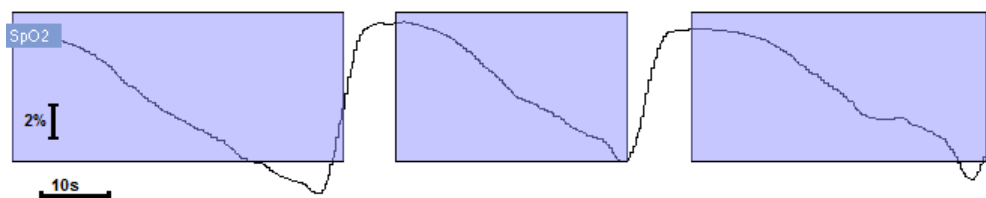


Obrázek 16: Ukázka typického mikroprobuzení spojeného s respiračními potížemi je označené zelenou barvou na kanále C3. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Tato událost se označuje na EEG kanály, a označuje se moment kdy došlo ke zvýšení dýchacího úsilí. Toto zvýšené dýchací úsilí je doprovázeno významnou aktivací nervového systému.

6.3.6 Desaturizace

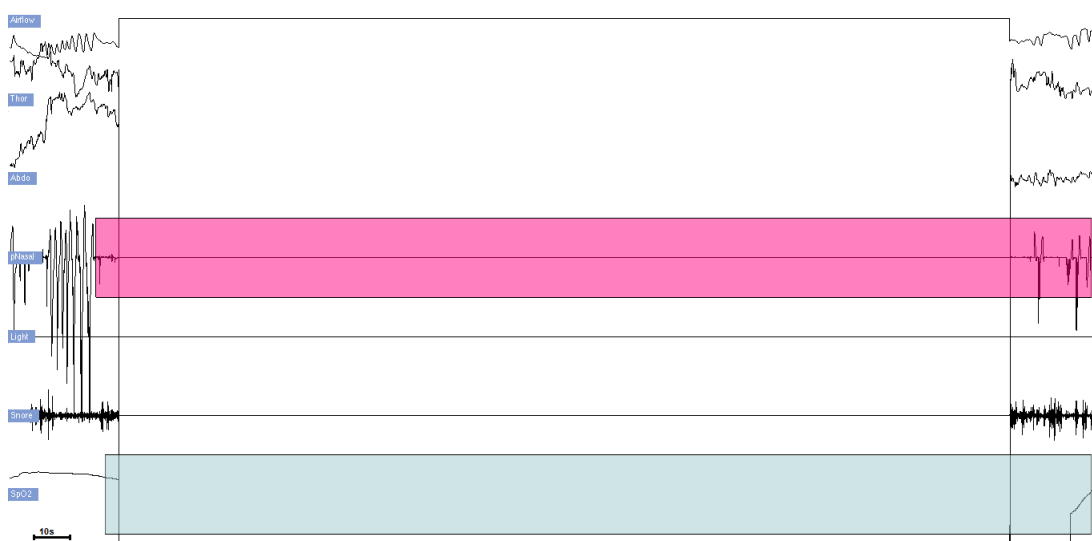
Desaturizace je označována na kanále SpO₂, jedná se o událost, kdy signál klesne minimálně o 3 %. Tato událost musí doprovázet každou apnoe, jinak by tato událost nemohla být označena jako apnoe. Po skončení apnoe přichází fáze hyperventilace, kdy se saturace krve vrací k normálu.



Obrázek 17: Ukázka desaturizačních událostí je označena modrou barvou na kanále SpO2.

6.3.7 Artefakt

Artefakt je označován na kanále SpO2, jedná se o úsek záznamu, který nemá klinický význam.

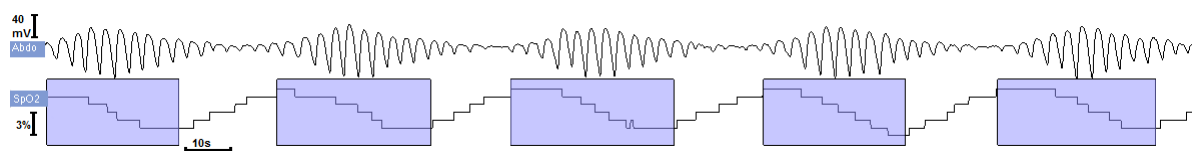


Obrázek 18: Ukázka artefaktu, který se označuje na kanál SpO2 zelenou barvou. Sytě růžová barva označuje úsek dechového artefaktu na kanále pNasal. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku. Jednotlivé kanály jsou: Airflow, Thor, Abdo, pNasal, Light, Snore, SpO2

6.3.8 Periodické dýchání

Periodické dýchání bylo popsáno v jedné z předchozích kapitol 4.7. Jedná se o pravidelné opakování period zvýšené dechové aktivity s následným obdobím pomalého a mělkého dýchání.

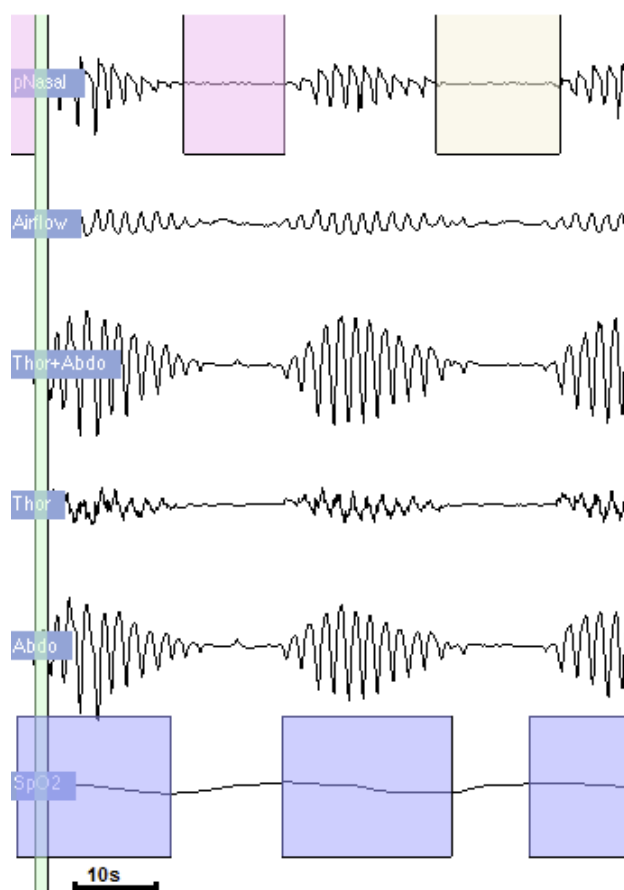
Horní kanál je záznam pohybu břicha. Je patrné, že při pohybu břicha pacientovi klesá saturace krve kyslíkem. To není způsobeno tím, že by pacientovi klasala saturace krve kyslíkem, když dýchá. Tato situace je to způsobená umístěním pulzního oxymetru na prst. Pokud by byl umístěn na ušním lalůčku, tak by zpoždění nebylo tak výrazné.



Obrázek 19: Typická ukázka periodického dýchání. Na obrázku není tento úsek vyznačen, ale jedná se o záznam kanálu Abdo. Modrou barvou je označena desaturizace na kanále SpO2.

6.3.9 Hodnocení apnoe

Pro hodnocení daného záznamu je také důležitý kontext celého záznamu. Rozdíly mezi jednotlivými událostmi nejsou velké, nebo dokonce nejsou žádné, ale může se jednat o moment, kdy se přestává oběvovat CSA a začínají se oběvovat OSA. V tomto bodě se může nacházet mnoho událostí, které nejdou přesně odlišit, ale musejí mít jedno konkrétní ohodnocení, tudíž se určí bod, kdy se používá druhá značka. Na obrázku 20 je zobrazen jeden případ.



Obrázek 20: Rozdíly mezi typy apnoe nemusejí být vždy velké. Světle růžovou barvou je zobrazena CSA, žlutou barvou smíšená spánková apnoe. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

7 Detekce dechových událostí

V každé podkapitole je uveden základní princip použité metody. Všechny značky detekovaných událostí jsou exportovány do xml, ze kterého následně mohou být zobrazeny u signálů. Jednotlivé podkapitoly jsou seřazeny v pořadí v jakém byly tyto události detekovány. Nejdříve byl detekován začátek hodnocení záznamu, následně artefakty na kanále SpO_2 , to nám umožní vyřadit diagnosticky nevýznamné části záznamu, atd.

7.1 Diagnosticky významné kanály

Jednotlivé diagnosticky významné kanály a jaké události umožňují detekovat:

- Saturace krve kyslíkem (**SpO₂**) je měřena pomocí pulzního oxyometru. Na tomto kanálu jsou zaznamenávány dvě události: *desaturace* a *artefakt*. Pokles saturace je jedním z hlavních příznaků apnoe, ale každý pokles nemusí být způsoben apnoe.
- **Tepový** kanál je také zaznamenáván pomocí pulzního oxyometru.
- V několika pracích je dokázán vztah mezi srdeční frekvencí **EKG** a výskytem apnoe. V záznamu tepové frekvence se objevují podobné vzory, jako cyklické fáze s velmi vysokou amplitudovou modulací, odpovídající fázi apnoe a následná bradykardie (zpomalení srdeční frekvence) po skončení apnoe. Jedná se o velice rychlou a levnou metodu, která by umožnila monitorování v reálném čase. K výpočtu se používá pouze doba mezi jednotlivými R-R špičkami 2.2.
- Dechová aktivita je měřena pomocí dvou pásů (jeden je natažen přes hrudník (**Thor**) a druhý přes břicho (**Abdo**). Záznam z těchto dvou kanálů umožňuje rozlišit mezi CSA a OSA. Při CSA není zaznamenáván žádný pohyb hrudníku, ani břicha. Zajímavý artefakt se často objevuje na hrudním pásu. Jedná se o pravidelný pohyb s velice nízkou amplitudou, mohlo by se zdát, že se jedná o pokus se nadechnout, ale pokud si porovnáme frekvenci těchto nádechů a tepovou frekvenci, tak zjistíme, že se nám na tento kanál dostává šum ze srdce. Samotná svalová aktivita srdce způsobuje pohyby hrudníku, které by mohly vést k chybné diagnostice CSA jako OSA.
- Nosní tlak se zaznamenává na kanál **pNasal**. K měření se používá nosní kanyla. Jedná se o gumovou trubičku, která se umístí pacientovi pod nos. Při výdechu a nádechu zaznamená změnu tlaku vzduchu. Tato metoda je přesná a citlivá na sebe- menší změny tlaku. Její jedinou nevýhodou je absence senzoru před ústy pacienta. Pokud pacient dýchá více ústy, tak bude tento signál konstantní.

- Tok vzduchu se zaznamenává na kanál **Airflow**. Senzory tohoto kanálu se nachází jak před ústy pacienta, tak i nosem. Senzory reagují na změnu teploty okolního vzduchu. Tento kanál neobsahuje ostré změny jako pNasal. Jeho hlavním přínosem je kontrola naměřených dat z předchozího kanálu (pNasal).

7.2 Začátek hodnocení záznamu

V lékařských příručkách, kde jsou popsány metody na hodnocení dechových poruch během spánku ([19]), je jasně dáno, že měření začíná po zhasnutí světel. Pacient samozřejmě neusne okamžitě po zhasnutí světel, takže lékař začne hodnotit záznam, až pacient usne. K detekci začátku hodnocení záznamu byl použit kanál zaznamenávající světlo v místnosti. Tento kanál je dvoustavový (světlo, tma). K detekci změn byla použita funkce *diff* (funkce je implementována v Matlabu [23]). Tato funkce projde signál a vytvoří vector, který obsahuje rozdíl dvou po sobě jdoucích vzorků.

$$diff(x) = \begin{cases} - & \text{pokud } x_{i-1} > x_i \\ 0 & \text{pokud } x_{i-1} = x_i \\ + & \text{pokud } x_{i-1} < x_i \end{cases}$$

Pokud je tento výsledek záporný, tak byl předchozí vzorek větší, než následující. Pro záznam světla v místnosti to znamená, že se právě zhaslo. Toto by měl být bod, kdy se začne provádět měření, bohužel se v záznamech objevují chvíle, kdy světla zhasnou, ale pak se znovu rozsvítí a svítí i několik minut. Proto byla implementována kontrola, kdy se hlídá, zda se po zhasnutí světel znovu nerozsvítí do 10 minut. Když se rozsvítí, tak toto zhasnutí není považováno, jako začátek hodnocení signálů a provede se stejná kontrola na dalším zhasnutí světel.

7.3 Artefakty

Artefakt je detekován na kanále *SpO2*. Jedná se o událost, při které hodnota saturace krve kyslíkem klesne na 0. Artefakt je způsoben pádem pulzního oxyometru z prstu, nebo odchodem pacienta na toaletu. Tato část záznamu nemá lékařský význam. Jedná se o nechtěný artefakt, který je potřeba správně označit. Detekce událostí neprobíhá na celém záznamu. Začíná v momentě, který byl označen pomocí metody k detekci začátku měření (7.2).

Následující část popisuje navržený a implementovaný algoritmus:

K detekci této události byla použita metoda dvou posuvných oken. Jsou dána dvě stejně velká okna, pro každé okno jsou spočítány stejné parametry, které jsou porovnány a na základě podmínek je rozhodnuto, zda se jedná o *SpO2* artefakt. Ideální délka okna

byla stanovena na 1 vteřinu. V prvním kroku je spočítán aritmetický průměr pro první (W1) a druhé (W2) okno.

$$\bar{W}1 = \frac{\sum_{i=1}^{fs} x_i}{fs}$$

$$\bar{W}2 = \frac{\sum_{i=fs+1}^{2*fs} x_i}{fs}$$

Pokud je rozdíl těchto dvou aritmetických průměrů větší jak 20 %, tak signál ve druhém okně má klesající amplitudu. Tento bod je označen jako začátek artefaktu.

$$\frac{\bar{W}1 - \bar{W}2}{(\bar{W}1 + \bar{W}2)/2} > 0,2$$

Pokud je rozdíl těchto dvou aritmetických průměrů menší jak -20 %, tak má signál ve druhém okně rostoucí amplitudu a tento bod je označen, jako konec artefakty.

$$\frac{\bar{W}1 - \bar{W}2}{(\bar{W}1 + \bar{W}2)/2} < -0,2$$

7.4 Desaturizace

Desaturizace je detekována na kanále SpO2. Jedná se o událost, při které hodnota saturace krve kyslíkem klesne o 3 a více %. Desaturizace je lékaři označován úsek signálu od začátku poklesu až do chvíle, kdy hodnota přestane klesat (stoupá, nebo je konstantní).

K detekci této události byla použita metoda dvou posuvných oken, která umožní daný signál adaptivně segmentovat na stacionární úseky různé délky. Jsou dána dvě stejně velká okna. Během pokusů bylo vyzkoušeno mnoho různých délek oken. Ideální délka byla určena jako dvojnásobek vzorkovací frekvence, tudíž se jedná a 2 vteřinový úsek. Detekce událostí neprobíhá na celém záznamu, začíná v momentně, který byl označen pomocí metody k detekci začátku měření (7.2).

Následující část popisuje navržený a implemetovaný algoritmus:

Algoritmus prochází celý signál pomocí dvou posuvných oken. V prvním kroku je v prním okně vybrán úsek 0 - 2 s a druhé okno je 2 - 4 s. Je spočítán aritmetický průměr pro první okno.

$$\bar{W}1 = \frac{\sum_{i=1}^{2*fs} x_i}{2 * fs}$$

Následně je spočítán aritmetický průměr pro druhé okno.

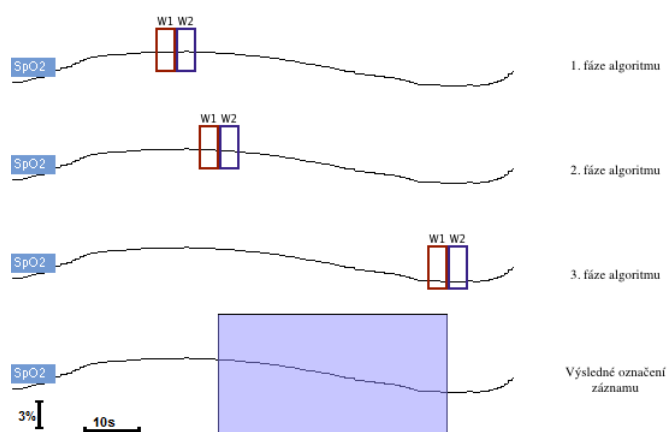
$$\bar{W}2 = \frac{\sum_{i=2*fs+1}^{4*fs} x_i}{2 * fs}$$

Pokud je rozdíl těchto dvou aritmetických průměrů větší jak 0,55 %, tak signál ve druhém okně má klesající amplitudu. Tento bod je označen, jako začátek desaturizace.

$$\frac{\bar{W}1 - \bar{W}2}{(\bar{W}1 + \bar{W}2)/2} > 0,0055$$

Pokud je rozdíl těchto dvou aritmetických průměrů menší jak -0,2 %, tak má signál ve druhém okně rostoucí amplitudu a tento bod je označen, jako konec desaturizace.

$$\frac{\bar{W}1 - \bar{W}2}{(\bar{W}1 + \bar{W}2)/2} < -0,002$$



Obrázek 21: Grafické znázornění implementovaného algoritmu k detekci desaturizace. Modrým obdélníkem je označena výsledná desaturizace.

Fáze jedna se opakuje v každém kroku algoritmu, pokud dojde k překročení prahu, jako je tomu ve 2. fázi algoritmu na obrázku 21, tak je tento bod označen jako začátek nového segmentu. Dojde k posunu oken na další úsek (nová okna v dalším kroku se překrývají s původními okny, nedojde k posunu o celou délku okna) a znova se provádí vyhodnocení, zda je tento úsek stále klesající. Stále se opakuje krok 1, až se algoritmus dostane do 3. fáze. Kdy je rozdíl průměrů jednotlivých oken menší než -0,002. Dojde k označení konce desaturizace a znovu následuje 1. fáze algoritmu.

Dalším krokem tohoto algoritmu, je vyloučit shodnou část s artefakty, jejichž detekce byla provedena před touto. Jestliže má nějaký artefakt shodnou část signálu s událostí desaturizace, tak je desaturizace zahozena. Posledním krokem algoritmu je vyloučení událostí, které jsou kratší než 6 vteřin, nebo nemají dostatečný pokles amplitudy signálu (tyto události nejsou klinicky významné, je naprosto normální, že saturace klesne z 97 % na 95 %). Zároveň dojde ke spojení dvou po sobě jdoucích událostí, pokud je mezi nimi úsek kratší než 4 vteřiny a zároveň není amplituda signálu rostoucí.

7.5 Apnoe

Základní kanál, z kterého je v této práci detekována apnoe je kanál *pNasal*. Tento kanál je velice citlivý na změny, ale jeho senzory jsou umístěny pouze před nosem pacienta. Tudíž nezaznamenává žádné změny hodnot, pokud pacient dýchá ústy. Bohužel se v některých záznamech objevují fáze, kdy se na kanále *pNasal* neobjevují žádné změny hodnot. V tu chvíli je tento kanál nepoužitelný a detekce apnoe v tomto úseku byla přesunuta na kanál *Airflow*. Detekce událostí neprobíhá na celém záznamu, ale pouze na úsecích, které byly označené, jako potencionálně vhodné. Jedná se o úsek, kdy docházelo k pravidelným desaturizacím. Začátek měřeného úseku je označen o 60 s dříve, než začala první desaturizace, z důvodu zpoždění měření. A následně jsou spojeny všechny události, mezi kterými je odstup menší jak 120 s. Zároveň je nutné hlídat, aby výsledná oblast nezasahovala do artefaktů (7.3) a nebo před samotný začátek měření. Výsledkem jsou řádově jednotky těchto úseků signálu, kdy docházelo k pravidelným desaturizacím a tudíž je v tomto čase možný výskyt apnoe / hypopnoe.

Následující část popisuje navržený a implemetovaný algoritmus:

Algoritmus prochází celý signál ve dvou vnořených cyklech. Vnější cyklus, vybere úsek dlouhý 40 s, v tomto úseku si napočítá průměrnou hodnotu *minim* a *maxim*. K detekci lokálních *minim* a *maxim* byla použita funkce *findPeaks* (funkce je implemenována v Matlabu [24]). Nalezené lokální extrémny byly seřazeny v nerostoucím pořadí. Ze začátku a konce tohoto pole se vzal počet vzorků podle následujícího vzorce:

$$size(findPeaks(x), 2) = \begin{cases} > 10 & \text{je spočítán aritmetický průměr z 3 \% nalezených špiček} \\ \leq 10 & \text{je spočítán aritmetický průměr ze všech nalezených špiček} \end{cases}$$

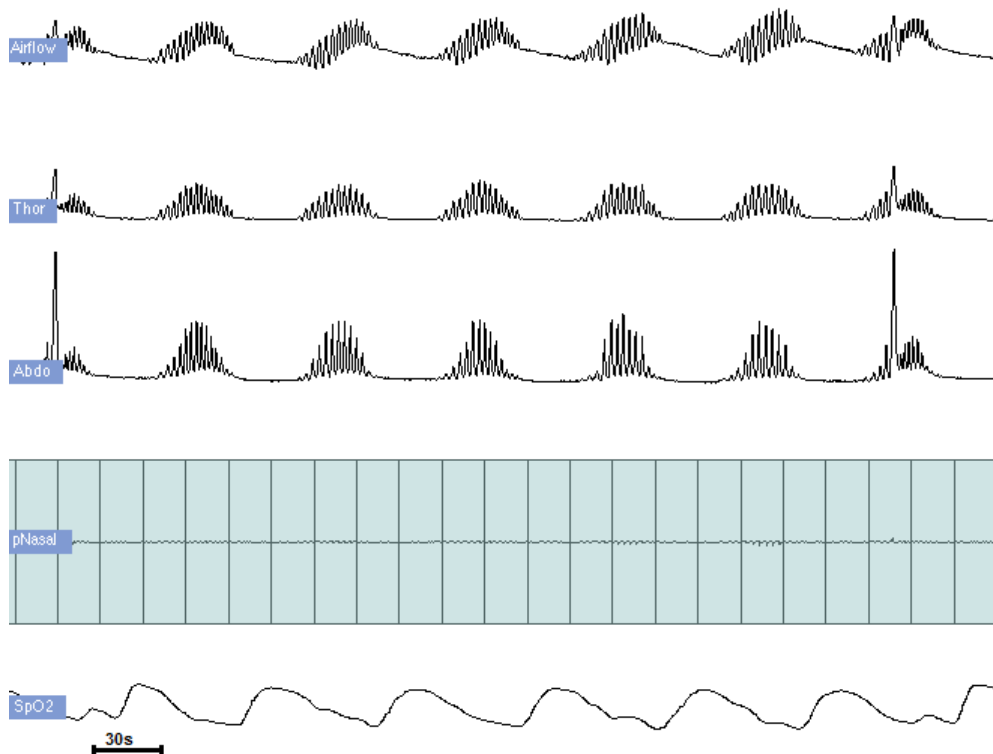
Z obou konců daného pole bylo 0,1 % vzorků zahozeno, většinou se jedná o chybu měření, které by výrazně zvyšovala aritmetický průměr. Aritmetický průměr *minim* a *maxim* byl spočítán následovně:

$$\bar{Min} = \frac{\sum_{i=40*fs+pocetSpicek-ignorovane}^{40*fs-ignorovane} x_i}{pocetSpicek}$$

$$\bar{Max} = \frac{\sum_{i=1+ignorovane}^{pocetSpicek+ignorovane} x_i}{pocetSpicek}$$

, kde *ignorovane* je počet ignorovaných prvků, *pocetSpicek* je počet vzorků, z kterých je počítán aritmetický průměr a *fs* je vzorkovací frekvence daného signálu.

$$\bar{Max} - \bar{Min} = \begin{cases} < 0,4 & \text{v tomto úseku není možné detekovat apnoe z kanálu SpO2.} \\ \geq 0,4 & \text{kanál SpO2 má v tomto okně dostatečný rozsah.} \end{cases}$$



Obrázek 22: Ukázka úseku záznamu, na kterém pacient dýchá ústy. Zelenou barvou je označena oblast kanálu *pNasal* nevhodná k detekci apnoe, v tuto chvíli je detekce apnoe přesunuta na kanál *Airflow*. Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Pokud není tento kanál vyhovující pro detekci apnoe (viz. obrázek 22), tak dojde k přepočítání stejného úseku z kanálu *Airflow*. Po přepočítání hodnot následuje provedení vnitřního cyklu, který obsahuje jedno okno o velikosti 3 s. V tomto okně byla nalezena největší (označena jako *partMax*) a nejmenší hodnota (označena jako *partMin*). Jako začátek apnoe byl označen moment, kdy byla splněna jedna z těchto dvou podmínek:

$$\text{začátek apnoe} = \begin{cases} 0,35 * \bar{M}ax > partMax \wedge 0,2 * \bar{M}in < partMin \\ partMax = partMin \end{cases}$$

Popis jednotlivých podmínek:

1. Hodnota maxima byla menší než 0,35 násobek aritmetického průměru lokálních maxim (počítaných z vnějšího 40 s úseku) a zároveň byla hodnota minima větší než pětina aritmetického průměru lokálních minim (počítaných z vnějšího 40 s úseku).
2. Hodnoty maxima a minima byly shodné (kanál neobsahuje žádnou aktivitu).

Jako konec apnoe byl označen moment, kdy byla splněna jedna z těchto dvou podmínek:

$$\text{konec apnoe} = \begin{cases} partMax \neq partMin \wedge (0,75 * \bar{M}ax \leq partMax \vee 0,75 * \bar{M}in \geq partMin) \\ partMax - partMin > 0,3 \end{cases}$$

Popis jednotlivých podmínek:

1. Hodnoty maxima a minima nebyly shodné a zároveň byla splněna jedna z těchto podmínek:
 - hodnota maxima větší nebo rovna, než tři čtvrtiny aritmetického průměru lokálních maxim (počítaných z vnějšího 40 s úseku)
 - hodnota minima menší nebo rovna, než tři čtvrtiny aritmetického průměru lokálních minim (počítaných z vnějšího 40 s úseku)
2. Rozdíl hodnot minima a maxima je větší než 0,3.

Vnitřní cyklus projde celý úsek okno za oknem, následně je vnější okno posunuto o půlku okna vpřed a celý algoritmus se opakuje stále dokola. Po průchodu celým záznamem dojde k odstranění událostí, které jsou kratší než 9 s a odstranění překrývajících se událostí. Překrývajících se události mohou vzniknout, protože vnější cyklus se neposouvá o celou délku okna.

Asymptotická složitost tohoto algoritmu je $O(n^2)$.

Po dokončení detekce apnoe byl spuštěn algoritmus, který rozlišoval, o který druh apnoe se jedná. Základní kanály, které byly použité k tomuto rozlišení jsou: *Thor*, *Abdo* a *Snore*.

7.6 Centrální spánková apnoe

V průběhu centrální spánkové apnoe (CSA) by se neměla objevit žádná aktivita na kanálech: *Thor*, *Abdo* a *Snore*. Pokud se objeví, tak se nejedná o CSA událost. Přes celý signál je spočítán aritmetický průměr maximálních a minimálních hodnot pro kanály *Thor* a *Abdo*. Z těchto hodnot je spočítán maximální rozsah signálu. Následně jsou procházeny jednotlivé apnoitické události. U každé události je označen začátek a konec ve vteřinách. Na stejném úseku kanálu *Thor* a *Abdo* je spočítán maximální rozptyl. Pokud je tento rozptyl menší než 10 % celkového rozptylu, tak je tato událost označena jako centrální spánková apnoe. Posledním krokem, který by mohl změnit označení této události je kontrola zvukového kanálu, pokud se na něm objevuje nějaká aktivita, tak je tato událost označena jako obstrukční spánková apnoe.

$$\text{CSA} = \begin{cases} \text{rozptyl na kanálech } \textit{Thor} \text{ a } \textit{Abdo} \text{ má maximálně destinu celkového rozptylu} \\ \text{není aktivita na kanále } \textit{Snore} \end{cases}$$

7.7 Smíšená spánková apnoe

V průběhu smíšené spánkové apnoe by se měla objevovat aktivita na kanálech: *Thor* a *Abdo*. Tato aktivita se musí objevit až v průběhu apnoe, ne hned od začátku, pak by se jednalo o CSA. Při procházení jednotlivých událostí jsou pomocí funkce *findPeaks* (funkce je implementována v Matlabu [24]) nalezena lokální maxima. Funkce vrací nejenom lokální maxima, ale i jejich pozice v daném vektoru. Je spočítána průměrná pozice těchto vrcholů, pokud je větší než 0.6*délka daného vektoru, tak je většina vrcholů nalezena v druhé půlce vektoru a tato událost je označena jako smíšená spánková apnoe.

$$\text{smíšená spánková apnoe} = \left\{ \text{sum}(\textit{findPeaks}(\textit{data}))/\textit{size}(\textit{data}) \geq 0.6 * \textit{size}(\textit{data}) \right.$$

7.8 Obstrukční spánková apnoe

V průběhu obstrukční spánkové apnoe (OSA) by se měla objevovat aktivita na kanálech: *Thor* a *Abdo*. Případně i na kanále *Snore*. Pokud je tato aktivita přítomna po celou dobu události, tak se jedná o OSA. Všechny události jsou původně označeny jako OSA, pokud nedojde k vyhodnocení ostatních podmínek, tak tato událost zůstane označena jako obstrukční spánková apnoe.

$$\text{OSA} = \begin{cases} \text{daná událost nebyla označena jinak} \\ \text{je výrazná aktivita na kanále } \textit{Snore} \end{cases}$$

7.9 Hypopnoe

Algoritmus na detekci apnoe detekuje i hypopnoe, tudíž je potřeba tyto události od sebe odlišit. Jednotlivé hypopnoe už nejsou v této práci od sebe rozlišovány. Při načtení události je prohledána struktura obsahující jednotlivé desaturizace, samotné desaturizace jsou hledány se zpožděním 10 - 30 s od začátku události. Pokud je příslušná desaturizace nalezena, tak se zkontroluje její hloubka (rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou). Pokud je tato hodnota menší než 3 %, tak je tato událost označena jako hypopnoe, ne pro všechny události byla nalezena konkrétní desaturizace. Dalším krokem algoritmu je zkontrolování míry aktivity na kanále *Airflow*, jednotlivé události jsou detekovány z kanálu *pNasal*, tudíž není jistota, že tato událost je apnoe, může se jednat pouze o hypopnea, během které pacient dýchá ústy. Pomocí aktivity na kanále *Airflow* se tyto události od sebe dají odlišit. Pokud je tato aktiva snížena maximálně o 65 %, tak se jedná o hypopnoe.

$$\text{Hypopnoe} = \begin{cases} \max(\text{actualDes}) - \min(\text{actDes}) < 3,5 \\ \max(\text{air flowPart}) > \text{findPeaks}(\text{air flow}) * 0.35 \end{cases}$$

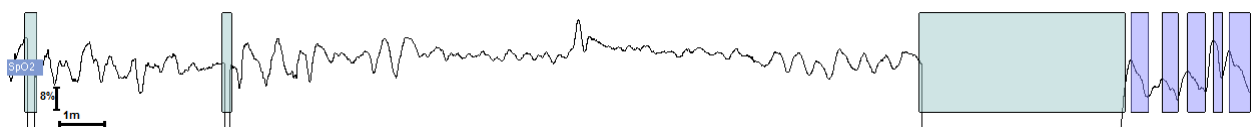
7.10 RERA

K úspěšné detekci RERA události, která je popsána v kapitole 4.5, by bylo zapotřebí implementovat detekci jednotlivých spánkových fází. Toto nebylo cílem této diplomové práce a tudíž není možné úspěšně detekovat RERA událost, i když bylo původně zamýšleno tuto událost detekovat.

8 Výsledky

K vyhodnocení výsledků byla použita ROC metoda, která byla podrobněji popsána v předchozích kapitolách 5.2. *NaN* je značka pro nespočítatelnou hodnotu (z anglického *Not a Number*).

Měření by mělo začít probíhat po zhasnutí světel, ale u některých záznamů tomu tak není. Na obrázku 23 je vidět záznam, který měl začátek hodnocení až po hodině a 40 minutách, ačkoli světla byla zhasnuta v desáté minutě záznamu. Tuto informaci není nijak možné zjistit ze záznamu a snižuje kvalitu dosažených výsledků (vytváří to mnoho FP (False Positive) případů).



Obrázek 23: Nehodnocený úsek kanálu SpO2. Artefakty jsou označeny zelenou barvou a desaturizace modrou.

8.1 Apnoe / Hypopnoe

K detekci hypopnea byl použit stejný algoritmus, jako k detekci apnoe, jednotlivé události byly podrobněji děleny až v dalším kroku. V této podkapitole se nachází výsledky detekce jednotlivých událostí, které byly automatizovanou metodou označeny jako apnoe/hypopnoe a lékařem byly také označeny jako apnoe/hypopnoe.

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	259	116	143	50	66,61 %	95,56 %	88,01 %
02	386	15	371	15	95,38 %	97,98 %	96,29 %
03	507	3	504	120	99,57 %	88,55 %	93,59 %
04	515	97	418	52	85,04 %	94,40 %	89,93 %
05	10	1	9	31	90,66 %	97,39 %	97,32 %
06	69	37	32	8	49,87 %	99,69 %	96,96 %
07	376	24	352	84	94,95 %	91,34 %	93,15 %
08	397	210	187	6	45,81 %	99,67 %	86,26 %
09	178	39	139	124	81,77 %	91,95 %	90,69 %
10	177	27	150	36	84,87 %	97,63 %	95,73 %

Tabulka 2: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci apnoe/hypopnoe.

Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 97,79 %.

8.2 Hypopnoe

V této podkapitole jsou shrnuty výsledky detekce hypopnoe. Není rozlišováno, zda se jedná o centrální, nebo obstrukční hypopnoe. Všechny události detekované automatizovanou metodou mají značku *Hypopnea*. Správný výsledek je, pokud se tato událost překrývá s jednou z událostí: *Obstructive Hypopnea*, *Central Hypopnea*, *Mixed Hypopnea*, nebo *Hypopnea*.

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	161	110	51	44	44,47 %	96,47 %	88,25 %
02	82	19	63	190	74,75 %	65,51 %	66,83 %
03	38	13	25	262	65,97 %	80,88 %	80,45 %
04	105	82	23	16	22,02 %	98,66 %	93,20 %
05	9	3	6	14	75,65 %	99,02 %	98,79 %
06	66	55	11	6	16,30 %	99,76 %	95,39 %
07	30	1	29	381	98,33 %	53,23 %	54,83 %
08	313	216	97	45	31,44 %	97,62 %	84,11 %
09	161	93	68	116	45,90 %	92,55 %	87,17 %
10	139	48	91	49	67,42 %	96,68 %	93,12 %

Tabulka 3: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci hypopnoe.

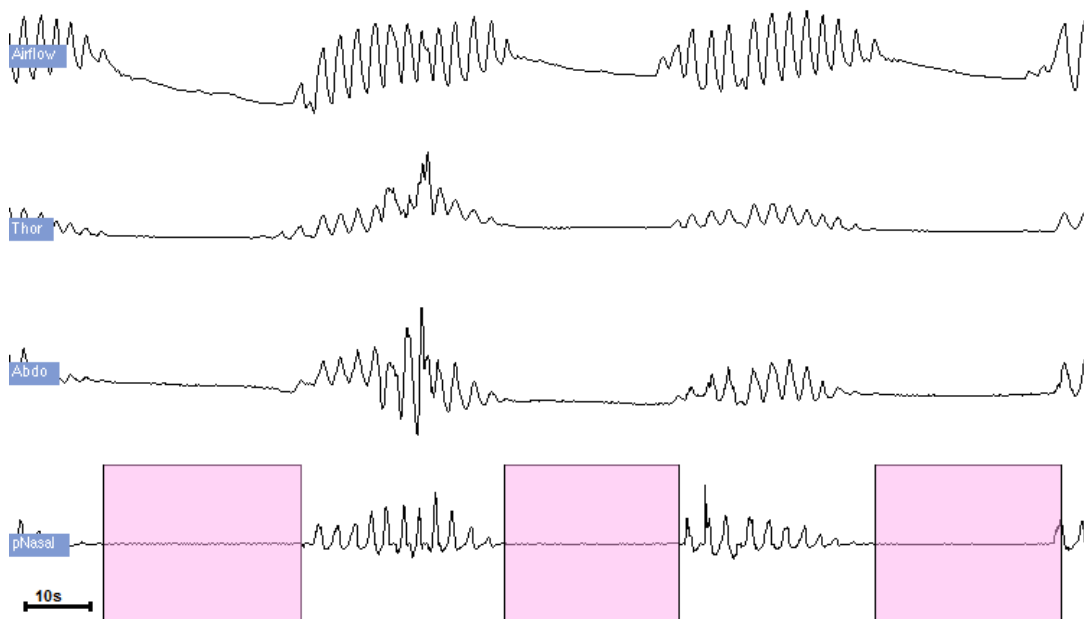
Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 85,77 %.

8.3 Apnoe

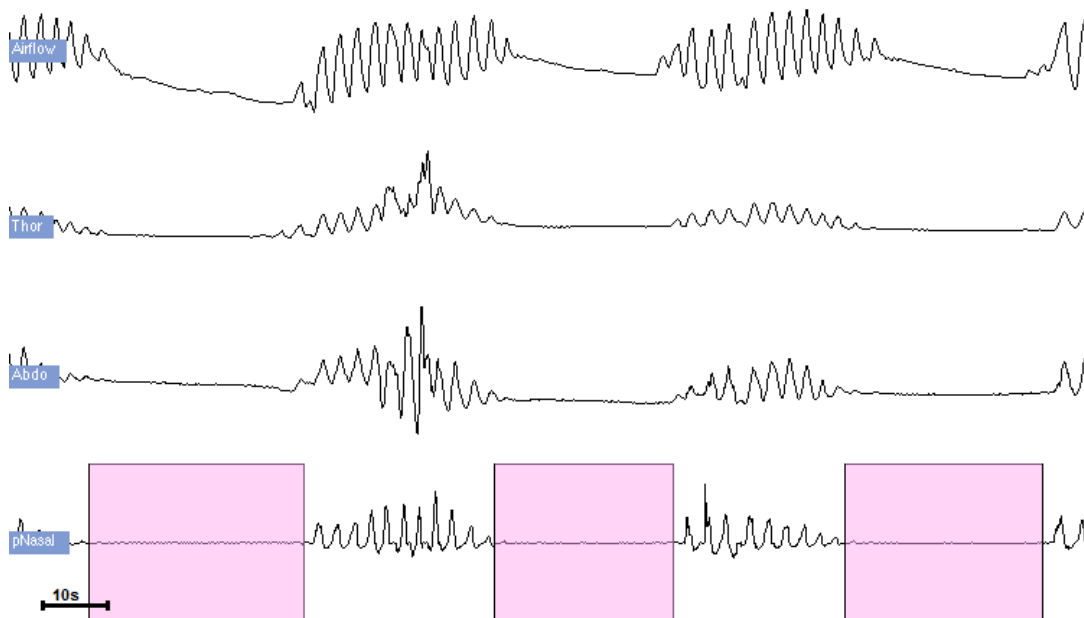
V této podkapitole jsou shrnuty výsledky detekce apnoe. Není rozlišováno, zda se jedná o OSA, CSA, či smíšenou spánkovou apnoe. Na následujících dvou obrázcích je porovnání stejného úseku ohodnoceného lékařem 24 a výstup automatické klasifikace 25.

Hlavním cílem tohoto srovnání je ukázat rozdíl označovaných úseků.

Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 97,29 %.



Obrázek 24: Úsek záznamu ohodnocený lékařem. Apnoe je označena růžovou barvou na kanále SpO_2 . Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.



Obrázek 25: Úsek záznamu ohodnocený automatickou klasifikací. Apnoe je označena růžovou barvou na kanále SpO_2 . Amplituda jednotlivých kanálů je normalizována na výšku řádku.

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	98	29	69	29	78,71 %	97,25 %	95,54 %
02	304	181	123	10	41,23 %	97,38 %	69,36 %
03	469	172	297	40	64,78 %	97,13 %	83,36 %
04	410	57	353	78	88,99 %	93,21 %	91,51 %
05	1	1	0	20	0 %	98,20 %	98,13 %
06	3	0	3	20	100 %	98,94 %	98,94 %
07	346	325	21	5	7,80 %	99,71 %	70,06 %
08	84	48	36	15	43,53 %	99,45 %	96,98 %
09	17	15	2	77	12,82 %	96,56 %	95,93 %
10	38	18	20	26	56,24 %	98,46 %	97,38 %

Tabulka 4: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci apnoe.

8.3.1 Centrální spánková apnoe

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	1	1	0	19	0 %	90,10 %	89,64 %
02	1	1	0	0	0 %	100 %	99,74 %
03	31	31	0	0	0 %	100 %	95,03 %
04	0	0	0	77	NaN %	83,62 %	83,62 %
05	0	0	0	1	NaN %	97,50 %	97,50 %
06	3	3	0	0	0 %	100 %	92,50 %
07	328	326	2	0	0,61 %	100 %	25,23 %
08	83	83	0	0	0 %	100 %	56,99 %
09	15	15	0	0	0 %	100 %	94,07 %
10	33	33	0	0	0 %	100 %	82,26 %

Tabulka 5: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci centrální spánkové apnoe.

Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 93,83 %.

8.3.2 Obstrukční spánková apnoe

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	85	43	42	37	49,41 %	65,74 %	58,55 %
02	287	169	118	15	41,11 %	84,85 %	52,33 %
03	259	70	189	143	72,97 %	60,82 %	65,87 %
04	410	120	290	60	70,73 %	0 %	61,70 %
05	1	1	0	19	0 %	51,28 %	50,00 %
06	0	0	0	23	NaN %	42,50 %	42,50 %
07	12	11	1	23	8,33 %	97,17 %	94,72 %
08	1	1	0	51	0 %	73,44 %	73,06 %
09	2	2	0	79	0 %	68,53 %	67,98 %
10	4	2	2	43	50,00 %	76,37 %	75,81 %

Tabulka 6: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci obstrukční spánkové apnoe.

Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 58,49 %.

8.3.3 Smíšená spánková apnoe

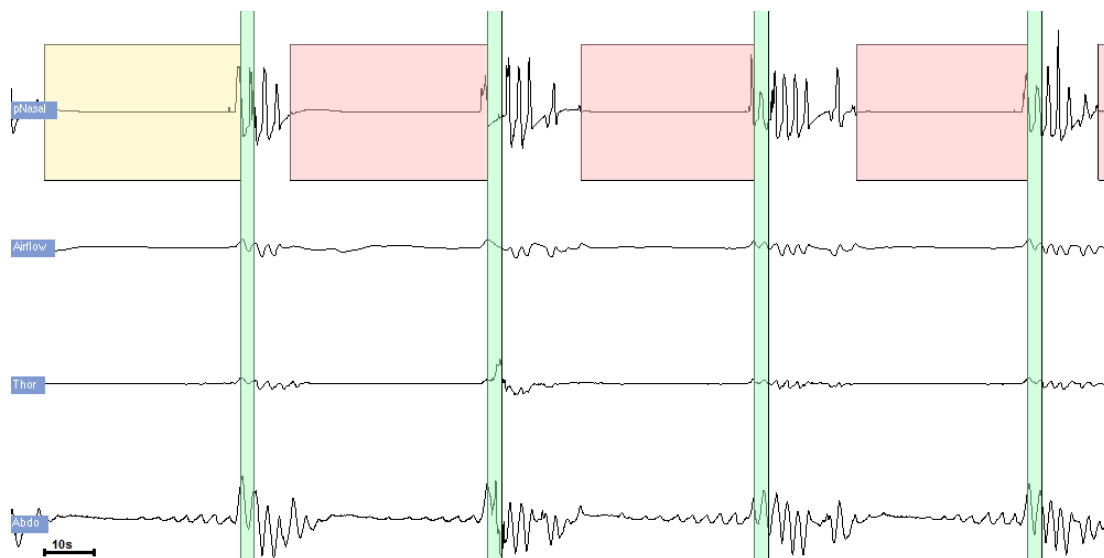
Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	12	12	0	0	0 %	100 %	93,78 %
02	16	16	0	0	0 %	100 %	95,85 %
03	179	179	0	5	0 %	98,88 %	70,51 %
04	0	0	0	4	NaN %	99,15 %	99,15 %
05	0	0	0	0	NaN %	100 %	100 %
06	0	0	0	0	NaN %	100 %	100 %
07	6	6	0	0	0 %	100 %	98,62 %
08	0	0	0	0	NaN %	100 %	100 %
09	0	0	0	0	NaN %	100 %	100 %
10	1	1	0	0	0 %	100 %	99,46 %

Tabulka 7: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci smíšené spánkové apnoe.

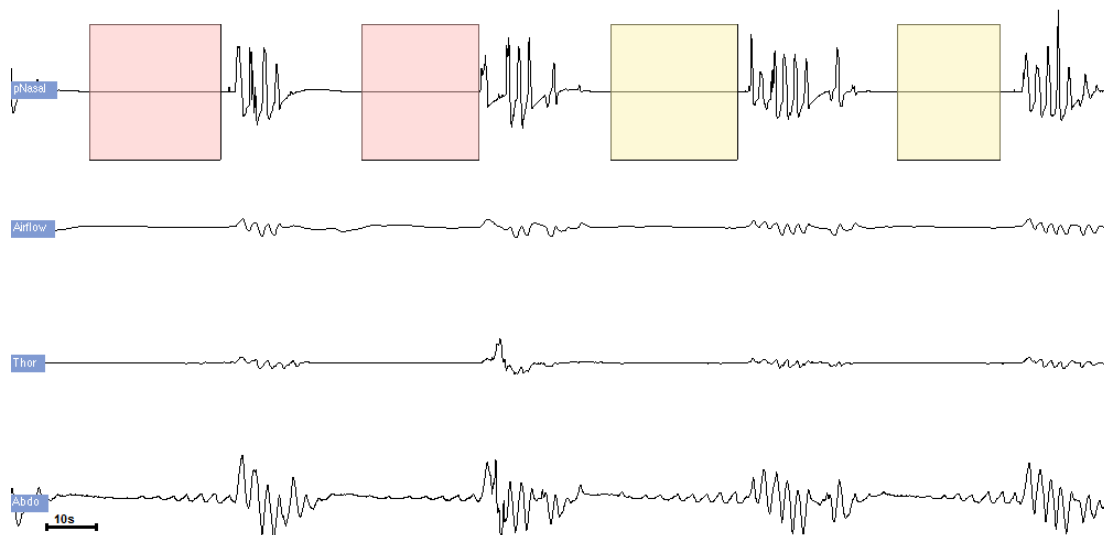
Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 99,44 %.

Na následujících obrázcích (26, 27) je vidět rozdíl v hodnocení lékaře a automatizovanou metodou. Na obrázku 26 je vidět, jak v průběhu smíšené spánkové apnoe objeví dechová aktivita na kanále *Abdo*. Ale u dalších událostí, které jsou označeny jako obstrukční spánkové apnoe se aktivita objeví úplně stejně. Na obrázku 27 je stejný úsek

ohodnocený automatickou metodou. První dvě události nejsou ohodnoceny jako smíšené spánkové apnoe, ale jako obstrukční, protože úsek označený jako apnoe je výrazně kratší než u lékaře, takže se dechová aktivita objevuje na většině úseku a to odpovídá definici obstrukční spánkové apnoe. Tyto nepřesnosti vedou ke špatným výsledkům.



Obrázek 26: Úsek záznamu ohodnocený lékařem. Žlutou barvou jsou označeny smíšené spánkové apnoe, červenou obstrukční spánkové apnoe a zelenou RERA.



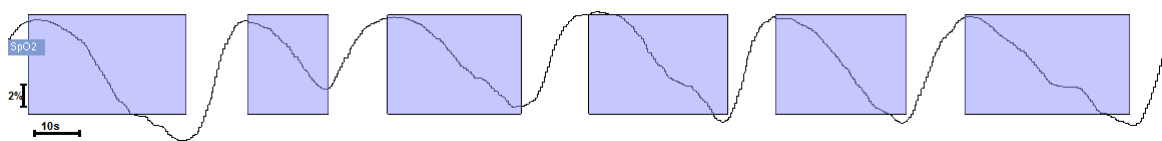
Obrázek 27: Úsek záznamu ohodnocený automatizovanou metodou. Žlutou barvou jsou označeny smíšené spánkové apnoe, červenou obstrukční spánkové apnoe.

8.4 RERA

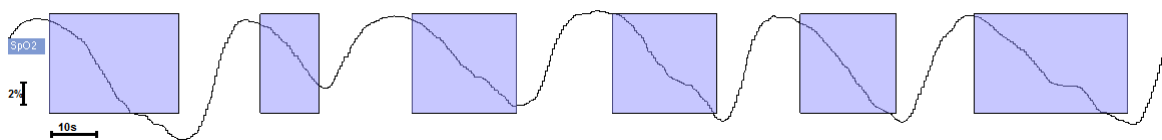
Algoritmus pro detekci RERA událostí nebyl implementován, tudíž není možné jeho výsledky zpracovat.

8.5 Desaturizace

Na následujících dvou obrázcích je porovnání ohodnocení úseku lékařem 28 a výstup automatické klasifikace 29. Jak je vidět, tak detekce desaturizací je úspěšná, ale jednotlivé události jsou ze strany lékaře označovány o několik vteřin dříve než začne samotný pokles amplitudy signálu. Výsledkem je, že každá událost detekovaná navrženým algoritmem je o moment kratší.



Obrázek 28: Úsek záznamu ohodnocený lékařem. Desaturizace je oznařena modrou barvou na kanále SpO_2 .



Obrázek 29: Úsek záznamu ohodnocený automatickou klasifikací. Desaturizace je oznařena modrou barvou na kanále SpO_2 .

Po konzultaci s lékařem bylo zjiřtěno, že oznařování událostí tímto způsobem (o moment dříve, než začnou) je pouze zvyk daného pracoviřtě a automatické řeření je také pŕípustné. Pro pŕesnější zpracování výsledkŕ byl do tabulky s výsledky 10 ke sloupci *Správně* pŕidáno do závorky počet pŕesně oznařených. Význam jednotlivých sloupcŕ:

- **Počet událostí** - celkový počet událostí, které označil lékař
- **Nedetekované** - události, které nebyly detekovány a v původním ohodnocení byly (v ROC analýze označené jako FN)
- **Správně** - události, které byly správně detekovány (v ROC analýze označené jako TP)

- **Detekované navíc v době hodnocení** - události, které byly detekovány navíc v době, kdy daný záznam hodnotil expert (v ROC analýze označené jako FP)
- **Detekované navíc před začátkem hodnocení** - události, které byly detekovány navíc v době, kdy daný záznam lékař nezačal hodnotit (v ROC analýze označené jako FP, nebo vynechané)
- **Detekované navíc po lékařově hodnocení** - události, které byly detekovány navíc v době, kdy daný záznam lékař už nehodnotil (v ROC analýze označené jako FP, nebo vynechané)

V tabulce 10, u záznamu 04 je vidět vysoký počet událostí detekovaných navíc. Je to právě ta situace, kdy byl záznam lékařem hodnocen mnohem později, než by měl být (podle pravidel z AASM [19]). Výsledkem je snížená specifita u tohoto záznamu. Protože odhadnout začátek hodnocení záznamu nebylo tak jednoduché (použitá metoda k detekci začátku hodnocení), jak by se podle pravidel zdálo, bylo provedeno rozdělení sloupce pro FP případy na 3 sloupce.

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc (chyba)	Navíc (před)	Navíc (po)
01	259	33	226	24	26	0
02	436	7	428	113	0	0
03	507	0	507	76	7	0
04	563	15	548	22	70	6
05	42	7	35	41	3	0
06	89	24	65	25	2	0
07	490	26	464	59	0	4
08	539	20	519	37	8	1
09	300	23	277	61	0	0
10	203	32	171	20	1	0

Tabulka 8: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin při detekci desaturizace na kanále SpO_2 .

Tento postup hodnocení výsledků má dvě rozdílná řešení. Pokud budeme počítat úspěšnost řešení s automaticky detekovaným začátkem měření, nebo připustíme zásah lékaře, který by ručně označil začátek a konec úseku, kdy má být záznam hodnocen.

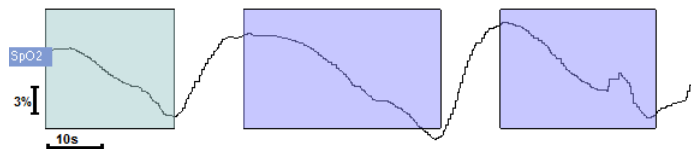
Výsledná **AUC** v plně automatizovaném přístupu je 0,9845. Pokud byl přesně definován začátek a konec měření, tak byla úspěšnost zlepšena na 0,9874. Zlepšení je sice jen okolo 0,25 %, ale při této chybovosti, je to znatelný rozdíl.

Záznam	plně automatizované			označený začátek		
	Senzitivita	Specifická	Přesnost	Senzitivita	Specifická	Přesnost
01	88,19 %	97,17 %	94,64 %	88,19 %	98,85 %	95,85 %
02	99,26 %	82,84 %	94,96 %	99,26 %	82,84 %	94,96 %
03	100 %	93,43 %	96,69 %	100 %	93,92 %	96,93 %
04	98,71 %	90,14 %	95,44 %	98,71 %	98,12 %	98,48 %
05	79,70 %	97,64 %	96,92 %	79,70 %	97,82 %	97,10 %
06	71,48 %	98,91 %	96,70 %	71,48 %	98,97 %	96,76 %
07	94,92 %	95,35 %	95,10 %	94,92 %	95,61 %	95,20 %
08	96,16 %	96,99 %	96,61 %	96,16 %	97,57 %	96,92 %
09	88,94 %	97,46 %	95,43 %	88,94 %	97,46 %	95,43 %
10	80,16 %	98,95 %	95,32 %	80,16 %	98,96 %	95,32 %

Tabulka 9: Tabulka úspěšnosti hodnocení desaturizace z kanálu SpO_2 . Porovnání rozdílů úspěšností plně automatizovaného přístupu s poloautomatickým.

8.6 Artefakty

S první detekovanou událostí souvisí tato druhá. Jedná se o artefakt na kanále SpO_2 . Tento artefakt může být způsoben tím, že pacient opustí lůžko (jde na toaletu), nebo mu během spánku spadne pulzní oxymetr z prstu. Na 30 je vidět chybně označený artefakt, který označil lékař. Je vidět, že i původní záznamy jsou označovány lidmi a tato zdlouhavá a monotónní práce vede k chybám. Tato událost měla být označena jako desaturizace.

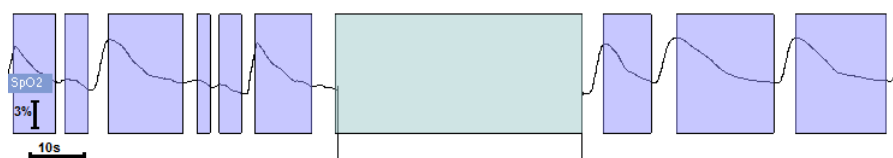


Obrázek 30: Zelenou barvou je chybně označený artefakt v původním záznamu. Desaturizace jsou označeny modrou barvou.

Samotná detekce artefaktů je 100 %. Na následujících obrázcích (31, 32) je porovnání rozdílů mezi ohodnocením lékaře a navrženého algoritmu. Je vidět, že algoritmus označuje samotnou událost jako trochu kratší, ale toto je přípustné řešení. Při porovnání výsledků jsem nechal napočítat i společnou dobu označených událostí, která se pohybovala okolo 95 %. Pokud jsem v nějakém záznamu našel rozdíl, mezi hodnocením algoritmu a lékaře, tak jsem vždy našel chybu na straně hodnocení lékaře (viz. obrázek 30).



Obrázek 31: Úsek záznamu ohodnocený lékařem. Desaturizace jsou oznařeny modrou barvou a artefakty zelenou.



Obrázek 32: Úsek záznamu ohodnocený automatickou klasifikací. Desaturizace jsou oznařeny modrou barvou a artefakty zelenou.

Záznam	Počet událostí	Nedetekované	Správně	Navíc	Senzitivita	Specifita	Přesnost
01	4	0	4	1	100 %	99,96 %	99,97 %
02	3	1	2	0	43,39 %	100 %	96,02 %
03	2	0	2	2	100 %	98,95 %	98,95 %
04	8	1	7	2	96,23 %	99,88 %	99,81 %
05	3	0	3	0	100 %	100 %	100 %
06	1	0	1	1	100 %	98,31 %	98,32 %
07	2	0	2	0	100 %	100 %	100 %
08	6	0	6	1	100 %	99,97 %	99,97 %
09	2	0	2	0	100 %	100 %	100 %
10	2	0	2	0	100 %	100 %	100 %

Tabulka 10: Tabulka rozdělení výsledků do jednotlivých množin a úspěšnosti plně automatizovaného přístupu při detekci artefakt; na kanále SpO_2 .

9 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vyzkoušet možnost automatické detekce respiračních poruch ze spánkových PSG záznamů. V současné době jsou tyto záznamy hodnoceny ručně a jedná se o velmi zdlouhavou a náročnou práci. Definice používaná k hodnocení těchto záznamů se skládá z více jednoduchých pravidel. Byla navržena sada navazujících algoritmů, které byly inspirovány způsobem hodnocení PSG záznamů lékaři. Hlavní respirační poruchy, na které byla tato práce zaměřena jsou apnoe a hypopnoe. Detekce není prováděna v reálném čase.

Jeden z bodů zadání této diplomové práce je výpočet klinicky významných parametrů. Předpokládaným postupem této práce bylo nalezení těchto parametrů a následná klasifikace pomocí metod strojového učení. Po prostudování teorie bylo zjištěno, že rozhodování lékařů je založeno na sadě jednoduchých pravidel, které byly reimplementovány do navrženého algoritmu. A od části se strojovým učením bylo upuštěno.

Konkrétně navržený algoritmus postupoval následovně: nejdříve byl detekován začátek měření, poté označeny desaturizace (desaturizace je nutnou podmínkou pro výskyt apnoe), detekovány apnoe / hypopnoe (přerušení / omezení přívodu toku vzduchu na 10 a více sekund) a nakonec rozdělení na jednotlivé typy (obstrukční, centrální a smíšená). Všechny skripty jsou napsány pro prostředí MATLAB. Algoritmus byl otestován na klinických datech. Jednalo se o 10 PSG záznamů deseti různých subjektů.

Ke zpracování výsledků navrženého algoritmu byla napsána metoda, která umožňuje porovnání dvou XML dokumentů. Kromě výsledku hodnocení je výstupem této metody i XML dokument, kde jsou zaznamenány rozdíly v hodnocení dvou porovnávaných dokumentů. Vyhodnocení výsledků bylo provedeno pomocí ROC metody. U detekce desaturizací byla výsledná AUC (Area Under Curve) rovna 98,45 %, detekce artefaktů na kanále SpO_2 měla AUC 100 %. Detekce apnoe / hypopnoe měla hodnotu AUC 97,79 %. Rozdělení apnoe se povedlo s hodnotou AUC 97,29 %, hypopnoe pouze 85,77 %. Podrobněji jsou úspěšnosti jednotlivých metod rozepsány v kapitole Výsledky.

Obsahem příloženého CD jsou kromě napsaných skriptů také XML dokumenty, které byly automaticky generovány implementovaným algoritmem. Tyto XML dokumenty obsahují jednotlivé značky, které je možné nechat zobrazit k původním EDF záznamům.

Cílem navazující práce by mohlo být dosažení lepších výsledků u rozlišení apnoe od hypopnoe a rozdělení událostí na jednotlivé typy. Toho by mohlo být docíleno například zpřesněním implementovaného algoritmu nebo využití užitečných informací z dalších PSG kanálů.

Reference

- [1] AYAPPA, Indu, Robert G NORMAN, Ana C KRIEGER a Alison ROSEN. Non-Invasive Detection of Respiratory Effort-Related Arousals (RERAs) by a Nasal Cannula/Pressure Transducer System. *Sleep* [online]. 2000, č. 6 [cit. 2014-11-08]. Dostupné z: <http://www.journalsleep.org/Articles/230605.pdf>
- [2] Úvod do biomedicínského inženýrství. <Http://bio.felk.cvut.cz/> [online]. 2010 [cit. 2014-11-08]. Dostupné z: <http://bio.felk.cvut.cz/~huptycm/Vyuka/>
- [3] ŠONKA, Karel. *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 247 s. ISBN 80-247-0430-7.
- [4] KAHOUN, Jakub. *Využití znalostí experta při zpracování EEG signálů*. Praha, 2013. Bakalářská práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce Václav Gerla.
- [5] KALES, Anthony a Allan RECHTSCHAFFEN. UNIVERSITY OF CALIFORNIA, Los Angeles. Brain Information Service. *A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects*. Los Angeles: Brain Information Service, 1968. ISBN 4584860.
- [6] NOVELLI, Luana, Raffaele FERRI a Oliviero BRUNI. Sleep classification according to AASM and Rechtschaffen and Kales: effects on sleep scoring parameters of children and adolescents. *Journal of Sleep Research* [online]. 2010, vol. 19, 1p2, s. 238-247 [cit. 2015-04-17]. DOI: 10.1111/j.1365-2869.2009.00785.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2869.2009.00785.x>
- [7] NIEDERMEYER, Ernst a Fernando H. LOPES DA SILVA. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [8] SHATZMILLER, Ron A. Sleep Stage Scoring: Introduction/ Historical Perspective. [online]. 2012 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1188142-overview>
- [9] SHATZMILLER, Ron A. Sleep Stages Scoring. [online]. 2012 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1188142-overview#aw2aab6b4>
- [10] COLTEN, Harvey R a Bruce M ALTEVOGT. *Sleep disorders and sleep deprivation: an unmet public health problem*. Washington, DC: National Academies Press, c2006, xviii, 404 p. ISBN 978-030-9101-110.

- [11] LEE-CHIONG, Teofilo L. *Sleep: a comprehensive handbook*. Hoboken, N.J.: Wiley, c2006, xxxii, 1096 p. ISBN 978-047-1683-711.
- [12] DANKER-HOPFE, Heidi, Peter ANDERER, Josef ZEITLHOFER, Marion BOECK, Hans DORN, Georg GRUBER, Esther HELLER, Erna LORETZ, Doris MOSER, Silvia PARAPATICS, Bernd SALETU, Andrea SCHMIDT a Georg DORFFNER. Interrater reliability for sleep scoring according to the Rechtschaffen. *Journal of Sleep Research* [online]. 2009, vol. 18, issue 1, s. 74-84 [cit. 2015-04-17]. DOI: 10.1111/j.1365-2869.2008.00700.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2869.2008.00700.x>
- [13] GERLA, Václav. *Automated Analysis of Long-Term EEG Signals*. Prague, 2012. Dostupné z: <http://bio.felk.cvut.cz/psglab/disertace/disertace-2012-02-29.pdf>. Doctoral Thesis. ČVUT.
- [14] PSGLAB. *Polysomnographic data processing matlab toolbox* [online]. 2010 [cit. 2013-04-28]. Dostupné z: <http://bio.felk.cvut.cz/psglab/>
- [15] XIE A. *Effect of sleep on breathing-Why recurrent apneas are only seen during sleep*. *J Thorac Dis* 2012;4(2):194-197. DOI:10.3978/j.issn.2072-1439.2011.04.04
- [16] Kardiologická revue - Interní medicína. ČR: Bibliographia medica čechoslovaca, 1999, roč. 2013, č. 2. ISSN 2336-288x. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/kardiologicka-revue-clanek/vysetreni-poruch-dychani-ve-spanku-od-a-do-z-40601>
- [17] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R [cit. 2015-03-25]. ISBN 978-80-248-1491-9. Dostupné z: http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf
- [18] BORTLÍČEK, Zbyněk. *ROC křivky*. Brno, 2008. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/106210/prif_m/Diplomova_prace.pdf. Diplomová práce. Masarykova univerzita v Brně.
- [19] BERRY, MD, Richard B. a Rita BROOKS, MED. *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: RULES, TERMINOLOGY AND TECHNICAL SPECIFICATIONS version 2*.
- [20] W3schools. W3schools [online]. 1999 [cit. 2015-04-05]. Dostupné z: http://www.w3schools.com/xml/xml_attributes.asp

- [21] KRAJČA, Vladimír, Svojmil PETRÁNEK, Ivana PATÁKOVÁ a Alpo VÄRRI. Automatic identification of significant graphoelements in multichannel EEG recordings by adaptive segmentation and fuzzy clustering: fejetony, které vycházely od roku 1997 na internetu na adrese <http://svet.namodro.cz>. International Journal of Bio-Medical Computing [online]. 1991, vol. 28, 1-2, s. 71-89 [cit. 2015-04-17]. DOI: 10.1016/0020-7101(91)90028-D. Dostupné z: [http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002071019190028D](http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002071019190028D)
- [22] PSGLab GUI. BioDat Research Group [online]. 2015 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://bio.felk.cvut.cz/psglab/>
- [23] Differences and Approximate Derivatives. MathWorks [online]. 2006 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/matlab/ref/diff.html>
- [24] Differences and Approximate Derivatives. MathWorks [online]. 2006 [cit. 2015-04-17]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>

K vytvoření citací byla použita služba Citace.com dostupná na stránce www.citace.com.

Obsah příloženého CD

V této práci byla použita klinická data a tak není možné jejich volné šíření. Případné využití těchto dat je možné po dohodě s vedoucím práce (gerlav@fel.cvut.cz), nebo centrem ICRC (milos.belehrad@fnusa.cz).

Obsah příloženého CD:

- kahoujak.pdf - elektronická verze této diplomové práce.
- Generated xml - tato složka obsahuje xml dokumenty s vygenerovanými značkami, pro každá dataset existuje právě jeden soubor.
- Matlab scripts - tato složka obsahuje všechny skripty napsané v rámci této diplomové práce. Skripty jsou psány v Matlabu, jedná se o licencovaný program, tudíž jeho kopie není a nemůže být součástí této diplomové práce.
- README - textový soubor obsahující popis CD.

A Příloha 1 - XML

XML (eXtensible Markup Language) je značkovací jazyk, který byl navržen pro serializaci, ukládání a výměnu dat mezi aplikacemi. Byl vyvinut W3C (World Wide Web Consortium). Je podporován širokou řadou programů a programovacích jazyků. Popisují strukturu dokumentu z hlediska obsahu a nezabývá se vzhledem a prezentací dokumentu. Validní XML dokument musí splňovat několik základních pravidel:

- Má právě jeden kořenový uzel.
- Neprázdné elementy musí být ukončeny ukončovacím tagem.
- Všechny hodnoty atributů musejí být uzavřeny v uvozovkách (jednoduchých, nebo spojitých, ale musí tvořit stejný pár).
- Elementy mohou být vnořeny, ale nesmějí se křížit.

```
<messages>
  <note id="501">
    <to>Tove</to>
    <from>Jani</from>
    <heading>Reminder</heading>
    <body>Don't forget me this weekend!</body>
  </note>
  <note id="502">
    <to>Jani</to>
    <from>Tove</from>
    <heading>Re: Reminder</heading>
    <body>I will not</body>
  </note>
</messages>
```

Obrázek 33: Ukázka vzorového xml 20

XML podporuje řadu parserů (program, který kontroluje validitu daného XML). Mezi nejznámější patří DTD (Document Type Definition), který umožní definovat jednotlivým tagy, parser následně během vytváření našeptává, které prvky odpovídají naší definici a kde se nachází rozdíly. Výhodnou vlastností XML je, že v jednom dokumentu můžeme používat nazávisle na sobě několik druhů značkování pomocí jmenných prostorů. Umožňuje kombinovat více definic DTD v jednom dokumentu.

XML dokument se skládá z několika základních prvků:

- **Tag** - základní element, která začíná '<' a končí '>'
- **Element** - logická součást dokumentu, která začíná začínacím tagem a končí ukončovacím, jedinou výjimku tvoří prázdný element.

- **Atribut** - XML prvek, který se skládá z dvojice klíč - hodnota.

Na obrázku 33 je vidět ukázka vzorového XML, který má kořenový element 'Messages' a obsahuje dva záznamy. Každý záznam začíná otevíracím tagem, který má vlastní atribut 'id' a následují další vnořené elementy ('to', 'from', 'heading', 'body'). Následuje ukončující tag pro konec záznamu a pak druhý záznam. Tento dokument je validní XML dokument, protože splňuje všechny 4 základní vlastnosti validního XML dokumentu.

B Příloha 2 - Způsoby léčení OSA

Volba vhodného způsobu léčby závisí na více faktorech. Vhodná léčba dokáže zlepšit kvalitu života pacienta a oddálit potřebu transplantace srdce. Jednotlivé faktory jsou:

- rozsah onemocnění - zda má pacient AHI 5 nebo 50
- celkový zdravotní stav - jedná se o 20 letého sportovce, nebo 50 letého pána
- případná přítomnost nějaké anatomické abnormality - zúžení dýchacích cest, atd.
- dostupnost metod
- zájem pacienta

Postup léčby je možné rozdělit na dva přístupy: *Konzervativní* a *Chirurgický*

B.1 Konzervativní přístup

Tento přístup je neinvazivní způsob, jak se zbavit onemocnění. Vytvořením vhodnějších podmínek pro pacienta, nebo podáním léků.

Konzervativní přístup zahrnuje: *změnu životosprávy, redukci hmotnosti, farmakologické intervence, přetlak v dýchacích cestách během spánku, mechanická dilatace dýchacích cest.*

B.1.1 Změna životosprávy

Jedná se o pár základních pravidel, která jsou jednoduchá, neinvazivní, fyziologická a finančně nenáročná. Většinou přínosná i pro pacienty, kteří netrpí apnoe.

- omezit používání alkoholu před spaním
- omezit kouření - v první chvíli může dojít ke zhoršení příznaků, ale následně se budou příznaky zlepšovat. Zlepší se kvalita sliznice faryngu a tak se zmenší dispozice k jejímu kolapsu.

- pravidelný, přiměřeně dlouhý spánek
- zajištění vhodnější polohy ve spánku - nejčastěji dochází k apnoe v poloze na zádech, proto je vhodné nutit pacienta spát na boku (vhodným polštářem, pyžamem).

B.1.2 Redukce hmotnosti

Pokud se u pacienta, který trpí nadváhou, objevuje OSA, tak je nanejvýš pravděpodobné, že snížení hmotnosti přinese významné zlepšení stavu. Tato metoda je vhodná hlavně pro pacienty, kteří mají velké množství tuku uložený v oblasti krku, tento tuk zvyšuje tlak na horní cesty dýchací a tudíž může docházet k častějšímu výskytu OSA.

B.1.3 Farmakologická intervence

Pacient trpící OSA by neměl používat hypnotika a sedativa benzodiazepinového typu a léky tlumící mozkové dýchací centrum (diazepam a flunitrazepam). Často se stává, že si pacient stěžuje na kvalitu spánku, tak dostane předpis na sedativa, která mu můžou jeho stav ještě zhoršit.

B.1.4 Trvalý přetlak v dýchacích cestách

Tato metoda se nazývá CPAP (Continuous Positive Airway Pressure). Pacient má přes noc nasazenou masku na nose, která udržuje stálý tlak v horních cestách dýchacích. Jedná se o obdobný princip jako používá PEEP (Positive End-Expiratory Pressure), jenomže PEEP používá tlak pouze proti výdechu pacienta, narozdíl od CPAP, který udržuje konstantní tlak po celou dobu dýchání.

B.1.5 Mechanické rozšíření dýchacích cest

Rozměry horních cest dýchacích je možné ovlivnit změnou anteriorně-posteriorním postavením dolní čelisti. Aktivní vysunutí mandibuly je však možné pouze do určité míry. Její velikost je ovlivněna především vlastním kloubním pouzdem. Ortodontista vyrobí aparát na míru podle otisku chrupu pacienta. Protraktor se nasazuje na noc a drží pacientovu čelist v požadované pozici (nelze aplikovat u bezzubých pacientů a pacientů se zbytkovým chrupem).

B.2 Chirurgický přístup

Jedná se o invazivní přístup, který je vhodný jen pro některé pacienty.

Chirurgický přístup zahrnuje: *klasické ORL výkony, uvulopalatofaryngoplastika, rekonstrukční výkony na dolní a horní čelisti, tracheostomie.*

B.2.1 Klasické ORL výkony

Je možnost zasáhnout ve 3 oblastech:

1. Operativní zákroky v nosní dutině a nosohltanu:
 - Septoptastika - korekce subluxace
 - Etmoidektomie - odstranění chronického zánětu vedlejších nosních dutin
 - Adenotomie - odstranění nosních mandlí
 - Tonzilektomie - odstranění patrových mandlí

2. Operativní zákroky ve velofaryngeální oblasti
 - Uvulopalatofaryngoplastika (UPPP - *UvuloPalatoPharyngoPlasty*)
 - Laserová uvuloplastika (LAUP - *Laser Assisted UvuloPlasty*)
 - Laserová glosektomie (*lasermidlineglossectomy and lingualplasty*)
 - Patrový lalok (*transpalatal advancement pharyngoplasty*)

3. Operativní zákroky v oblasti kořene jazyka
 - Mandibulární předsun (MA - *Mandibular Advancement*)
 - Maxilomandibulární předsun (MMA - *Maxillo-Mandibular Advancement*)
 - Závěs jazyky (HM - *Hyoid Myotomy and suspension*)

B.2.2 Tracheostomie

Jako poslední chirurgickou techniku, která řeší apnoe je tracheostomie (chirurgický výkon, při kterém je průdušnice uměle vyústěna na povrch těla). Toto je opravdu poslední možnost, jedná se o mutilující deacastační zákrok, který odsuzuje pacienta k trvalému kanylonošičství. I když by se vytvořil, menší otvor, který by byl přes den ucpán zátkou a k otevření by docházelo pouze na noc. Tudíž je pacientovi umožněno během dne mluvit a dýchat normálně.

[3]