



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**DETEKCE SPÁNKOVÉ APNOE Z
POLYSOMNOGRAFICKÝCH DAT**

DETECTION OF SLEEP APNEA FROM POLYSOMNOGRAPHIC SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Miroslav Vecheta

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2016

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Miroslav Vecheta

ID: 125088

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Detekce spánkové apnoe z polysomnografických dat

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Podle dostupných publikací vypracujte stručný přehled metod detekce dechové křivky ze signálu EKG a možností detekce spánkové apnoe z EKG snímaného během spánku. 2) Z vytvořeného přehledu navrhnete, podrobně popište a realizujte metodu detekce dechové křivky a spánkové apnoe; metody realizujte v prostředí Matlab. 3) Otestujte realizované metody a jejich případné modifikace na vybraných polysomnografických datech se známou klasifikací, které jsou dostupné na UBMI. 4) Získané výsledky vyhodnoťte a vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] PENZEL, T., McNAMES, J., DE CHAZAL, P., RAYMOND, B., MURRAY, A. a MOODY, G. Systematic Comparison of Different Algorithms for Apnoea Detection Based on Electrocardiogram Recordings. Medical & Biological Engineering & Computing, 2002, vol. 40, p. 402/407.
- [2] VARON, C., CAICEDO, A., TESTELMANS, D., BUYSE, B. a VAN HUFFEL, S. A Novel Algorithm for the Automatic Detection of Sleep Apnea From Single-Lead ECG. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, vol. 62, no. 9, p. 2269-2278.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

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

Konzultant diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., *předseda oborové rady*

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá detekcí spánkové apnoe pomocí polysomnografických dat a snahou o možné nalezení alternativní a jednodušší metody této detekce. Práce se skládá ze tří částí.

První část je důležitá pro seznámení se s anatomií plic a fyziologií dýchání a spánku. Druhá se zabývá způsobem vyšetření spánkové apnoe a část třetí pak následně navazuje samotnou realizací alternativní metody v programu Matlab. Výsledný program vypočítává ze záznamu EKG dat dechovou křivku pro detekci spánkové apnoe.

Klíčová slova

Spánková apnoe, Polysomnografie, EDR, Matlab.

Abstract

This thesis deals with the detection of sleep apnea using polysomnographic data and attempt to find a possible alternative and simpler method of this detection. The thesis consists of three parts:

The first part is important for introduction to the lungs anatomy and the physiology of breathing and the sleep physiology. The second part deals with the ways of testing sleep apnea. The third part then continues with implementation of alternative methods of testing in Matlab software. The final program calculates the breathing curve from ECG data. The curve is important for the final detection of sleep apnea.

Key words

Sleep apnea, Polysomnography, EDR, Matlab software.

VECHETA, M. *Detekce spánkové apnoe z polysomnografických dat*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 49 s. Vedoucí semestrální práce Doc. Ing. Jiří Kozumplík CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Detekce spánkové apnoe z polysomnografických dat jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2016

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2016

.....
podpis autora

OBSAH

Seznam obrázků	7
Úvod	8
1 Teoretický úvod	9
1.1 Plíce, dýchací soustava	9
1.1.1 Anatomie plic	9
1.1.2 Dýchání.....	10
1.2 Spánek	11
1.3 Syndrom spánkové apnoe.....	12
1.3.1 Obstrukční spánková apnoe.....	12
1.3.2 Centrální spánková apnoe.....	13
2 Vyšetření spánkové apnoe	15
2.1 Polysomnografické vyšetření	15
2.1.1 Elektroencefalogram (EEG)	15
2.1.2 Elektrookulogram (EOG)	16
2.1.3 Záznam dýchání.....	16
2.1.4 Oxymetrie	18
2.1.5 Elektrokardiogram (EKG)	18
2.1.6 Poloha trupu.....	18
2.1.7 Videomonitorování	18
2.2 Informace získané polysomnografickým vyšetřením.....	18
2.3 Alternativní metody vyšetření	19
3 Získání dechové křivky z EKG dat v programu MATLAB	21
3.1 Vstupní data pro výpočet dechové křivky	21
3.2 Detekce QRS	23
3.3 Výpočet dechové křivky	26
4 Detekce apnotických pauz z ekg dechové křivky	29
4.1 Vstupní data.....	29
4.2 Detekce apnotických pauz	29
4.3 Dosažené výsledky	30
ZÁVĚR	35
Seznam literatury	36

Seznam zkratk	38
Přílohy	39
Příloha 1 – Obrazové dodatky.....	39
Příloha 2 – Tabulky.....	43

Seznam obrázků

Obr. 1 - Průduškový strom [16].....	9
Obr. 2 - Hypnogram [15].....	11
Obr. 3 - Schematické znázornění základních typů CSA [5].....	14
Obr. 4 - Úsek testovaného EKG signálu.....	22
Obr. 5 - Originální nasnímaná dechová křivka.....	22
Obr. 6 - Porovnání oscilace dechové křivky a EKG signálu [7]	23
Obr. 7 - Amplitudová a fázová charakteristika prvního použitého filtru	24
Obr. 8 - Amplitudová a fázová charakteristika druhého použitého filtru.....	24
Obr. 9 - Detekovaná maxima jednotlivých R vln.....	26
Obr. 10 - Výsledná interpolovaná dechová křivka	27
Obr. 11 - Srovnání originální dechové křivky a interpolované dechové křivky z EKG záznamu	28
Obr. 12 - První pauza je vyhodnocena jako krátká a proto není detekovaná	31
Obr. 13 - Falešně pozitivní detekce AP	32
Obr. 14 - Grafické porovnání četností jednotlivých detekcí u prvních tří testovaných signálů	33
Obr. 15 - Celkové srovnání detekcí ze všech případů	33
 Obr. P 1 - „Zapojení“ pacienta při vyšetření PSG [14]	39
Obr. P 2 - Záznam PSG dat [13].....	40
Obr. P 3 - Srovnání originálního EKG, detekovaných R vln a interpolované dechové křivky	41
Obr. P 4 - Srovnání četností jednotlivých detekcí u všech 5 testovaných signálů	42

ÚVOD

V dnešní moderní lékařské době se stále více zaměřujeme a klademe větší důraz na naše zdraví. Nejen na léčbu samotnou, ale i na zlepšení správné životosprávy člověka a k dobré životosprávě neodmyslitelně patří i dostatek spánku.

Spánek dlouhou dobu byl, a v některých ohledech stále ještě zůstává, tou záhadnější částí lidského života, která fascinuje vědce, umělce i filozofy. Naprostou záhadou zůstával v podstatě až do počátku 20. století, kdy byly za pomoci elektroencefalogramu poprvé popsány odlišné mozkové rytmy v průběhu bdělosti a spánku.

S rozvojem oblasti kolem výzkumu spánku, začali vědci definovat i první poruchy spánku. Na problémy, které byly dříve jen tiše trpěny, se zaměřila „moderní“ věda a mimo jiné tak vzniká i definice spánkové apnoe, které se věnuje i téma této práce.

Navzdory názvu se však tato práce nebude zabývat běžně známými a používanými metodami při polysomnografickém vyšetření. Místo toho byl jako cíl práce vybrán pokus o nalezení způsobu na zjednodušení celého polysomnografického vyšetření. Tedy o nalezení alternativní metody, která by byla jednodušší na samotné provedení, šetrnější k udržení pohodlí pacienta během vyšetření, ale zároveň by zůstala kvalitativně srovnatelnou se současnými vyšetřovacími standardy.

Práce samotná je rozdělena do několika kapitol. První kapitola se zaměřuje na stručné seznámení s fyziologií dýchání a spánku a s jejich souvislostí s problematikou spánkové apnoe. Druhá kapitola je zaměřena na současné způsoby vyšetření syndromu spánkové apnoe a kapitola třetí je věnována samotnému cíli práce, tedy nalezení jednoduššího způsobu pro detekci spánkové apnoe.

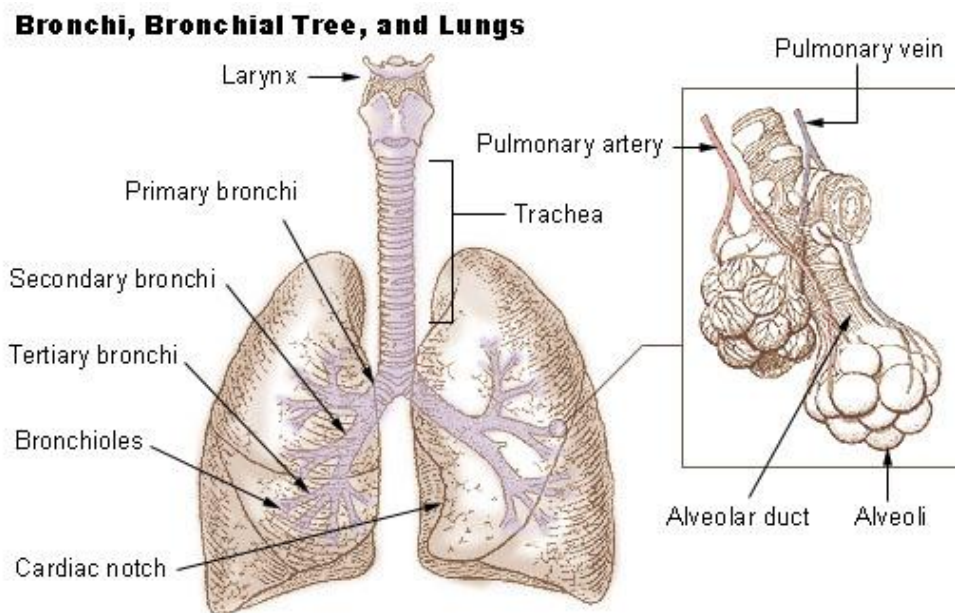
1 TEORETICKÝ ÚVOD

1.1 Plíce, dýchací soustava

Dýchání je jedna ze základních a životně důležitých funkcí lidského těla. Jednoduše jej lze popsat jako výměnu plynů mezi organismem a vnějším prostředím, kdy se při nádechu do těla dostává čerstvý kyslík a při výdechu se z něj naopak vylučuje oxid uhličitý.

1.1.1 Anatomie plic

Plíce jsou úzce spjaty s kardiovaskulárním systémem, odpovídají za zásobování všech buněk těla nenahraditelným kyslíkem a odvádí z něj odpadní oxid uhličitý. Vzduch do těla vstupuje nosem a ústy, pokračuje hltanem (pharynx) a hrtanem (laryng). Do samotných plic přichází vzduch průdušnicí (trachea), která se přibližně ve výši čtvrtého hrudního obratle (Th4) větví na pravou a levou hlavní průdušku (bronchus principalis dexter et sinister), zanořující se do plicní tkáně v oblasti hilů. Pravá hlavní průduška je dlouhá asi 3 cm a široká kolem 15 mm. Levý hlavní bronchus má obvykle délku 4 – 5 cm a průsvit 11 mm. V každé plic se pak hlavní průduška dělí ve svůj vlastní průduškový strom (arbor bronchialis), viz. obrázek 1.



Obr. 1 - Průduškový strom [16]

Plíce mají dvojí krevní oběh a každý má svoji specifickou funkci [4, 6]:

- a) **Funkční plicní krevní oběh:** (také nazývaným jen plicním nebo malým krevním oběhem) představuje spojení mezi pravou srdeční komorou a levou srdeční síní, zajišťující oběh krve přes plicní tepny (arteriae pulmonales) do plic, plicní mikrocirkulaci a zpět do srdce přes plicní žíly (venae pulmonales). Tento cévní systém umožňuje výměnu dýchacích plynů mezi atmosférickým vzduchem a krví, která probíhá v plicních sklípcích (alveolech).
- b) **Nutritivní plicní krevní oběh:** sestává z průduškových tepen (rami bronchiales), jež jsou větvemi hrudní aorty nebo třetí zadní mezižeberní tepny (arteria intercostalis posteriori tertia) a z průduškových žil (venae bronchiales), jež jsou přítoky liché žíly (vena azygos) a přídavné pololiché žíly (venae hemiazygos accessoria). Toto řečiště obstarává výživu stěny průdušek a plicního intersticia.

Dýchání samotné pak můžeme rozdělit na dva druhy – dýchání zevní, jež je výměnou dýchacích plynů mezi krví a plicemi; a dýchání vnitřní, jež spočívá ve výměně kyslíku a oxidu uhličitého mezi krví a tkáněmi.

1.1.2 Dýchání

Pokud bychom samotný princip dýchání chtěli vyjádřit trochu více specificky, můžeme např. použít definici podle [11], kde je dýchání definováno jako základní vitální funkce řízená z dechových center v prodloužené míše, která jsou pod modulačním vlivem jiných oblastí mozku. Je tedy celkem jasné, že různé poruchy dýchání mohou záviset a také závisí na různých poškozeních různých částí mozku. Jako příklady těchto poruch můžeme uvést *cluster breathing* typický skupinou krátkých vdechů s následnou apnoí, který nastává při poškození dolního pontu. Dalším pak např. *Cheyneovo-Stokesovo dýchání*, vyznačující se postupně narůstající a klesající hloubkou dechu při postižení subkortikální a diencefalické oblasti, či *posthyperventilační apnoe*, která vzniká při kortikosubkortikální difuzní lézi a vyznačuje se několika hlubokými dechy následovanými pauzou.

Při apnotické pauze, tedy při přerušení dechového cyklu, pak nedochází k výměně mezi organismem a okolím a může dojít až k ohrožení zdraví postiženého jedince.

1.2 Spánek

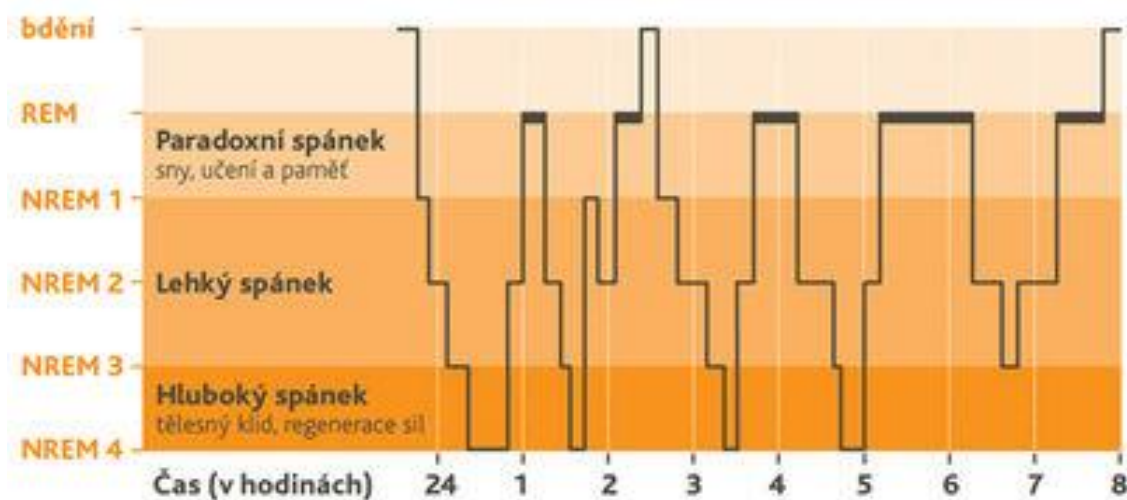
Neoddělitelnou součástí denního cyklu člověka je i střídání dvou stavů vědomí – bdění a spánku. Podle odborníků, např. podle [10] můžeme spánek definovat jako jistý stav bezvědomí, ze kterého ovšem člověk může být probuzen přiměřeným podnětem.

Spánkový stav lze také poměrně dobře ukázat a charakterizovat pomocí vyšetření EEG. I díky tomu se zjistilo, že spánek není jeden konzistentní stav, začínající v okamžiku usnutí a končící probuzením jedince, ale že jej můžeme rozdělit na stavy dva: REM spánek (z anglického Rapid Eye Movement) a NREM (z anglického Non Rapid Eye Movement, někdy také označovaného jako Non-REM).

Kromě výše zmíněného rozdělení na dva hlavní typy, můžeme ještě NREM spánek dále rozdělit na tři podtypy – theta spánek, sigma spánek a delta spánek, a to podle typu vln, které v daný okamžik v EEG záznamu převládají.

Podle [10] tedy celý cyklus můžeme popsat asi takto: Po zavření očí se organismus dostává ze stavu bdělosti do stavu NREM 1 neboli theta spánku. Následují stavy NREM 2 a NREM 3 až nakonec asi po 90 minutách od začátku spánku se původní NREM spánek mění v REM spánek. EEG křivka se v tomto stavu stává velice nepravidelnou – sestává z kombinací δ a β vln. Charakteristickým rysem pro REM spánek jsou již zmíněné rychlé pohyby očí pod víčky, dalším jsou pak např. sny.

Oba stavy se během nočního spánku několikrát střídají. REM spánek zaujímá asi 25 % z celkového prospaného času a každá jeho perioda trvá cca od 5 do 20 minut. Spontánní ranní probuzení se obvykle děje ze stádia REM spánku. Na obr. 2 je znázorněn hypnogram, tedy záznam spánkových cyklů člověka, se zvýrazněnými stavy REM spánku.



Obr. 2 - Hypnogram [15]

1.3 Syndrom spánkové apnoe

Jak již bylo zmíněno v části 1.1, při spánku může docházet k celé řadě dechových potíží. Jednou z nich může být i Syndrom spánkové apnoe, kterým se zabývá celá tato práce. Zkusme si tedy tento syndrom nyní poněkud přiblížit.

Syndrom spánkové apnoe (SAS) je poměrně časté onemocnění, které řadíme mezi poruchy spánku. Charakteristickou poruchou pro toto onemocnění je porucha dýchání projevující se zástavou dechu.

Podle jejich vzniku a průběhu, rozlišujeme dva, respektive tři typy spánkové apnoe [11].

Rozlišujeme:

- obstrukční – dýchací úsilí během trvání apnoe přetrvává
- centrální – dýchací úsilí není během trvání apnoe přítomno
- smíšenou – apnoe začíná jako centrální, kdy dýchací úsilí není patrné, ale v průběhu trvání apnoe se dýchací úsilí objeví.

Přiblížme si tedy nyní jednotlivé typy detailněji.

1.3.1 Obstrukční spánková apnoe

Obstrukční spánková apnoe (dále jen OSA) je definována jako ztráta ventilace (dechového objemu) po dobu alespoň 10 sekund. Aktivita dechového centra je však zachována a tedy nedojde ke ztrátě dechového úsilí. To se projevuje přítomností paradoxního pohybu hrudníku a bránice během. U pacientů, kteří netrpí poruchou respiračního systému, také dochází k poklesu nasycení periferní krve kyslíkem o 3-4% a ke zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi o 3-4 mm Hg. OSA je nejrozšířenějším typem spánkové apnoe, představuje až 90% všech apnoí.

K OSA dochází opakujícím se kolapsem horních cest dýchacích v průběhu spánku. Při nádechu vzniká v oblasti hltanu podtlak, který svým působením zužuje průsvit hltanu. U zdravého jedince je průsvit udržován svalovým napětím (tonem) svalů ve stěně hltanu. Konkrétně se jedná o svaly:

- svaly jazyka
- svaly měkkého patra
- svaly ovlivňující postavení hyoidní kosti

Právě v důsledku nedostatečné aktivity těchto svalů dochází ke kolapsu horních cest dýchacích a vzniká obstrukční apnoe. Při průběhu OSA také můžeme detekovat dva průvodní jevy, hypoxémii (nedostatek kyslíku v krvi) a hyperkapnii (zvýšení parciálního

tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi), které stimulují inspirační svalstvo horních cest dýchacích do doby, kdy dojde k náhlému prudkému vzestupu aktivity inspiračních svalů a k otevření horních cest dýchacích. Průběh OSA se u pacientů pravidelně opakuje.

Při dlouhodobém přetrvávání OSA může docházet k trvalému zúžení průsvitu horních cest dýchacích a až k poškození svalů dýchací cest. Vzniká tak jakési zacyklení, které vede ke kontinuálnímu zužování horních cest dýchacích a dalšímu prohlubování obstrukční spánkové apnoe.

Samotnou OSA můžeme dále rozdělit podle závažnosti do tří kategorií. Závažnost určujeme podle indexu apnoe / hypopnoe následovně:

- lehká – 5-15 epizod za hodinu spánku
- střední – 15-30 epizod za hodinu spánku
- těžká – přes 30 epizod za hodinu spánku

Lehká forma se přes den může projevovat jako nežádoucí ospalost nebo epizody krátkého usnutí v průběhu aktivit, které nevyžadují velkou pozornost (např. čtení, poslouchání hudby či sledování televize). Lehká forma nezpůsobuje postiženým žádné či jen malé zhoršení sociálních a pracovních funkcí.

Střední forma se přes den projevuje jako nežádoucí ospalost nebo epizody usnutí v průběhu aktivit, které již vyžadují „střední“ množství pozornosti (např. pracovní schůzka, meeting či sledování divadelní hry, koncertu). Střední forma již postiženým způsobuje jisté a nezanedbatelné zhoršení sociálních a pracovních funkcí.

Těžká forma se přes den projevuje jako nežádoucí ospalost nebo epizody usnutí v průběhu aktivit, které vyžadují aktivní pozornost (řízení motorového vozidla či pohybové aktivity). Těžká forma již postiženým způsobuje závažné zhoršení sociálních a pracovních funkcí [5, 11].

1.3.2 Centrální spánková apnoe

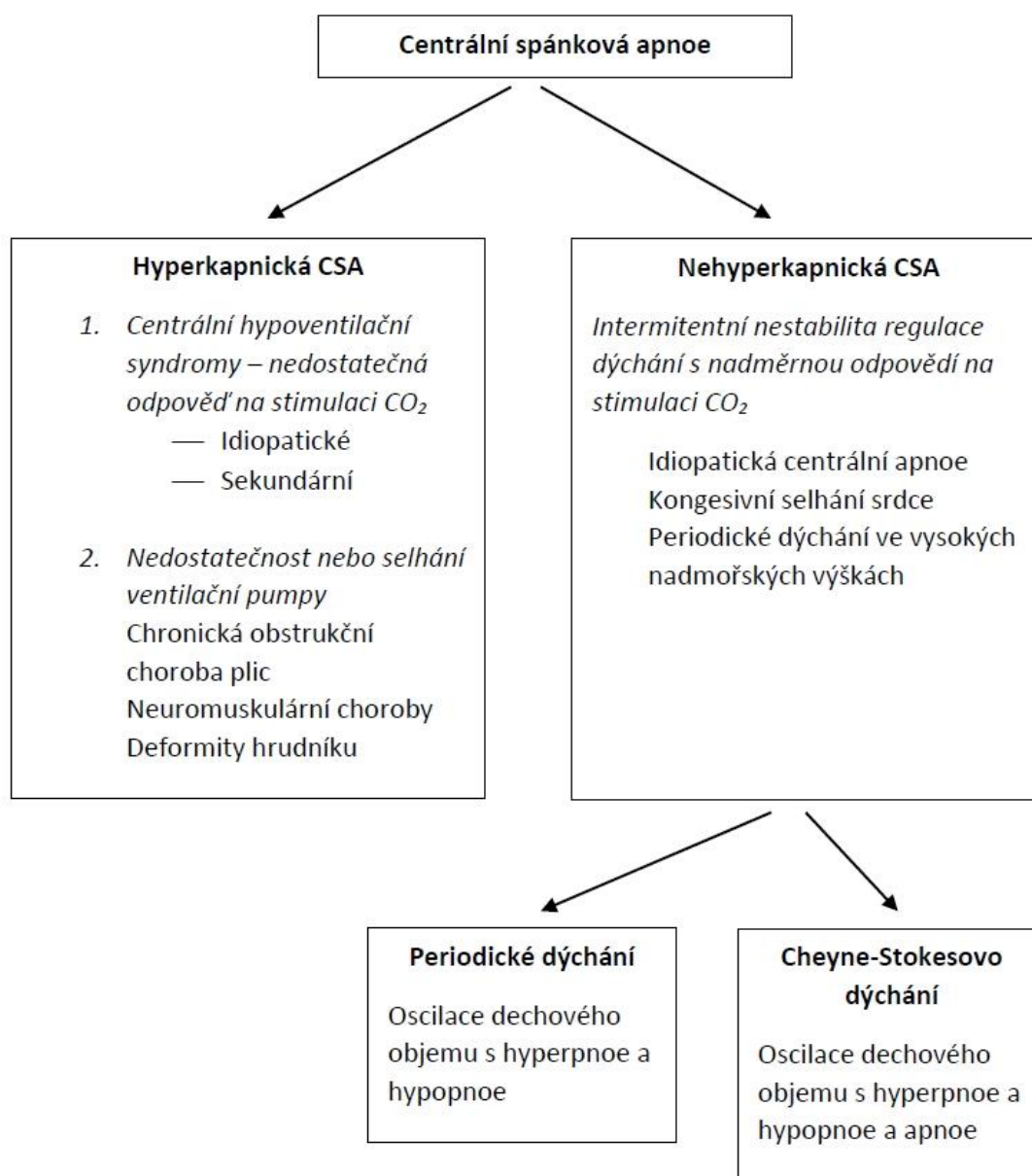
Centrální spánková apnoe (dále jen CSA) je definována jako zastavení dýchání v důsledku přechodného zastavení respirační aktivity dýchacího centra. Hlavními problémy pacientů s CSA jsou fragmentace spánku, nekomfortní spánek a chronická únava. Při polysomnografickém vyšetření se projevuje jako chybějící dechový objem ve spánku nebo jeho pokles o více jak 90%, který trvá alespoň deset sekund. Dle některých odborníků je nutno k definici přiřadit také pokles kyslíkové saturace v periferní krvi o více jak 4%. Oproti OSA nenalezneme u pacientů pohyb hrudníku, ani bránice.

Hlavní příčinou vzniku CSA je nedostatečná stimulace dýchacího centra oxidem uhličitým. K tomu může dojít např. při poruše dýchacího centra - dochází k alveolární hypoventilaci (nedostatečná výměna vzduchu v plicních alveolech) a hyperkapnii

(hromadění oxidu uhličitého v krvi) při bdění a spánku [5, 11].

Po klinické stránce můžeme CSA klasifikovat do dvou typů podle toho, zda pacient má, nebo nemá zvýšený $p_a\text{CO}_2$ v bdělém stavu. Pokud je takto hladina zvýšena, jedná se o hyperkapnický syndrom CSA. Pokud hladina $p_a\text{CO}_2$ zvýšena není, jedná se o non-hyperkapnický syndrom CSA.

Hyperkapnie při hyperkapnickém syndromu je vždy způsobena poruchou ventilace, případně poměrem ventilace – perfuze a jelikož ve spánku ventilace nadále klesá, prohlubuje se i výsledná hyperkapnie.[17]



Obr. 3 – Schematické znázornění základních typů CSA [5]

2 VYŠETŘENÍ SPÁNKOVÉ APNOE

2.1 Polysomnografické vyšetření

Polysomnografické vyšetření (PSG) je dnes považováno za zlatý standard v diagnostice spánkové apnoe. Vyšetření probíhá ve specializovaných (často spánkových) laboratořích a využívá se u něj tzv. kompletní polysomnografie, která se skládá z celonočního záznamu několika parametrů při vyšetření, které zpravidla trvá alespoň 6 hodin. Sledovanými parametry u tohoto vyšetření bývají:

- EEG
- EMG
- EOG
- Proud vzduchu při dýchání
- Dýchacích pohybů
- Registrace saturace hemoglobinu kyslíkem
- Registrace EKG

Polysomnografický přístroj se skládá z elektrod a čidel na těle vyšetřovaného a z počítače, který je centrální řídicí, archivační a vyhodnocovací jednotkou. Pacient je v průběhu vyšetření umístěn v samostatné, zvukově i světelně izolované místnosti, která by měla být pro pacienta celkově příjemná, aby mu byl zajištěn spací komfort.

Pacient je uložen ke spánku ve standardní dobu (22-23 hodin). Uložení předchází montáž elektrod a čidel. Probouzení je buď spontánní, nebo je pacient probuzen po 6-7 hodinách. Příklad současného PSG vyšetření můžeme vidět na obrázku P1 v příloze.

Údaje, které získáme v průběhu měření, jsou ukládány do počítače a vyšetření jsou hodnoceny jak automaticky, počítačovým skórovacím systémem (programem či algoritmem), tak manuálně specializovaným technickým personálem. Následuje vyhodnocení lékařem. Příklad výstupu z polysomnografického vyšetření můžeme vidět na obrázku P2 v příloze.

2.1.1 Elektroencefalogram (EEG)

Pro měření EEG se používá rozmístění elektrod, které je definováno podle mezinárodního systému 10-20. Nejdůležitější z elektrod pro toto vyšetření jsou elektrody A – aurikulární elektroda, C – centrální elektroda, F – frontální elektroda, T – temporální elektroda, O – okcipitální elektroda a P – parietální elektroda. Získané parametry se hodnotí vždy alespoň v jednom ze dvou bipolárních svodů C4 – A1 nebo C3 – A2, přičemž jsou

často pro lepší hodnocení doplňovány o další svody (např. o O1 – A2 nebo O2 – A1). [1]

Principem metody je sledování a detekování mozkové aktivity. Nasnímaná aktivita je rozdělena do dvou kategorií:

- rytmická – alfa, beta, theta a delta rytmy
- přechodná – K-komplexy a spánková vřetena

Příčemž u každé kategorie jsou následně ještě určovány:

- četnost výskytu aktivity vzhledem k ostatním aktivitám v dané spánkové epoše
- změny hodnot dané aktivity vzhledem k ostatním aktivitám v dané epoše [19]

2.1.2 Elektrookulogram (EOG)

Metoda EOG snímá pohyby očí ve dvou bipolárních svodech E1 a E2, které jsou umístěny na zevní straně oka (E1 vlevo, E2 vpravo), proti pravé nebo levé mastoidální či aurikální elektrodě. Výhoda metody je, že pohyby očí jsou, při tomto zapojení, v protifázi, na rozdíl od EEG projevů, které jsou ve shodné fázi. Metoda snímá jak vertikální, tak horizontální pohyby očí. [1]

Při EOG se vyhodnocují rozdíly mezi dvěma druhy očních pohybů, jejich synchronnost a amplituda. Sledované typy očních pohybů jsou:

- SEM – slow eye movement – pomalé pohyby v průběhu 1. a 2. spánkové fáze
- REM – rapid eye movement – rychlé pohyby očí v průběhu fáze REM spánku [19]

2.1.3 Záznam dýchání

Pro dechový záznam může být použito buď klasického záznamu dechu a dechového úsilí (pohyby hrudníku), nebo záznamu nitrohruďního tlaku. Záznam dechu se hodnotí společně s dechovým úsilím a záznamem dechových zvuků. Běžně pak bývá přidáváno i měření saturace krve kyslíkem, ke kterému se při tomto hodnocení přihlíží.

Záznam dechu (flow) se běžně snímá pomocí tří termistorových senzorů, zapojených v sérii a umístěných před ústy, či nosními průduchy. Krátkodobý výstup z tohoto měření lze většinou považovat pouze jako kvalitativní informaci. Při dlouhodobém snímání (např. celonoční záznam) lze záznam použít i pro odhadnutí kvantitativních změn v dechové amplitudě.

Druhou možností pro snímání záznamu dechu je registrace nitronosních tlaků (pNasal). Ty se měří v nosních průchodech pomocí kanyl velice podobných tzv. kyslíkovým brýlím. Ve výsledku se jedná o velice citlivou metodu, která navíc informuje i o nitrohruďním tlaku jako míře respiračního úsilí. Celkově se registrace nitronosních tlaků doporučuje jako

výhodnější metoda pro dechový záznam, než metoda pomocí termistorového měření (doporučení bylo vydáno Evropskou společností pro výzkum spánku, 2006). Metoda by však neměla být používána samostatně, bez dalšího záznamu dechu, protože záznam měření prováděného při otevřených ústech, většinou není dobře hodnotitelný (na což je např. důrazně upozorňováno i autory [1]).

Jako poslední alternativu pro snímání záznamu dechu zde můžeme zařadit kvantitativní měření dechových objemů pneumotachografem pomocí obličejové dýchací masky. V běžné praxi se ale tento způsob detekce nepoužívá. [1].

Hodnocení dechového úsilí se provádí na základě záznamů pohybů hrudníku a břicha. Ty jsou nasnímány pomocí dvou roztažitelných pásů se senzory umístěnými okolo hrudníku a dolní poloviny břicha. Ještě přesnějším měřením je např. tzv. trupová pletysmografie, ta se ale v Evropě nevyužívá.

Jako nejpřesnější měření je v [1] udáváno měření nitrohrudního tlaku jícnovou manometrií, kdy je měřicí sonda do jícnu zavedena nosní cestou. Toto měření je schopné odhalit i změny inspiračního tlaku při nezměněné amplitudě proudu dýchaného vzduchu. Metoda s sebou, díky svému provedení, bohužel nese i jistou míru dyskomfortu, a tedy i případné rušení ze spánku.

Sledované snížení průtoku vzduchu u záznamů dechu a nitronosních tlaků můžeme rozdělit do několika kategorií:

- Normální – snížení průtoku vzduchu je o méně než 40 % proti normálnímu dýchání
- Lehce snížený – průtok je snížený o 40 % - 50 % oproti normálnímu dýchání
- Jasně snížený – průtok vzduchu je snížený o 50 % - 80 % oproti běžnému, normálnímu dýchání
- Naprosto snížený – snížení průtoku vzduchu o více jak 80 % oproti běžnému normálnímu dýchání.

Hodnota normálního dýchání je vždy počítaná z úseků, které nepodléhají sníženým hodnotám. Intervaly jsou sečteny dohromady a je z nich vypočtena průměrná hodnota vzhledem ke které jsou pak určovány jednotlivé kategorie. [19],[5]

Do záznamu dechu je také zařazena detekce dýchacích zvuků, které se registrují jednoduchým mikrofonem uloženým na přední straně krku. Zaznamenává se pouze intenzita zvuků, a to jen ve spektru, které odpovídá chrápání a dalším dýchacím zvukům.

Experimentální metodou je vedle záznamu dechových zvuků, také analýza hlasu. Metoda staví na zvláštních hlasových charakteristikách, které mohou být pozorovány u pacientů s OSA. Při této metodě čte pacient, za přítomnosti specialisty, vybraný text vždy třikrát po sobě. Z takto zaznamenaných hlasových projevů jsou následně vyhodnocovány možné přítomnosti spánkové apnoe [1],[21].

2.1.4 Oxymetrie

Běžně se saturace hemoglobinu kyslíkem registruje metodou transkutánní pulsní oxymetrie, kdy čidlo oxymetru bývá umístěno na 4. nebo 5. prstu horní končetiny. Změna saturace hemoglobinu je při vyšetření zjištěna se zpožděním 20 – 25 s oproti vyvolávající respirační události. [1]

Během spánkové apnoe dochází k poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem o 3 – 4 %. Signál je tedy analyzován oknem o délce cca 5 sekund, ve kterém jsou průměrovány dané hodnoty a jsou dále porovnávány s hodnotami bezprostředně před oknem. Pokud dojde k poklesu hodnot o 3 – 4 %, je úsek označen jako pokles saturace hemoglobinu. [19]

2.1.5 Elektrokardiogram (EKG)

Při polysomnografii bývá EKG zaznamenáváno minimálně jedním bipolárním svodem elektrod umístěných v poloze standardních hrudních elektrod V1 a V4 – V5. Často se ale registrace podle potřeby rozšiřuje, protože registrace jedním svodem s prezentací ve 30 sekundovém okně umožňuje sice hodnocení srdečního rytmu, ale prakticky již neumožňuje hodnocení tvarovaných změn EKG křivky. [1]

2.1.6 Poloha trupu

Detekce polohy trupu se zajišťuje pomocí polohového čidla připevněného nad sternem. Pro zjednodušení se poloha určuje jen v několika možnostech: na zádech, na pravém boku, na levém boku, na břiše a vertikální poloha trupu. [1]

2.1.7 Videomonitorování

Naposlední v řadě monitorovacích způsobů je obrazový záznam pomocí kamery schopné registrace při infračerveném osvětlení. Někdy se dokonce kromě statického záznamu celého pacienta používají i doplňující záznamy za měřené na požadované detaily. [1]

2.2 Informace získané polysomnografickým vyšetřením

Současným PSG vyšetřením získáme celou škálu dílčích informací, ze kterých se pak dále získávají data již důležitější pro výsledné hodnocení celého vyšetření. Těmito daty jsou [1], [3]:

- TIB – Time in bed – doba na lůžku, celková doba pořízeného záznamu
- TST – total sleep time – celková doba spánku, součet trvání všech spánkových stádií
- SOL – sleep onset latency – doba od zhasnutí do první epochy 2NREM

- REM SL – REM sleep latency – doba od usnutí do první epochy REM
- Efektivita spánku – poměr TST / TIB
- Trvání jednotlivých spánkových stádií
- WASO – wake time after sleep onset – součet všech epoch bdělosti v průběhu spánku (od prvního usnutí do finálního probuzení)
- Počet probuzení za 1 hodinu
- Počet probouzecích reakcí za 1 hodinu

Kvantitativní data, která jsou získána po vyhodnocení základních naměřených dat, jsou [1], [3]:

- AI – apnoe index – počet apnoí detekovaných za 1 hodinu spánku
- HI – hypopnoe index – počet hypopnoí detekovaných za 1 hodinu
- AHI – apnoe/hypopnoe index – počet apnoí a hypopnoí za 1 hodinu spánku
- ODI – oxygen desaturation index – počet desaturací (pokles nasycení hemoglobinu kyslíkem o 3 % - 4 %) za 1 hodinu
- RDI – respiratory disturbance index – počet apnoí, hypopnoí, epizod zvýšeného odporu v dýchacích cestách či desaturací za 1 hodinu spánku
- Celkový počet desaturací
- Bazální hladina saturace krve kyslíkem
- Průměrná saturace za celou dobu záznamu

2.3 Alternativní metody vyšetření

Jelikož jsou současné „zlaté standardy“ pro vyšetření spánkové apnoe stále poněkud náročnější jak po stránce technické, tak po stránce komfortu pro vyšetřovaného pacienta, prvotní myšlenkou této práce bylo pokusit se o zredukování snímacích metod nutných pro záznam spánkové apnoe a tudíž pro celkové zjednodušení metody a to při zachování spolehlivosti metody.

Myšlenka na zjednodušení metody pro detekci spánkové apnoe samozřejmě není nijak převratná. Na toto téma již probíhá, nebo probíhalo nespočet rozsáhlých studií. Pokud bychom zde chtěli uvést několik studií, které se zaměřovaly na detekci spánkové apnoe pomocí využití EKG dat, můžeme pro příklad vybrat [20], [22]:

- Metody, které využívají spektrální analýzy EKG záznamu
- Metody využívající Hilbertovu transformaci a diskrétní vlnkovou analýzu
- Metody založené na časově – frekvenčních mapách, jako základ pro získání variability srdečního rytmu

- Metody zaměřené na energii pulsů v EKG záznamu
- Metody využívající trvání R vlny, či amplitudy S vlny v QRS komplexu
- Metody využívající tzv. EDR techniky (ECG-derived respiration, dýchání odvozené z EKG) – využití oscilace amplitudy R vln, či změně času mezi jednotlivými RR intervaly [7].

Na základě poslední studií využívající poslední uvedené metody se snaží vycházet i tato práce. Konkrétně jde v první řadě o získání dechového záznamu pacienta z relativně jednoduchého záznamu EKG nasnímaného pomocí hrudních elektrod. Druhým krokem je pak samotná detekce spánkové apnoe. [7], [8], [9].

3 ZÍSKÁNÍ DECHOVÉ KŘIVKY Z EKG DAT V PROGRAMU MATLAB

Jak již bylo zmíněno dříve, tato práce vychází z výsledků studie publikovaných v článku [7], ve které se autoři zaměřili na výpočet dechové křivky z jednoduchého EKG záznamu. Využívají při tom faktu, že při snímání záznamu EKG, tento záznam obsahuje i pravidelné kolísání maxim R kmitů. Kolísání maxim R kmitů je vázáno na činnost sinoatrálního (SA) uzlu, respektive na činnost vegetativního nervového systému, kterým je SA uzel do značné míry regulován. Vdech totiž způsobí pokles vagového tonu s následným zvýšením srdeční frekvence a maxima R kmitu. Výdech pak naopak vede ke zvýšení vagového tonu a ke snížení srdeční frekvence i maxima R kmitu.

A právě tohoto faktoru je využito v tomto případě.

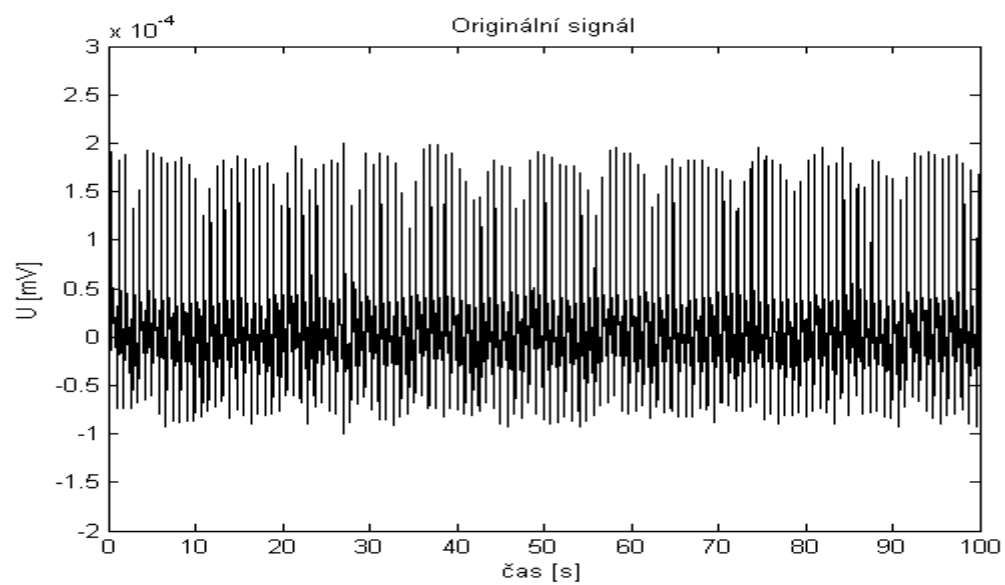
Práce samotná pak probíhala ve dvou hlavních krocích. V prvním kroku bylo nutné zjistit, jestli je opravdu možné získat z nasnímaného EKG signálu odpovídající dechovou křivku. Druhým krokem pak již byla samotná detekce apnoických pauz.

3.1 Vstupní data pro výpočet dechové křivky

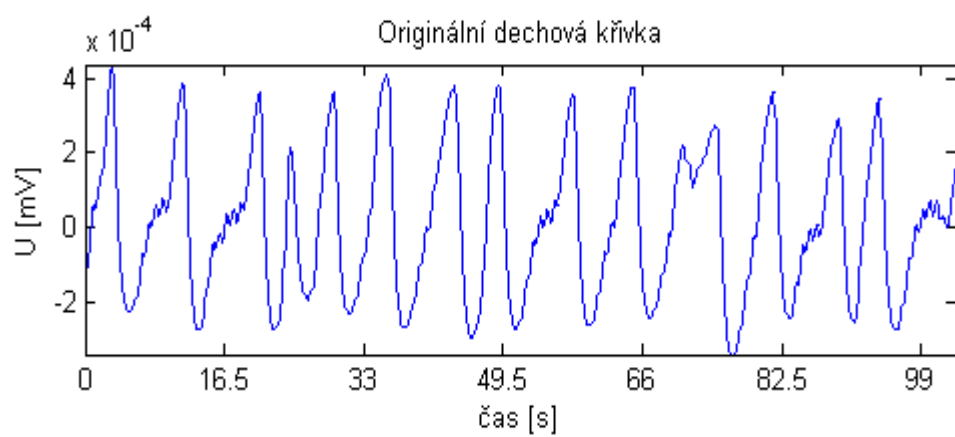
Pro vstupní data, na kterých byl program pro výpočet dechové křivky testován, byly použity signály nasnímané spánkovou laboratoří ve fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně. Z balíku těchto signálů byl vybrán jeden vzorový signál nasnímané dechové křivky a k němu odpovídající signál z jednoho svodu EKG. Na obrázcích 4 a 5 jsou krátké úseky (50 000 vzorků) těchto signálů, celé signály jsou pak zobrazeny v příloze na obrázku P3.

Již na obrázku 4 je možné si všimnout určitého pulzování R kmitů, které nám napovídá, že by se mohlo jednat o určité propojení s dýcháním. Na obrázku 6 je pro porovnání uvedeno srovnání EKG a dechové křivky tak, jak je uváděno v [7].

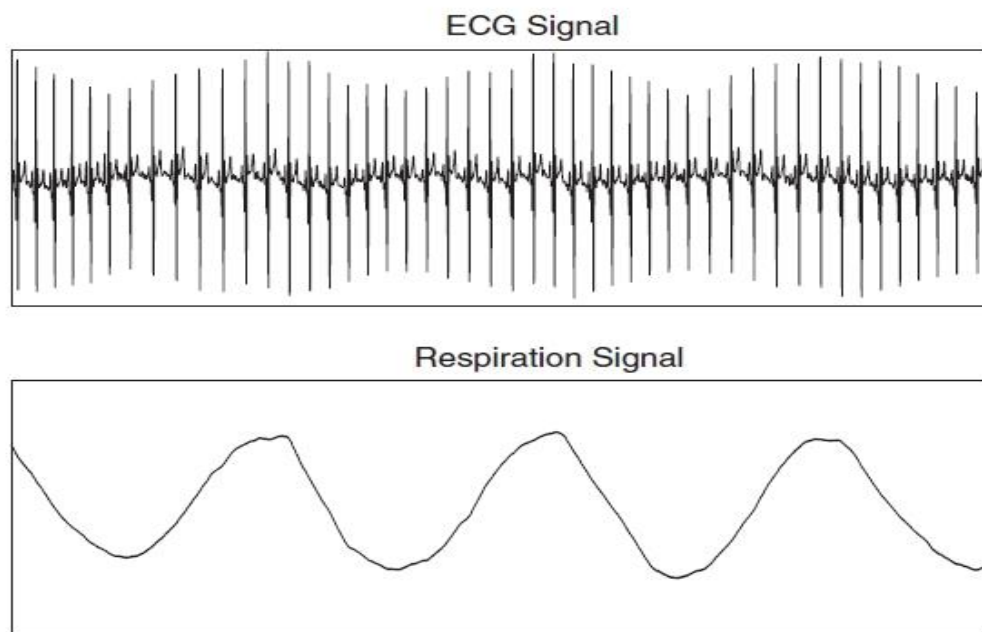
I přes různé vzorkovací kmitočty signálu pro dechovou křivku a původního EKG signálu, nebyly nakonec signály převzorkovány na shodný vzorkovací kmitočet, ale pro zobrazení srovnávacích grafů byl vypočítán koeficient, podle kterého byly nakonec k porovnání vybrány odpovídající časové úseky. (V tomto případě byla hodnota koeficientu 16, takže např. porovnávaný úsek z EKG signálu o velikosti 1 – 50 000 vzorků odpovídá úseku signálu originální dechové křivky o velikosti 1 – 3 125 vzorků).



Obr. 4 - Úsek testovaného EKG signálu



Obr. 5 - Originální nasnímaná dechová křivka



Obr. 6 - Porovnání oscilace dechové křivky a EKG signálu [7]

3.2 Detekce QRS

Prvním krokem při zpracování EKG signálu bylo zajistit detekci QRS komplexů, respektive vrcholů R vln v tomto signálu.

Vstupní signál byl tedy načten pomocí funkce *load* a následně vyfiltrován pásmovou propustí pomocí funkcí *fir1* a *filter*. Délka impulsní charakteristiky pro funkci *fir1* byla nastavena na 100 a mezní frekvence filtru na hodnoty 8 Hz a 21 Hz. Typ filtru byl zvolen jako *bandpass*, čili pásmová propust. Po vyfiltrování byl signál umocněn, aby bylo zajištěno, že všechny složky signálu budou mít kladné hodnoty. Následně byl signál ještě jednou vyfiltrován, tentokrát dolní propustí.

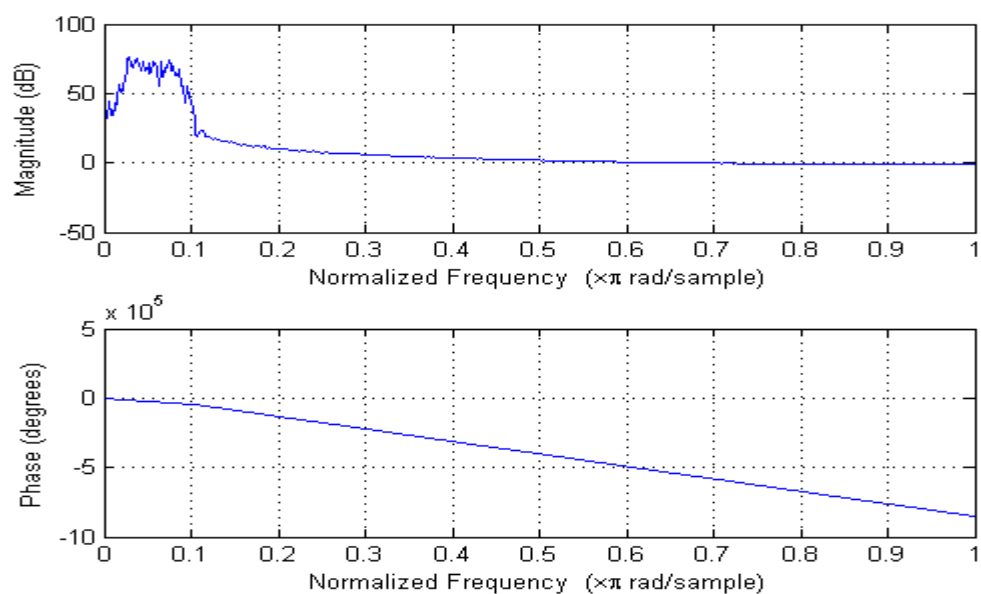
Při průchodu signálu filtry dochází ke zpoždění signálu, proto bylo toto kompenzováno pomocí:

$$\tau = \frac{N - 1}{2} \quad (1)$$

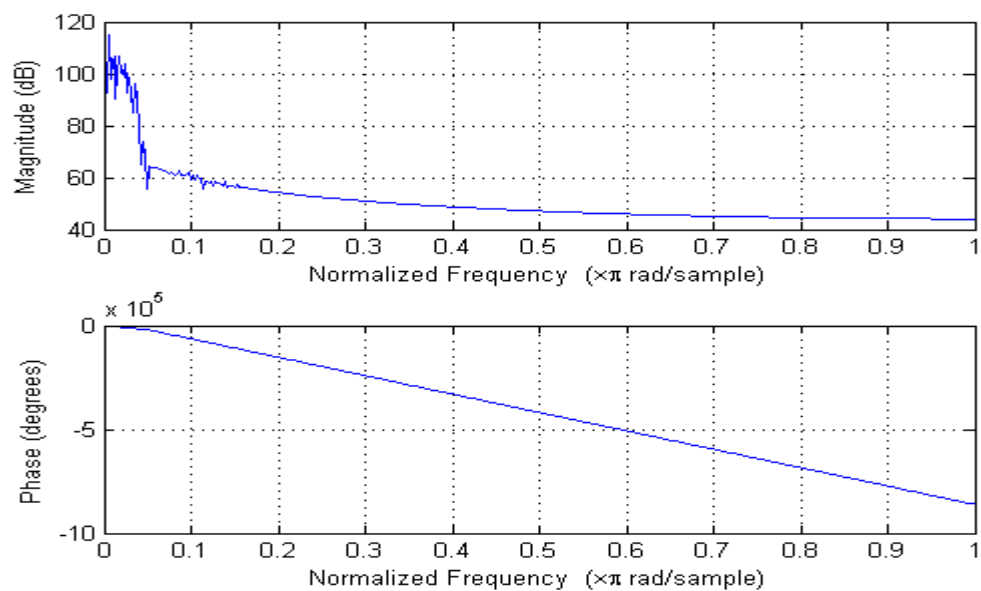
Kde τ je dané zpoždění a N je délka impulsní charakteristiky filtru. Jelikož na signál aplikujeme dvojí filtraci, musela být i korekce zpoždění použita dvakrát (jednou pro

každý filtr).

Na obrázcích 7 a 8 jsou uvedeny amplitudové a fázové charakteristiky filtrů.



Obr. 7 – Amplitudová a fázová charakteristika prvního použitého filtru



Obr. 8 - Amplitudová a fázová charakteristika druhého použitého filtru

Na takto připravený signál byl následně aplikován algoritmus pro samotnou detekci R vln.

I ten má několik částí, které na sebe navazují. V té první, učební fázi, se pomocí funkce *max* nalezne nejvyšší hodnota zkoumaného signálu. Z té následně vytvoříme práh nastavený na 30 % hodnoty získaného maxima. Pokud je tento práh některým vzorkem signálu překročen, je následně aplikováno okno o délce 120 vzorků, ve kterém se hledá maximum, jež by odpovídalo R vlně. Pokud je takovéto maximum nalezeno, jeho hodnota je uložena do připravených proměnných. Jelikož ale není EKG signál ideálně stabilní, je nutné k přesnější detekci R vlny použít práh adaptivní (přizpůsobivý). Tento práh je nastaven vždy na hodnotu 20 % z předešlého detekovaného maxima.

Tím ale samotná detekce zdaleka nekončí. Aby se zabránilo detekci falešných kmitů, je zde zavedena podmínka, kdy se po dobu 200 ms po detekovaném R vlně neočekává žádný další. V detektoru je také nastaven ještě druhý, menší, práh. Tento nízký práh slouží k tomu, aby nebyly detekovány nízké zákmity, které se v EKG signálu mohou objevovat. Tento práh se využívá zejména při opakovaném prohledávání úseků signálu, ve kterých je předpokládán výskyt QRS komplexu a současným snížením hranice prahu pro detekci R-kmitu.

Úspěšnost detektoru byla testována na standardní databázi CSE a to pomocí dvou parametrů. Prvním byla senzitivita detektoru, která vyjadřuje procento detekovaných QRS komplexů ze všech testovaných komplexů, které se v signálech nacházejí.

$$S = \frac{SP}{SP + FN} \quad (2)$$

Kde SP značí počet skutečně pozitivních detekcí a FN značí počet falešně negativních detekcí.

Druhým parametrem pro hodnocení detekce byla pozitivní prediktivní hodnota. Ta udává pravděpodobnost přítomnosti QRS komplexu při pozitivní detekci v signálu.

$$PPH = \frac{SP}{SP + FP} \quad (3)$$

Kde SP značí počet skutečně pozitivních detekcí a FP značí počet falešně pozitivních detekcí.

Správně detekovaných QRS komplexů bylo 17198 z celkového počtu 17676, tedy po dosazení do vzorců dostaneme výsledné hodnoty:

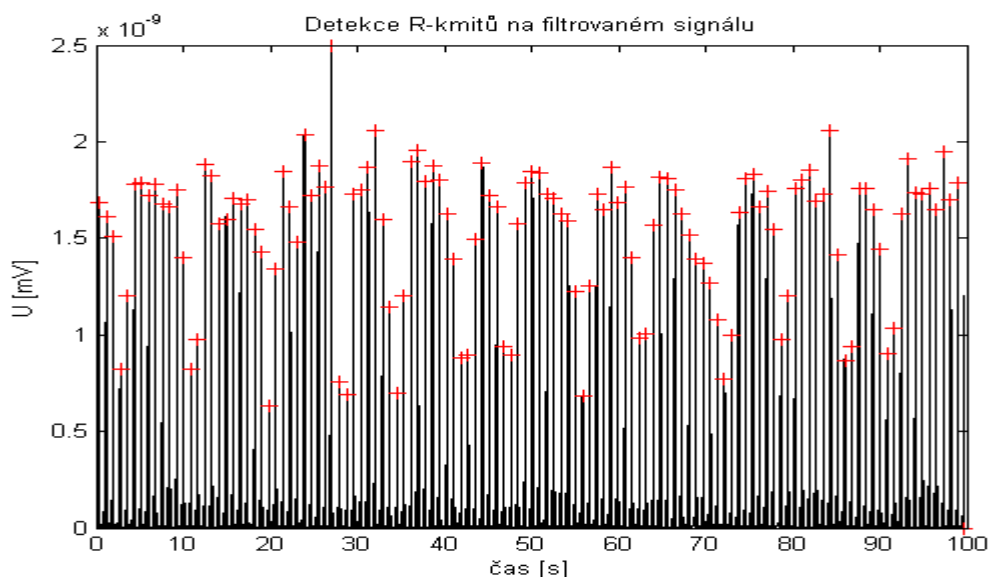
$$S = \frac{17198}{17198 + 478} * 100 = 97,30 \%$$

$$PPH = \frac{17198}{17198 + 337} * 100 = 98,08 \%$$

Výsledná senzitivita QRS detektoru je tedy 97,30 % a jeho pozitivní prediktivní hodnota je 98,08 %.

3.3 Výpočet dechové křivky

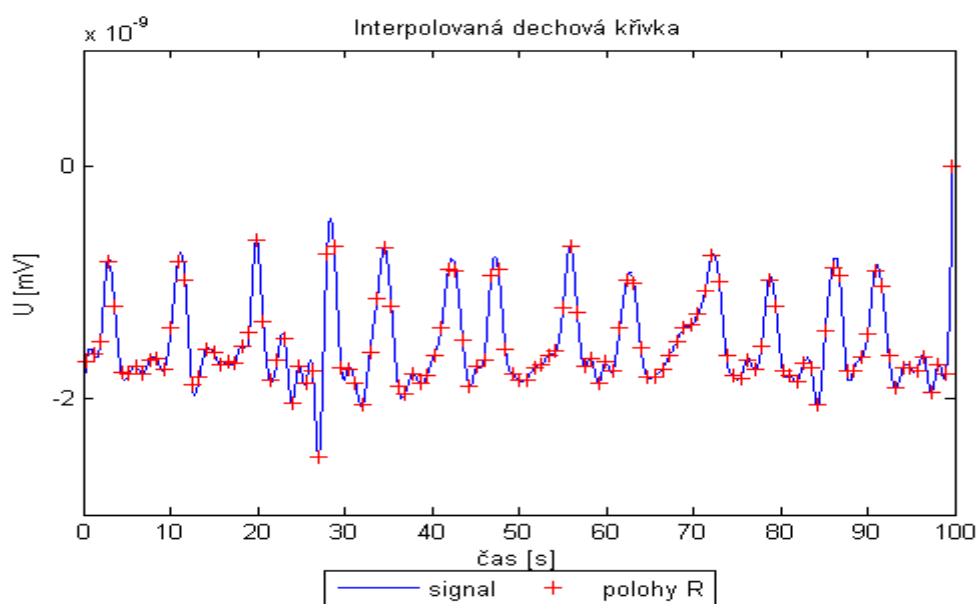
Jakmile jsou R vlny ve zkoumaném signálu detekovány, algoritmus k pozici každé detekované R vlny přiřadí její hodnotu převzatou z EKG signálu. Pomocí takto získaných dvojic hodnot je následně možné vykreslit graf s jednotlivými body, znázorňujícími pozice daných R vln, tak, jak si lze prohlédnout na obrázku 9.



Obr. 9 - Detekovaná maxima jednotlivých R vln

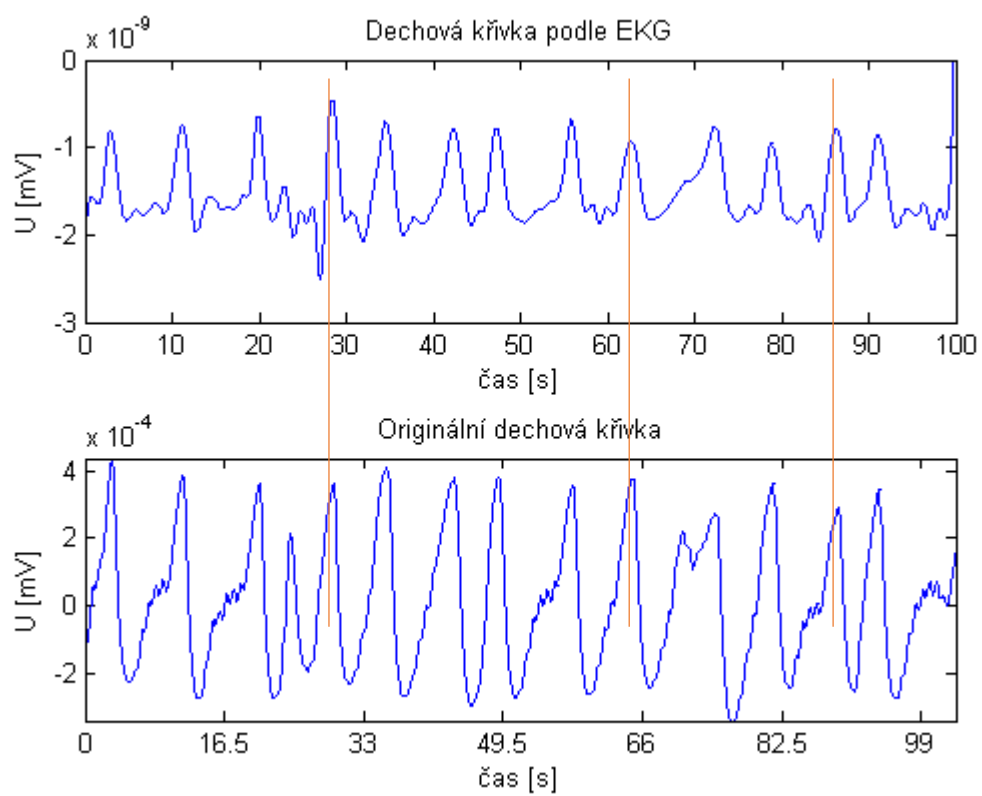
Následně jsou body interpolovány pomocí funkce *interp1*. Aby byla výsledná křivka co nejpodobnější křivce dechové, je využito specifikace kubické interpolace, tedy hodnota *spline* ve funkci *interp1*.

Na obrázku 10 je znázorněna výsledná křivka, interpolovaná detekovanými maximy R kmitů. V příloze, na obrázku P3 je pro porovnání uveden stejný úsek vykresleného grafu EKG signálu, grafu detekce R vln a grafu výsledné interpolované dechové křivky.



Obr. 10 - Výsledná interpolovaná dechová křivka

Na obrázku 11 je následně znázorněno porovnání grafů originální dechové křivky a křivky interpolované z EKG signálu. Je celkem patrné, že jednotlivé vrcholy se u obou křivek nacházejí na téměř stejných pozicích na ose x grafu – zde je to prezentováno náhodným umístěním několika červených čar, které při srovnání obou grafů, vždy protínají odpovídající vrchol. Rozdíly jsou samozřejmě v hodnotách na ose y. Rozdílná síla signálu se ovšem vztahuje na celý záznam křivky, takže případný negativní dopad na výsledek srovnání v tomto případě není podstatný.



Obr. 11 - Srovnání originální dechové křívky a interpolované dechové křívky z EKG záznamu

4 DETEKCE APNOTICKÝCH PAUZ Z EKG DECHOVÉ KŘIVKY

4.1 Vstupní data

Pro samotnou „ostrou“ detekci spánkové apnoe z vypočítané dechové křivky byla použita data nasnímaná spánkovou laboratoří ve fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně. Jednalo se o 5 souborů s kompletními PSG daty, včetně přiložených excelových souborů se záznamy jednotlivých detekcí.

Jelikož byla data naměřena při vyšetření ve spánkových laboratořích, jejich časová délka se v průměru pohybovala kolem 7 hodin. Z poskytnutých datových souborů bylo tak, kvůli jejich objemové náročnosti, nejprve nutné vybrat jen ty signály, které budou používány v navrženém programu. Jednalo se o EKG záznam a dechové křivky snímaného dechového proudění vzduchu (Airflow) a tlaků vzduchu při nádechu a výdechu (pNasal).

Pro zpracování signálů byl v programu Matlab použit QRS detektor, který byl dále doplněn několika dalšími funkcemi pro výpočet a vykreslení dechové křivky a detekci spánkové apnoe.

4.2 Detekce apnotických pauz

Jestliže je již vypočítaná dechová křivka, můžeme přejít k samotné detekci apnotických pauz. Kvůli určité výpočetní (a tedy i časové) náročnosti navrženého algoritmu a objemnosti používaných signálů, není prohledávan celý nasnímaný signál, ale vždy jen vybrané úseky o délce 100 000 vzorků. Úseky jsou pak vybrány na základě již detekovaných a zaznamenaných apnotických pauz ve spánkové laboratoři. Původní data udávají vždy čas, ve kterém byl detekován počátek dechové pauzy a délku trvání. Pro tuto práci tedy musela být data vždy převedena na příslušný počet vzorků v signálu. V tabulce 1 je ukázka záznamu jednotlivých apnotických pauz. Kompletní tabulky záznamů apnotických pauz u všech prohledávaných signálů jsou pak v příloze.

Počátek AP v čase [s]	Trvání AP [s]	Počátek AP [počet vzorků]	Trvání AP [počet vzorků]
7132	13	3651584	6656
7156	14	3663872	7168
7182	17	3677184	8704
7212	14	3692544	7168
7239	11	3706368	5632

Tab. 1: Ukázka záznamu apnoických pauz

Jak již zde bylo zmíněno v kapitole 1.3, apnotická pauza je detekována, trvá-li po dobu alespoň 10 sekund. Tato hodnota je tedy nastavena jako jeden z parametrů i v tomto detektoru.

Před detekcí samotnou jsou hodnoty daného úseku signálu sestupně seřazeny pomocí funkce *sort* a příkazu *descent*. Následně je vybráno 10 nejvyšších hodnot, ze kterých je následně vypočítán průměr (použita funkce *mean*). Takto získaná hodnota je následně využita při výpočtu prahu. Jelikož byl program testován na několika sadách signálů, a jelikož u každého signálu se projevuje různá úroveň zarušení signálů (výskyt artefaktů po pohybu elektrod, nepravidelné zarušení myopotenciály, atd.), byl výsledný práh pro každou sadu vždy nastaven heuristicky na optimální hodnotu. Následně je vybraný úsek signálu projet oknem o velikosti 10 sekund a detekují se úseky snížené dechové aktivity (úseky nepřekračující daný práh). Následuje pak již jen vykreslení zvýrazněných detekovaných úseků do grafu s dechovou křivkou.

4.3 Dosažené výsledky

Celkově byl program testován na pěti signálových sadách se záznamy centrální spánkové apnoe. Jeho spolehlivost se ukázala být relativně dobrá. Pro hodnocení úspěšnosti navrženého programu byly opět použity parametry senzitivity (rov. 2, kapitola 3.2) a pozitivní prediktivní hodnoty (rov. 3, kapitola 3.2). Z celkového počtu 218 detekovaných a zaznamenaných apnoických pauz ve spánkové laboratoři jich program dokázal detekovat 173.

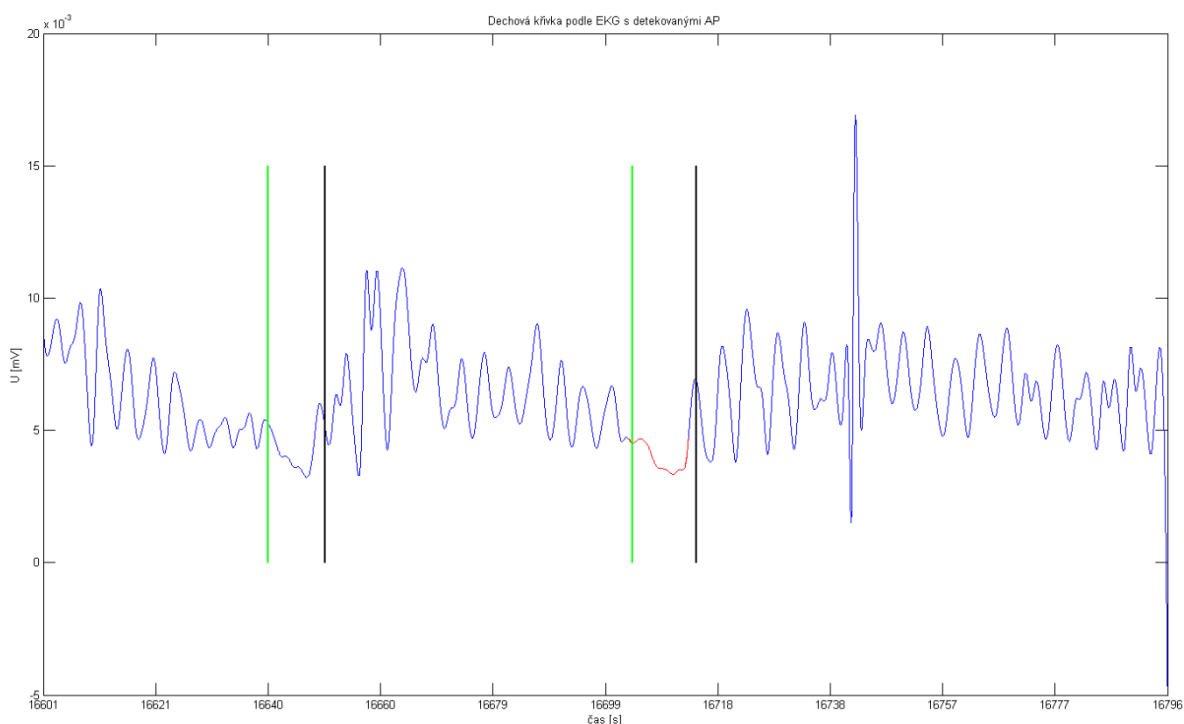
Při dosazení získaných hodnot z detektoru do rovnice pro senzitivitu, je pak výsledná hodnota:

$$S = \frac{173}{173 + 45} * 100 = 79,35 \%$$

Problémy ovšem mohou nastat s falešně negativní, případně falešně pozitivní detekcí.

Jak je již zmíněno výše, jako spánkovou apnoi považujeme dechovou pauzu trvající déle, než 10 sekund. Jelikož navržený program vychází z dechové křivky vypočtené z EKG signálu, mohou být v některých případech, právě na základě různého zarušení, tyto dechové pauzy považovány programem za kratší, než ve skutečnosti jsou. Takovouto chybu v detekci můžeme vidět např. na obrázku 9 detekce obstrukční apnoe. Na obrázku 12 je časový úsek 16601 s – 16796 s z druhého prohledávaného signálu. Pro tento signál byl práh detekce nastaven na 75 % maxima a detekované apnoické pauzy jsou dvě. První začíná v čase 16640 s a trvá cca 10 s. Druhá pauza začíná v čase 16704 s a trvá cca 11 s. V úseku je také v čase 16742 s vidět výkyv, který zde může ovlivňovat výpočet detekčního prahu.

Případů, kdy program nedetekoval zaznamenanou apnoi, bylo celkem 45, tedy takto chyboval v 20,65 %.

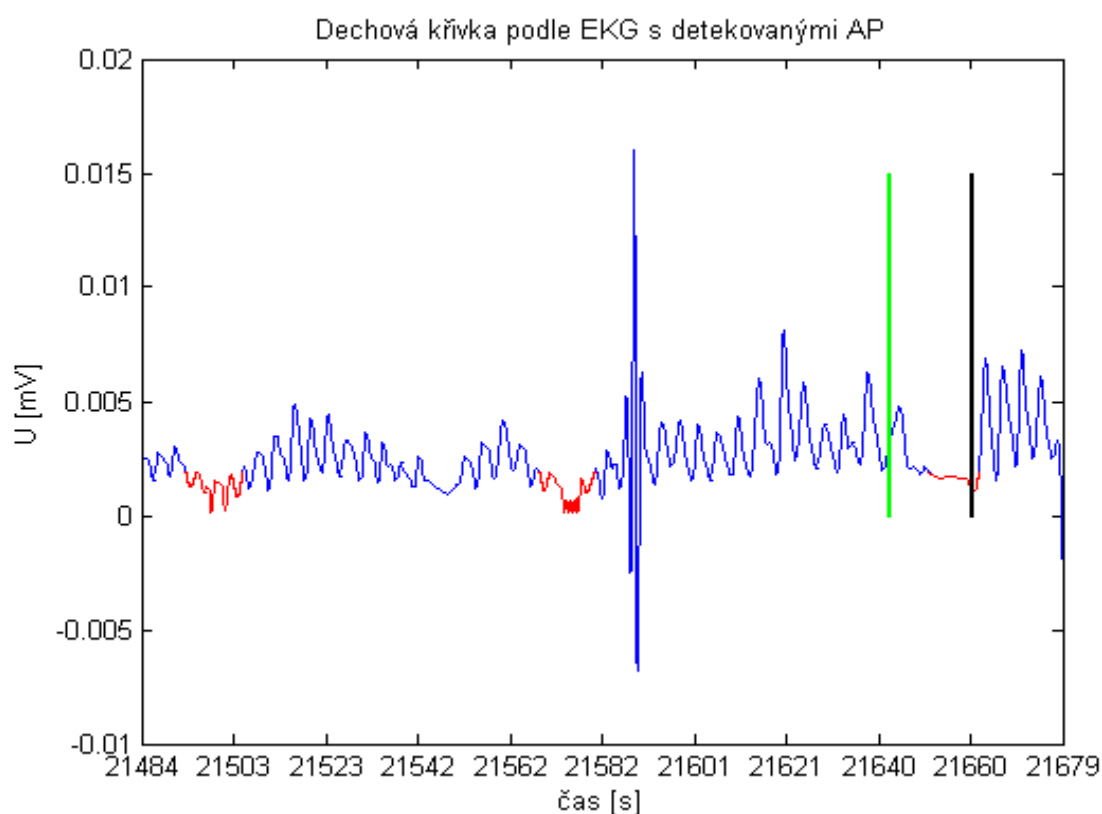


Obr. 12 - První pauza je vyhodnocena jako krátká a proto není detekovaná

Naopak případů, kdy program detekoval spánkovou apnoei, která nebyla zaznamenána v původním záznamu, bylo celkem 65. Opět, při dosazení hodnot do rovnice pro pozitivní prediktivní hodnotu je výsledek:

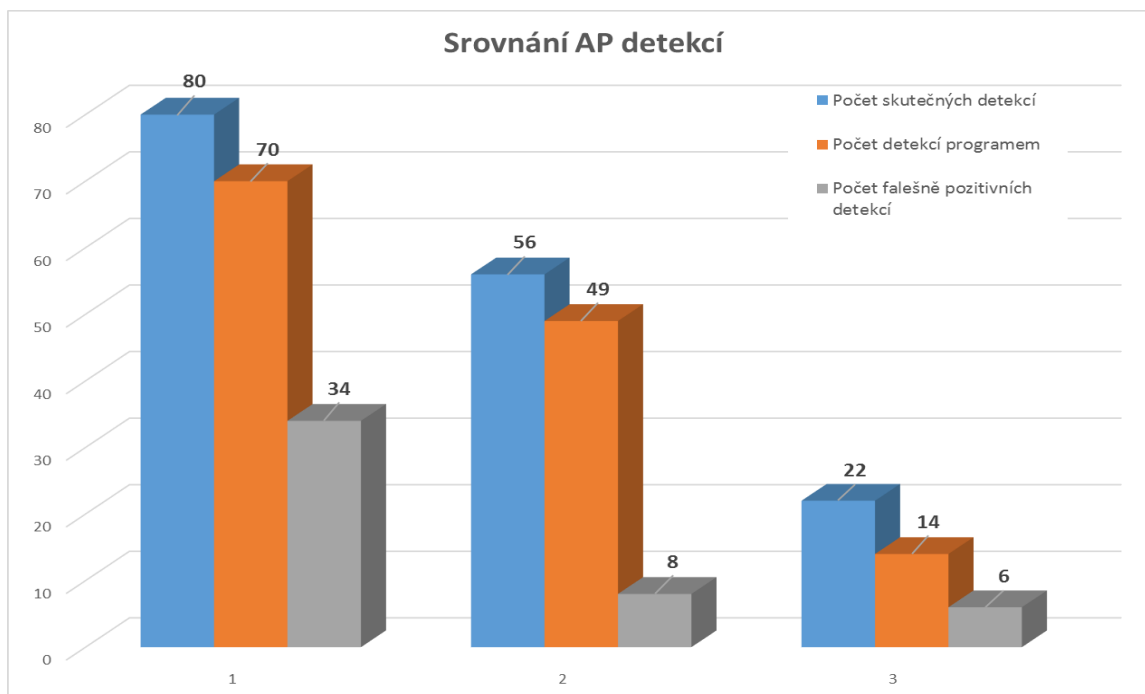
$$PPH = \frac{173}{173 + 65} * 100 = 72,68 \%$$

Takovouto falešně pozitivní detekci můžeme vidět např. na obrázku 13. Opět se jedná o úsek z druhého signálu, tentokrát však o časové rozmezí 21484 s – 21679 s. V čase 21643 s je detekována apnoická pauza s trváním cca 17,5 s. Pravděpodobně opět díky určitému zarušení, je detekce pauzy mírně posunutá, ale stále leží v odpovídající oblasti a proto je detekce uznaná. Kromě ní jsou v obrázku ovšem patrné dvě falešně pozitivní detekce v časech 21495 s a 21570 s a opět také artefakt (nepravidelný výkyv) v čase 21588 s. Ten s největší pravděpodobností, společně s nižšími maximy v první polovině úseku, pak s daným detekčním prahem vytvořil tyto dvě falešně pozitivní detekce.

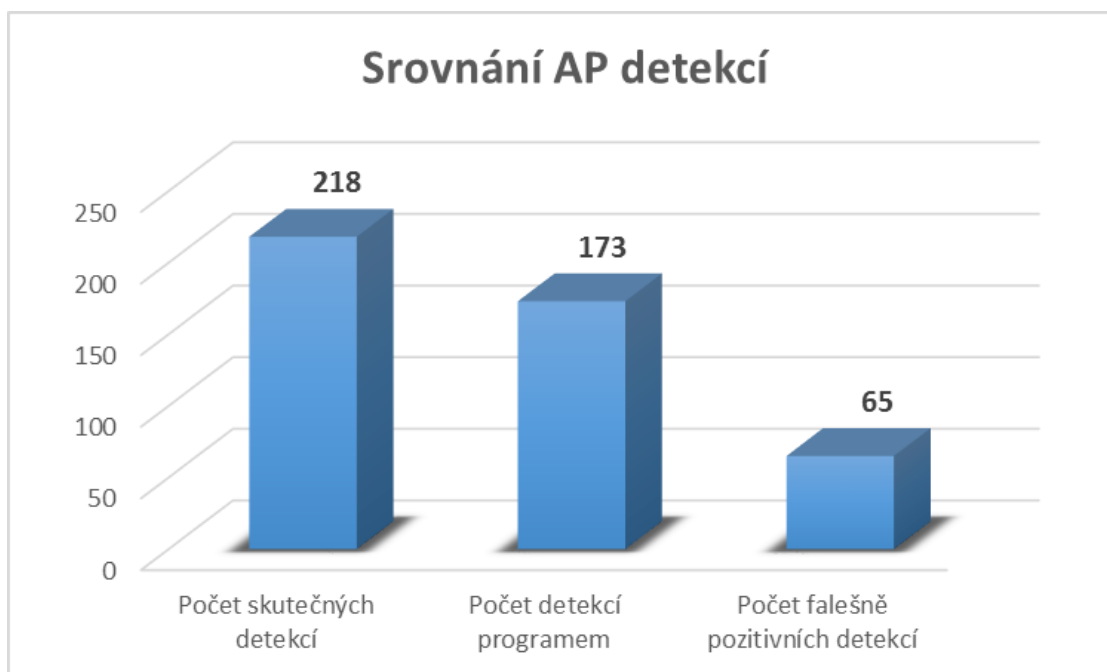


Obr. 13 - Falešně pozitivní detekce AP

Grafické porovnání četností jednotlivých detekcí u prvních tří testovaných signálů je na obrázku 14. Graf srovnání u všech testovaných signálů je pak v příloze na obrázku P4. Celkové srovnání detekcí ze všech případů je na obrázku 15.



Obr. 14 - Grafické porovnání četností jednotlivých detekcí u prvních tří testovaných signálů



Obr. 15 - Celkové srovnání detekcí ze všech případů

Samozřejmě musíme brát do úvahy také fakt, že vypočtené EKG dechové křivky se svoji členitostí mírně liší od dechových křivek přímo snímaných (ať už byl snímaný dechový proud vzduchu, či tlak vzduchu), v neposlední řadě je toto ovlivněno různými artefakty, či rušením myopotenciály, které nebyly dostatečně odfiltrovány. Z tohoto důvodu pak logicky nebylo možné, při výběru detekčního prahu, aby byla detekce stoprocentně účinná. Dalším parametrem, který jistě ovlivnil účinnost programu, byl samotný výběr úseků, ve kterých se měla apnoe detekovat. Pokud bychom např. pro detekci nastavili kompletní 7 hodinovou délku záznamu, výsledky by se jistě lišily od výsledků současných. Opět je to dáno samotným nastavením programu, kdy se práh pro detekci spánkových apnoí vypočítává z maximálních hodnot detekovaných v daném signálu. Bohužel by ale takováto detekce byla minimálně časově mnohonásobně náročnější, než detekce jen na vybraných úsecích.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo pokusit se o nalezení alternativního způsobu detekce spánkové apnoe k relativně složitému způsobu detekce pomocí polysomnografie. O nalezení způsobu detekce, který by byl jednodušší, než dnešní běžně užívaný způsob pomocí polysomnografických dat, méně zatěžující pacienta při samotném vyšetření spánkové aktivity, ale zároveň, aby se kvalitou výsledné detekce spánkové apnoe pokud možno vyrovnal vyšetření pomocí polysomnografie.

V první části práce byly, pro seznámení, stručně popsány plíce, jejich anatomie, dýchací soustava, principy dýchání, spánku a samotný problém syndromu spánkové apnoe, její popis, dělení, příznaky a případná léčba.

V druhé části se práce zabývala polysomnografickým vyšetřením, popisem zaznamenávaných dat a jejich analýzou, jakož i možnými metodami detekce spánkové apnoe za pomoci snímaných EKG signálů.

Třetí část práce byla zaměřena již na tvorbu detektoru spánkové apnoe pomocí EKG nasnímaných dat. Nejprve zde byla testována možnost výpočtu dechové křivky z EKG dat, přičemž se dechovou křivku nakonec touto metodou opravdu získat podařilo a svým rozložením se velice blíží k rozložení původní vzorové dechové křivky, která byla nasnímaná při stejném měření, jako záznam EKG. Výpočet dechové křivky vycházel primárně z [7] a dechová křivka byla získána interpolací detekovaných QRS komplexů, respektive R-vln.

Poslední čtvrtá část se pak věnuje samotné detekci spánkové apnoe. Pro detekci se využívá srovnávání hodnot z desetisekundových úseků zkoumaného signálu s předem určeným prahem. Pokud pak hodnoty úseku odpovídají nastaveným kritériím, daný úsek je označen za apnoickou pauzu. Navržený algoritmus byl následně otestován na souboru reálných dat získaných ze spánkové laboratoře, čímž bylo také ověřeno, že vzhledem ke svému návrhu je schopný detekovat pouze centrální spánkové apnoe. Detekované apnoické pauzy byly následně porovnávány se záznamem detekcí získaným k daným signálům přímo ze spánkové laboratoře a dosáhl průměrné úspěšnosti 79,35 %.

Vzhledem k návrhu algoritmu, zadáváním detekčního prahu a jednotlivých datových úseků určených k hledání apnoických pauz, bych výslednou úspěšnost detekce označil za uspokojivou.

SEZNAM LITERATURY

- [1] NEVŠÍMALOVÁ Soňa a Karel ŠONKA et al. *Poruchy spánku a bdění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, 2007. 345 s. ISBN 978-80-7262-500-0.
- [2] SOVOVÁ, Eliška. *100+1 otázek a odpovědí o krevním tlaku: syndrom obstrukční spánkové apnoe, jak správně měřit krevní tlak, nebezpečí hypertenze*. Praha: Grada, 2008. 88 s. ISBN 978-80-247-2281-8.
- [3] ŠONKA Karel. *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Praha: Grada, 2004. 247 s. ISBN 80-247-0430-7.
- [4] PAFKO, Pavel a Robert LISCHKE. *Plicní chirurgie: operační manuál*. 1. vyd. Praha: Galén, 2010. 147 s. ISBN 978-80-7262-674-8
- [5] TKÁČOVÁ, Růžena. *Spánkové apnoe a ochorenia kardiovaskulárního systému*. Praha: Galén, 2006. 194 s. ISBN 80-7262-412-1.
- [6] PARKER, S., WINSTON, R. *The Human Body Book*. Londýn, 2007. 256 s. ISBN 978-0756628659
- [7] O'BRIEN, Ciara a Conor HENEGHAN. A comparison of algorithms for estimation of a respiratory signal from the surface electrocardiogram. *Computers in Biology and Medicine*. 2007. **37**(3): 305 - 314. ISSN 0010-4825
- [8] VARON, Carolina, Alexander CAICEDO, Dries TESTELMANS, Bertien BUYSE a Sabine VAN HAUFFEL. A novel Algorithm for the Automatic Detection of Sleep Apnea From Single-Lead ECG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2015, **62**(9). ISSN 0018-9294
- [9] BABAEIZADEH, Saeed, David P. WHITE, Stephen D. PITTMAN a Sophia H. ZHOU. Automatic detection and quantification of sleep apnea using heart rate variability. *Journal of electrocardiology*. South Burlington, 2010, **43**(6): 535 - 541. ISSN 0022-0736. Dostupné také z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022073610002815>
- [10] KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 2011, x, 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2
- [11] NEVŠÍMALOVÁ, Soňa, Jiří TICHÝ a Evžen RŮŽIČKA. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, xiv, 368 s. ISBN 80-246-0502-3
- [12] SLAVÍKOVÁ, Jana a Jitka ŠVÍGLEROVÁ. *Fyziologie dýchání*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2012, 92 s. ISBN 978-80-246-2065-7

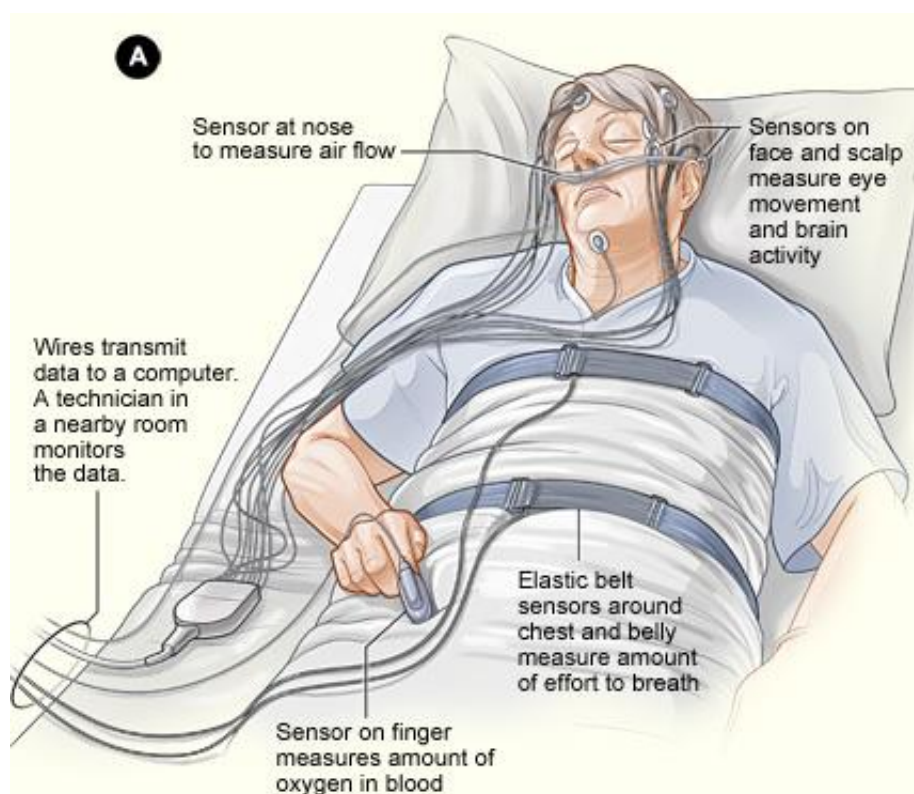
- [13] AUTOR NEUVEDEN. *Helthy Sleep* [online]. [cit. 30.12.2015]. Dostupný na WWW: <http://healthysleep.med.harvard.edu/i/297.jpg>
- [14] National Heart, Lung and Blood Institute. AUTOR NEUVEDEN. *What To Expect During a Sleep Study* [online]. [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: <https://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/slpst/during>
- [15] Dobrý spánek. AUTOR NEUVEDEN. *Fáze a typy spánku* [online]. [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: <http://www.dobry-spanek.cz/faze-a-typy-spanku>
- [16] Plíce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Plíce>
- [17] Projekt ESF CZ.1.07/2.2.00/15.0313. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LZ a FZV UP Olomouc. Téma: Syndrom centrální spánkové apnoe (CSA)* [online]. UP Olomouc: ©2012. Poslední změna 27.3.20012. [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=709>
- [18] Projekt ESF CZ.1.07/2.2.00/15.0313. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LZ a FZV UP Olomouc. Téma: Syndrom obstrukční spánkové apnoe (OSA)* [online]. UP Olomouc: ©2012. Poslední změna 25.6.20012. [cit. 2016-04-17]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=665>
- [19] CABRERO-CANOSA, Mariano, Elena HERNANDEZ-PEREIRA a Vincente MORET-BONILLO. Intelligent Diagnosis of Sleep Apnea Syndrome. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2014, 4-4/2004, 72-81. ISSN 0739-5175.
- [20] PENZEL, T., J. MCNAMES a P. DE CHAZAL. Systematic comparison of different algorithms for apnoea detection based on electrocardiogram recordings. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2002, (40), 402 - 407.
- [21] BLANCO, José L. et al. Improving Automatic Detection of Obstructive Sleep Apnea Through Nonlinear Analysis of Sustained Speech. *Cognitive Computation*. US: Springer, 2013, 5, 458–472. ISSN 866-9956
- [22] WIDJAJA, Devy. *Cardiorespiratory dynamics: algorithms and application to mental stress monitoring*. KU Leuven, 2015. Dissertation presented in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Engine. Arenberg doctoral school.

SEZNAM ZKRATEK

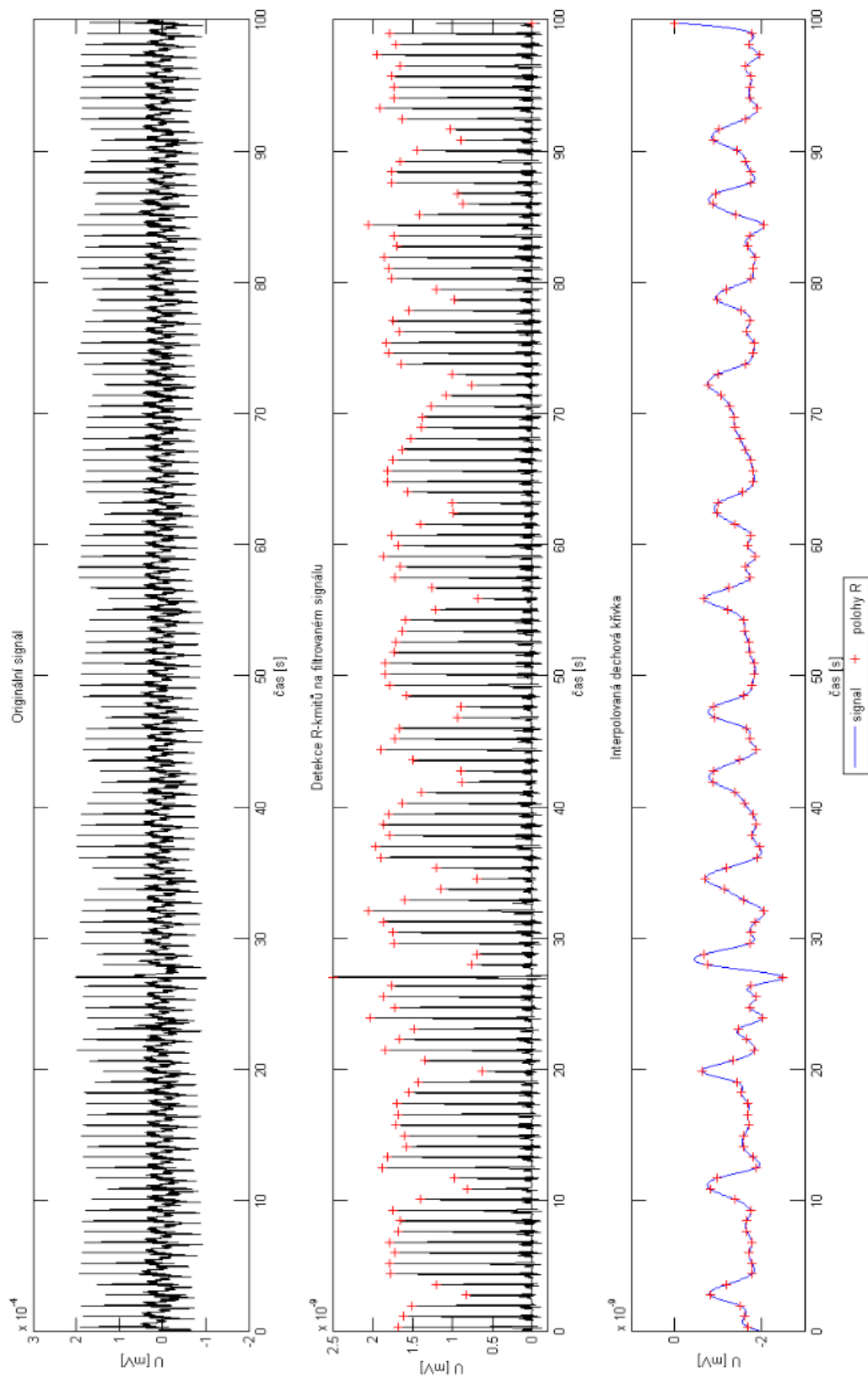
CSA	Centrální spánková apnoe
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrookulografie
mm Hg	Milimetr rtuťového sloupce, též Torr
NONREM	Z anglického Non-rapid Eye Movement (bez rychlých pohybů očí)
OSA	Obstrukční spánková apnoe
PSG	Polysomnografie
REM	Rapid Eye Movement (s rychlými pohyby očí)
SAS	Syndrom spánkové apnoe
VUT	Vysoké učení technické
AP	Apnoická pauza

PŘÍLOHY

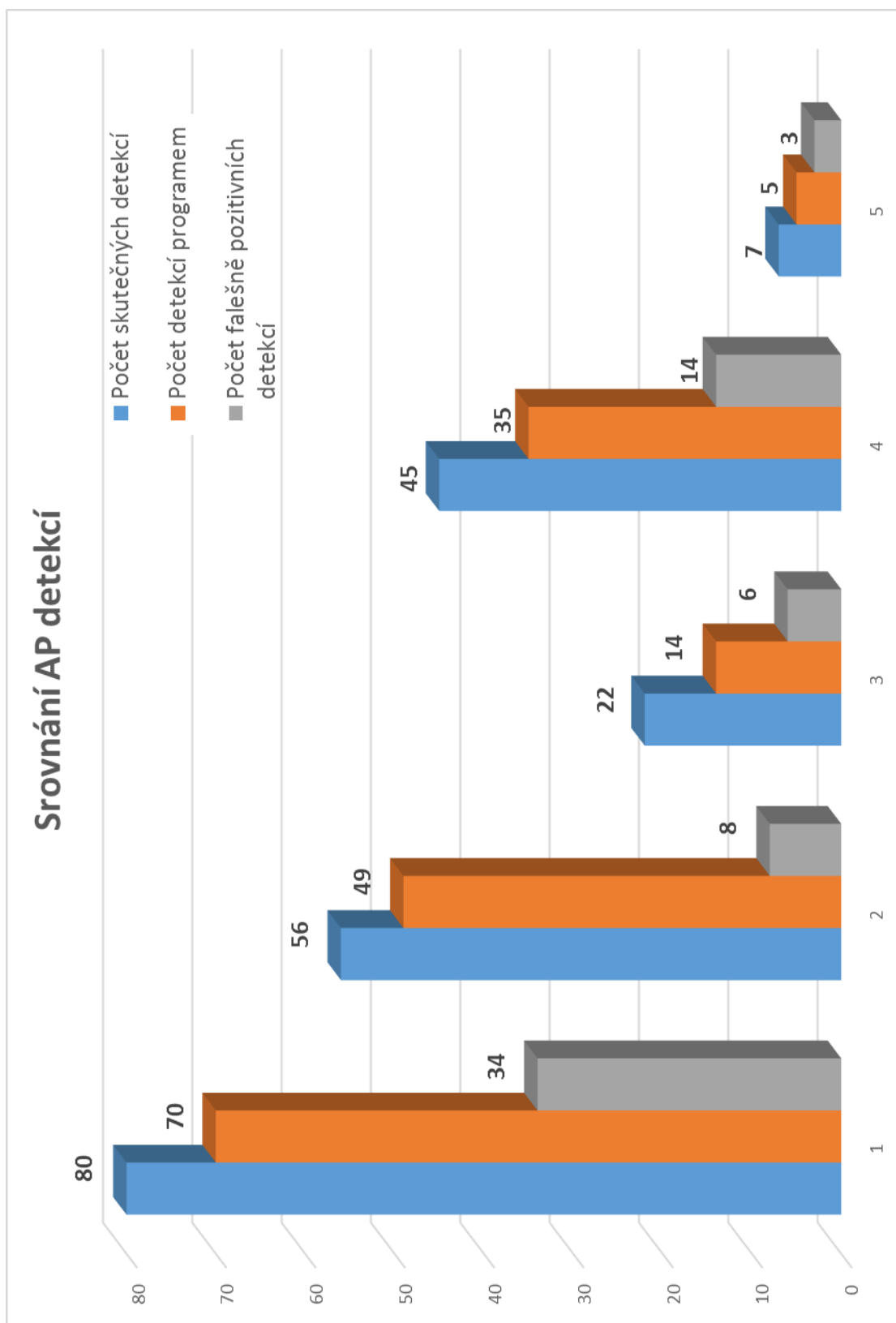
Příloha 1 – Obrazové dodatky



Obr. P 1 - „Zapojení“ pacienta při vyšetření PSG [14]



Obr. P 3 - Srovnání originálního EKG, detekovaných R vln a interpolované dechové křivky



Obr. P 4 - Srovnání četností jednotlivých detekcí u všech 5 testovaných signálů

Příloha 2 – Tabulky

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz	Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
7132,5	228240	3651840	8400,1	268803,2	4300851,2
7156,1	228995,2	3663923,2	8424	269568	4313088
7182,9	229852,8	3677644,8	8454,4	270540,8	4328652,8
7212,5	230800	3692800	8500,8	272025,6	4352409,6
7239,5	231664	3706624	8528,4	272908,8	4366540,8
7263,3	232425,6	3718809,6	10804,7	345750,4	5532006,4
7298,7	233558,4	3736934,4	10831,1	346595,2	5545523,2
7323,8	234361,6	3749785,6	11014,9	352476,8	5639628,8
7355,7	235382,4	3766118,4	11090,9	354908,8	5678540,8
7382,6	236243,2	3779891,2	11115,1	355683,2	5690931,2
7410	237120	3793920	11140,8	356505,6	5704089,6
7433,9	237884,8	3806156,8	11171,9	357500,8	5720012,8
7497,1	239907,2	3838515,2	11200,7	358422,4	5734758,4
7519,6	240627,2	3850035,2	11227,3	359273,6	5748377,6
7544	241408	3862528	11253,8	360121,6	5761945,6
7572,1	242307,2	3876915,2	12448,8	398361,6	6373785,6
7599,5	243184	3890944	15092,4	482956,8	7727308,8
7624,7	243990,4	3903846,4	15115,1	483683,2	7738931,2
7723,5	247152	3954432	15145	484640	7754240
7828,2	250502,4	4008038,4	15174,3	485577,6	7769241,6
7853,4	251308,8	4020940,8	15204	486528	7784448
7879,7	252150,4	4034406,4	15230,1	487363,2	7797811,2
7912,1	253187,2	4050995,2	15261,3	488361,6	7813785,6
8055,6	257779,2	4124467,2	15289,8	489273,6	7828377,6
8178,3	261705,6	4187289,6	15319,8	490233,6	7843737,6
8204,9	262556,8	4200908,8	15351,6	491251,2	7860019,2
8229,7	263350,4	4213606,4	15379,2	492134,4	7874150,4
8285,4	265132,8	4242124,8	15415,7	493302,4	7892838,4
8313,9	266044,8	4256716,8	15501,9	496060,8	7936972,8
8336,6	266771,2	4268339,2	15591,1	498915,2	7982643,2

Tab. P 1 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz z prvního signálu (1. část)

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
15809,6	505907,2	8094515,2
15929,5	509744	8155904
15959	510688	8171008
19457,9	622652,8	9962444,8
19485	623520	9976320
19512,1	624387,2	9990195,2
19568,1	626179,2	10018867,2
19598,8	627161,6	10034585,6
19629,2	628134,4	10050150,4
19834,1	634691,2	10155059,2
19864,1	635651,2	10170419,2
19953,8	638521,6	10216345,6
19982,1	639427,2	10230835,2
20078,6	642515,2	10280243,2
20482,2	655430,4	10486886,4
20506,6	656211,2	10499379,2
20534,5	657104	10513664
22167,8	709369,6	11349913,6
22220,3	711049,6	11376793,6
22249,4	711980,8	11391692,8
22279,7	712950,4	11407206,4
22311,1	713955,2	11423283,2
22341,5	714928	11438848
22561	721952	11551232
22587	722784	11564544
22614,1	723651,2	11578419,2
22645,5	724656	11594496
22676,3	725641,6	11610265,6

Tab. P 2 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz z prvního signálu (2. část)

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz	Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
961,495	30767,84	492285,44	17445,6	558259,2	8932147,2
1056,05	33793,6	540697,6	17578,2	562502,4	9000038,4
1133,08	36258,56	580136,96	17666,9	565340,8	9045452,8
1197,59	38322,88	613166,08	17738,9	567644,8	9082316,8
1281,88	41020,16	656322,56	18193,5	582192	9315072
1349,48	43183,36	690933,76	18305,7	585782,4	9372518,4
1438,07	46018,24	736291,84	18363,5	587632	9402112
1517,03	48544,96	776719,36	18432,3	589833,6	9437337,6
1574,48	50383,36	806133,76	18541,6	593331,2	9493299,2
1695,88	54268,16	868290,56	21643,2	692582,4	11081318,4
1748,22	55943,04	895088,64	21714	694848	11117568
2130,9	68188,8	1091020,8	21766	696512	11144192
2251,23	72039,36	1152629,76	21905,3	700969,6	11215513,6
2386,58	76370,56	1221928,96	22041,9	705340,8	11285452,8
2445,51	78256,32	1252101,12	22343,2	714982,4	11439718,4
9223,65	295156,8	4722508,8	22468,9	719004,8	11504076,8
9562,36	305995,5	4895928,32	22560,8	721945,6	11551129,6
14247,7	455926,4	7294822,4	22676,4	725644,8	11610316,8
14292,4	457356,8	7317708,8	22813,5	730032	11680512
15835,1	506723,2	8107571,2	22885,8	732345,6	11717529,6
16089,1	514851,2	8237619,2	22987	735584	11769344
16168	517376	8278016	23076,4	738444,8	11815116,8
16346,8	523097,6	8369561,6	23160,8	741145,6	11858329,6
16414,3	525257,6	8404121,6	23219,8	743033,6	11888537,6
16476	527232	8435712	23519,2	752614,4	12041830,4
16523,3	528745,6	8459929,6	23739,9	759676,8	12154828,8
16640,6	532499,2	8519987,2			
16704	534528	8552448			
17107,4	547436,8	8758988,8			
17244,4	551820,8	8829132,8			
17351,5	555248	8883968			

Tab. P 3 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz z druhého signálu

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
19806,3	633801,6	10140825,6
19843,7	634998,4	10159974,4
20171,4	645484,8	10327756,8
20210,2	646726,4	10347622,4
20249,4	647980,8	10367692,8
20289	649248	10387968
20324,2	650374,4	10405990,4
20359,1	651491,2	10423859,2
20436	653952	10463232
20540	657280	10516480
25797,2	825510,4	13208166,4
25829	826528	13224448
25868,8	827801,6	13244825,6
29944,1	958211,2	15331379,2
29964,9	958876,8	15342028,8
30774,9	984796,8	15756748,8
30814,5	986064	15777024
30849,3	987177,6	15794841,6
30886,8	988377,6	15814041,6
30927,6	989683,2	15834931,2
31110,3	995529,6	15928473,6
31148,2	996742,4	15947878,4

Tab. P 4 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz z třetího signálu

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz	Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
1048,8	33561,6	536985,6	24699,3	790377,6	12646041,6
1138,41	36429,12	582865,92	24751,9	792060,8	12672972,8
1251,13	40036,16	640578,56	25094,1	803011,2	12848179,2
1423,75	45560	728960	25158	805056	12880896
1526,51	48848,32	781573,12	25456,3	814601,6	13033625,6
1581,03	50592,96	809487,36	26471,3	847081,6	13553305,6
1643,32	52586,24	841379,84	26561,7	849974,4	13599590,4
1692,36	54155,52	866488,32	26618,3	851785,6	13628569,6
13269	424608	6793728	27312,2	873990,4	13983846,4
13930,1	445763,2	7132211,2	27579,3	882537,6	14120601,6
14111,1	451555,2	7224883,2	27830	890560	14248960
15570,4	498252,8	7972044,8	27894,8	892633,6	14282137,6
15785,1	505123,2	8081971,2	28008,3	896265,6	14340249,6
15864,4	507660,8	8122572,8	28064,4	898060,8	14368972,8
15962,2	510790,4	8172646,4	28605,5	915376	14646016
16016,7	512534,4	8200550,4	28644,8	916633,6	14666137,6
16210,1	518723,2	8299571,2			
16250,6	520019,2	8320307,2			
16304,1	521731,2	8347699,2			
16361,4	523564,8	8377036,8			
16461,5	526768	8428288			
16990	543680	8698880			
20465,3	654889,6	10478233,6			
21267,9	680572,8	10889164,8			
21312,7	682006,4	10912102,4			
23449,6	750387,2	12006195,2			
24207,8	774649,6	12394393,6			
24272,2	776710,4	12427366,4			
24317,5	778160	12450560			
24404,8	780953,6	12495257,6			

Tab. P 5 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz ze čtvrtého signálu

Čas [s]	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 32 Hz	Místo detekce v navzorkované m signálu s fvz = 512 Hz
12230,6	391379,2	6262067,2
13836,9	442780,8	7084492,8
14143,2	452582,4	7241318,4
14953,7	478518,4	7656294,4
16269,7	520630,4	8330086,4
16514,6	528467,2	8455475,2
16778,1	536899,2	8590387,2

Tab. P 6 - Záznam poloh jednotlivých apnoických pauz z pátého signálu