

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2019

Jana Mitrengová



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

METODY ODHADU DECHOVÉ KŘIVKY Z EKG SIGNÁLU

METHODS FOR RESPIRATION ESTIMATES FROM ECG SIGNAL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jana Mitrengová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Králík

BRNO 2019



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Jana Mitrengová

ID: 191462

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Metody odhadu dechové křivky z EKG signálu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou dýchání jeho snímání. 2) Nastudujte vhodné metody pro odhad dechové křivky ze signálu EKG, poznatky zpracujte v literární rešerši. 3) Na základě získaných poznatků realizujte jednu metodu odhadu dechové křivky na úsecích EKG, navrhnete další postup. 4) Realizujte více metod odhadu dechové křivky na základě nastudované literatury, jako zdroj signálu použijte volně dostupné databáze. 5) Dosažené výsledky vhodně shrňte a srovnajte s jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HELFENBEIN, Eric, Cheng-hao Simon CHIEN, Saeed BABAEIZADEH. ECG/EMG-derived respiration during cardiac magnetic resonance imaging. *Journal of Electrocardiology*. 2002. 45(6), 693-694

[2] HELFENBEIN, Eric, Reza FIROOZABADI, Simon CHIEN. Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review. *Journal of Electrocardiology*. 2014. 47(6), 819-825

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provozník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Práce se zabývá realizací metod pro odhad dechové křivky ze signálu EKG. První část práce pojednává o anatomii a fyziologii respiračního a kardiovaskulárního systému. V této části práce jsou popsány i způsoby snímání dýchání. Druhá část práce je věnována popisu jednotlivých metod, které využívají záznam EKG pro odhad dechové křivky vyšetřovaného jedince. Třetí část práce se věnuje samotné realizaci vybraných metod, aplikací algoritmů metod na reálná data a srovnání výsledných dechových křivek s dechovými signály dostupnými z databáze PhysioNet. Závěrem jsou jednotlivé metody mezi sebou porovnány.

KLÍČOVÁ SLOVA

dýchání odvozeno z EKG, dechová křivka, EKG signál, empirická modální dekompozice, analýza hlavních komponent, respirační systém, kardiovaskulární systém, snímání dýchání

ABSTRACT

The thesis deals with the realization of methods for estimation of the respiratory curve from the ECG signal. The first part of the thesis deals with the anatomy and physiology of the respiratory and cardiovascular system. In this part of the thesis are also described ways of the breathing monitoring. The second part of the thesis is dedicated to the description of individual methods for the ECG derived respiration. The third part deals with the realization of selected methods, application of method algorithms on real data and comparison of resulting respiratory curves with the respiratory signals available from the PhysioNet database. In conclusion, the individual methods are compared with each other.

KEYWORDS

ECG derived respiration, respiratory curve, ECG signal, empirical mode decomposition, principal component analysis, respiratory system, cardiovascular system, breathing monitoring

MITRENGOVÁ, Jana. *Metody odhadu dechové křivky z EKG signálu*. Brno, 2019, 69 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Martin Králík

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Metody odhadu dechové křivky z EKG signálu“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Martinu Králíkovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno

.....

podpis autorky

Obsah

Úvod	11
1 Respirační systém	12
1.1 Anatomie respiračního systému	12
1.2 Fyziologie respiračního systému	14
1.2.1 Řízení dýchání	14
1.2.2 Poruchy dýchání	15
2 Kardiovaskulární systém	16
2.1 Fyziologie kardiovaskulárního systému	16
2.1.1 Srdce a krevní oběh	16
2.1.2 Převodní systém srdeční	17
2.1.3 Srdeční cyklus	18
2.1.4 Zevní projevy srdeční činnosti	18
2.2 Elektrokardiografie	18
3 Snímání dýchání	20
3.1 Spirometrie	20
3.2 Pneumotachografie	20
3.3 Pletysmografie	21
3.4 Pulsní oxymetrie	22
3.5 Záznam dechu	22
3.6 Dýchací úsilí	23
4 Metody pro odhad dechové křivky ze signálu EKG	24
4.1 Empirická modální dekompozice	24
4.1.1 Postup rozkladu signálu	25
4.2 Analýza hlavních komponent	27
4.2.1 Postup zpracování dat	27
4.2.2 Geometrická interpretace metody PCA	28
4.3 Respirační sinusová arytmie	29
4.3.1 Vyjádření HRV intervalovou funkcí	29
4.4 Modulace výchylky QRS komplexu	31
5 Realizace metod pro odhad dechové křivky ze signálu EKG a jejich hodnocení	32
5.1 Použitá data	32
5.2 Předzpracování signálu	33

5.3	Interpolace kubickým splajnem	34
5.4	Statistické hodnocení metod	35
5.5	Odhad dechové křivky metodou EMD	37
5.5.1	Realizace metody	37
5.5.2	Vyhodnocení metody	39
5.6	Odhad dechové křivky metodou PCA	42
5.6.1	Realizace metody	42
5.6.2	Vyhodnocení metody	43
5.7	Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA	47
5.7.1	Realizace metody	47
5.7.2	Vyhodnocení metody	48
5.8	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny	51
5.8.1	Realizace metody	51
5.8.2	Vyhodnocení metody	52
5.9	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu	55
5.9.1	Realizace metody	55
5.9.2	Vyhodnocení metody	57
6	Diskuze výsledků	61
6.1	Srovnání s odbornými publikacemi	62
7	Závěr	64
	Literatura	65
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	69

Seznam obrázků

1.1	Anatomie respiračního systému [5]	13
2.1	Popis fyziologické EKG křivky [7]	19
4.1	Typická vlastní modální funkce [14]	25
4.2	Postup při rozkladu signálu [14]	26
4.3	Geometrická interpretace metody PCA [18]	28
4.4	Intervalový tachogram $d_{IT}(i)$ a intervalová funkce $d_{IF}(i)$ [21]	30
5.1	Blokové schéma detekce komplexů QRS	33
5.2	Vstupní EKG signál a detekované komplexy QRS	34
5.3	Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou EMD	37
5.4	IMF1 - IMF4	37
5.5	IMF5 - IMF8	38
5.6	Odhad dechové křivky metodou EMD	38
5.7	Odhad dechové křivky metodou EMD a naměřené respirační signály .	39
5.8	Odhad dechové křivky metodou EMD a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály	40
5.9	Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou PCA	42
5.10	Blokové schéma metody PCA	42
5.11	Interpolace hodnot prvního vlastního vektoru kubickým splajnem . .	43
5.12	Odhad dechové křivky metodou PCA a naměřené respirační signály .	44
5.13	Odhad dechové křivky metodou PCA a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály	44
5.14	Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou založenou na RSA .	47
5.15	Interpolace hodnot intervalové funkce kubickým splajnem	48
5.16	Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřené respi- rační signály	49
5.17	Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřené respi- rační signály obsahující rušení myopotenciály	49
5.18	Blokové schéma metody založené na modulaci amplitudy R vlny . . .	51
5.19	Znázornění zisku hodnot amplitud R vln EKG signálu	51
5.20	Interpolace hodnot amplitud R vln kubickým splajnem	52
5.21	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřené respirační signály	53
5.22	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály .	53
5.23	Znázornění zisku hodnot výchylky QRS komplexu EKG signálu . . .	55
5.24	Blokové schéma metody založené na modulaci výchylky QRS komplexu	56
5.25	Interpolace hodnot výchylek QRS komplexů kubickým splajnem . . .	56

5.26	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřené respirační signály	58
5.27	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály	58

Seznam tabulek

5.1	Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou EMD a naměřenými signály	39
5.2	Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou EMD a naměřeným signálem	41
5.3	Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou PCA a naměřenými signály	43
5.4	Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou PCA a naměřeným signálem	45
5.5	Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřenými signály	48
5.6	Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřeným signálem	50
5.7	Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřenými signály	52
5.8	Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřeným signálem	54
5.9	Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřenými signály	57
5.10	Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřeným signálem	59
6.1	Průměrné hodnoty dechové frekvence odhadnutých křivek ze signálu EKG	61
6.2	Průměrné hodnoty dechové frekvence naměřených respiračních signálů	61

Úvod

Dýchání je základním dějem pro fungování živého organismu. Respiračním systémem je zprostředkována výměna dýchacích plynů mezi vnějším prostředím a organismem, konkrétně distribuce kyslíku z vnějšího prostředí do krve a odvod oxidu uhličitého z těla jedince. Transport dýchacích plynů krví do všech částí těla je realizován kardiovaskulárním systémem, který zahrnuje srdce a krevní cévy.

Stejně důležitá, jako je diagnostika stavu kardiovaskulárního systému, která je nejčastěji prováděna základní vyšetřovací metodou - elektrokardiografií, je také diagnostika respiračního systému, která odhalí jeho případná onemocnění a různé poruchy dýchání. Tato diagnostika se provádí na základě snímání či monitorování dýchání různými přístroji k tomu určenými. Za účelem zvýšení komfortu pacienta při vyšetření celonočního polysomnografického záznamu, snížení nákladů vyšetření nebo za účelem snížení počtu senzorů připojených k pacientům při monitorování dýchání, jsou navrhovány postupy nepřímého měření, díky kterým lze parametry dýchání odvodit např. z EKG záznamu. Pro tento účel jsou sestavovány algoritmy, jejichž úkolem je odhad dechové křivky z EKG signálu na základě účinků, které jsou způsobeny dýcháním.

Tato práce obsahuje literární rešerši metod, které popisují způsoby odhadu dechové křivky z EKG záznamu, a jejich realizaci v programovacím prostředí Matlab, za účelem odhadu dechové křivky ze signálu EKG.

První část práce pojednává o anatomii a fyziologii respiračního a kardiovaskulárního systému a současně jsou v této části popsány způsoby snímání dýchání a seznámení s principy přístrojů sloužících pro měření dýchacích parametrů. Druhá část práce pojednává o různých metodách, které lze aplikovat na vstupní EKG signál za účelem odhadu dechové křivky. Třetí část práce se věnuje samotné realizaci vybraných metod. Nejprve jsou sestaveny algoritmy, které slouží pro odhad dechové křivky z EKG signálu. Výsledné algoritmy jsou aplikovány na reálná data a odvozené dechové křivky jsou porovnávány s jinými dechovými signály dostupnými z databáze PhysioNet.

1 Respirační systém

Dýchání (respirace) patří k základním procesům pro fungování živého organismu, které je zprostředkováno respiračním systémem. Respirační systém, neboli dýchací soustava, je systém přivádějící kyslík do těla pomocí souboru orgánů, který zajišťuje výměnu plynů mezi vnějším prostředím a organismem, tj. příjem kyslíku a odvod oxidu uhličitého z organismu [1].

Respirační systém se podílí nejen na výměně dýchacích plynů. Mezi jeho další funkce patří obrana proti infekcím, kde hraje roli neporušenost sliznice, přítomnost hlenu a činnost řasinkového epitelu. Dále se vdechnutý vzduch otepluje nebo ochlazuje a očišťuje či zvlhčuje dýchací cesty. Další z mnoha funkcí dýchacího systému je fonace, což je proces, kdy se vytváří zvuk v hlasivkách [1].

1.1 Anatomie respiračního systému

Respirační systém lze z anatomického hlediska rozdělit na horní cesty dýchací, dolní cesty dýchací a plíce. Horní a dolní cesty dýchací se rozdělují v místě, kde se kříží dýchací a trávicí trubice, tj. v hltanu. Anatomie respirační soustavy je zobrazena na obr. 1.1. Stěna dýchacích cest je vyztužena chrupavkami a elastickými vlákny, čímž je zajištěna jejich pružnost [2].

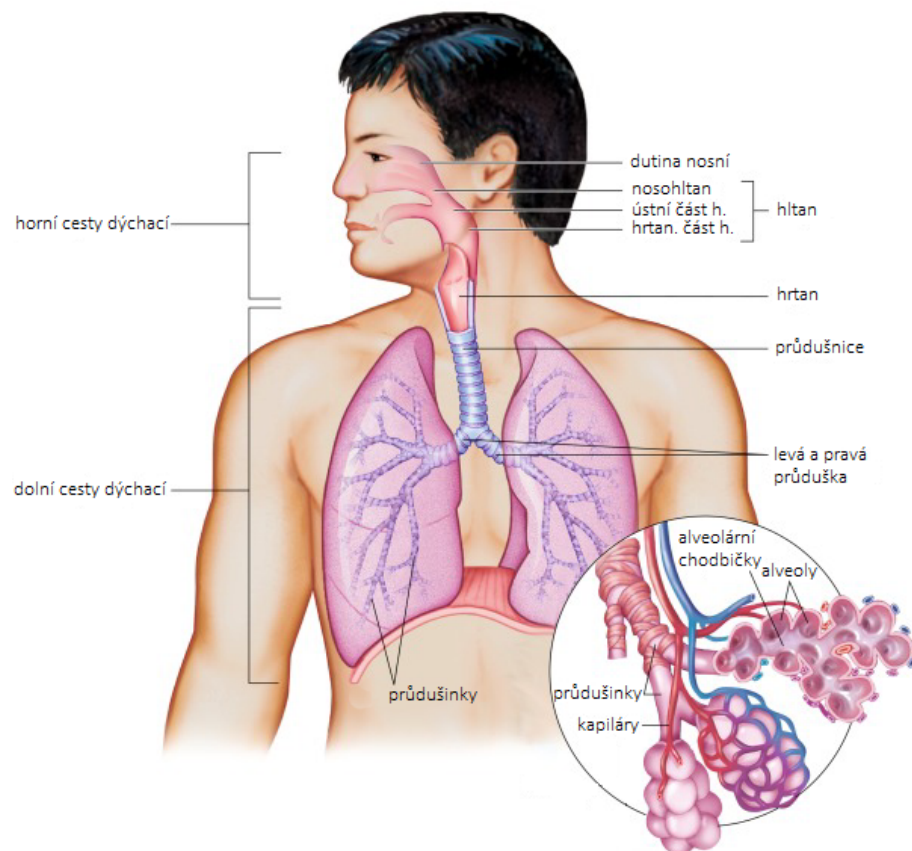
- Horní cesty dýchací jsou tvořeny dutinou nosní (cavitas nasi), vedlejší nosní dutinou (sinus paranasales) a hltanem (pharynx).
- Dolní cesty dýchací jsou tvořeny hrtanem (larynx), průdušnicí (trachea) a průduškami (bronchi).
- Plíce (pulmones).

Proud vzduchu je nejprve vdechován horními cestami dýchacími, tj. proudí přes nos, dále nosní dutinou, kde dochází k ohřívání a zvlhčování vdechovaného vzduchu. Vdechovaný vzduch dále pokračuje přes hltan, který se dělí na nosohltan, ústní část a hrtanovou část hltanu. Do nosohltanu ústí Eustachova trubice spojující střední ucho s hltanem, jejíž funkcí je vyrovnávání změn tlaku vzduchu ve středoušní dutině. Ústní a hrtanová část hltanu jsou součástí ústrojí jak dýchacího, tak i trávicího. Hltan se tedy uplatňuje při dýchání, polykání i mluvení. Z hltanu proudí vzduch do dolních cest dýchacích, nejprve hrtanem a průdušnicí, která se dělí na průdušky tvořící tzv. bronchiální strom, jehož konce jsou již uloženy v plicích [2, 3].

Poslední částí dýchacích cest v plicích jsou průdušinky (bronchioli), které vznikají rozvětvením průdušek. Průdušinky slouží k vedení vzduchu do polokruhovitých váčků - plicních sklípků (alveoli), které na ně v plicích nasedají a společně tvoří funkční jednotku plic nazývanou plicní lalůček. Ve stěnách plicních sklípků, na které

nasedá síť jemných cév vlásečnic (kapiláry), se z vdechnutého vzduchu navazuje kyslík na červené krevní barvivo (hemoglobin) a uvolněný oxid uhličitý se vylučuje výdechem dýchacími cestami ven z organismu do okolního ovzduší. Tato výměna kyslíku a oxidu uhličitého mezi plicními alveoly a krví je uskutečněna difuzí. Okysličená krev v oběhovém systému poté zajišťuje transport dýchacích plynů mezi plicemi a tkáněmi [2, 3].

Plíce se rozlišují na pravou a levou plíci. Pravá plíce je dělena na tři laloky, zatímco levá plíce na laloky dva. Povrch plic je pokryt vazivovou blánou, poplicnicí, která je s ním pevně srostlá a v rámci hrudní dutiny přechází na její vnitřní stranu, kde je označována jako pohrudnice. Mezi poplicnicí a pohrudnicí je pohrudniční štěrbina obsahující malé množství tekutiny, která usnadňuje klouzavý pohyb obou těchto blan při dýchání. V případě vniknutí vzduchu do pohrudniční štěrbiny se vzhledem k nitrohrudnímu podtlaku plíce smrští - kolabují, což způsobí vyrovnání tlaků ve štěrbině a okolí. Tento jev se označuje jako pneumotorax [4].



Obr. 1.1: Anatomie respiračního systému [5]

1.2 Fyziologie respiračního systému

Dýchání je z funkčního hlediska složeno ze tří dějů: vnější dýchání, transport dýchacích plynů a vnitřní dýchání.

Vnější dýchání (plicní ventilace) definuje difuze kyslíku a oxidu uhličitého z vnějšího prostředí do krve. K této výměně dochází v plicích. Plicní ventilace je zajištěna pružností hrudníku a plic a činností dýchacích svalů (bránicí a mezižeberními svaly). Celá mechanika dýchání je založena na nižším tlaku v pohrudniční štěrbině, než je tlak atmosférický, což způsobuje, že jsou plíce pasivně rozpínány. Při dýchacích pohybech hrudníku dochází k nádechu (inspiriu) a výdechu (expiriu). Nádech je děj aktivní, při němž dochází k nasátí vzduchu - objem plic se zvyšuje a hrudník je rozšířen dopředu a do stran pomocí dýchacích svalů. Výdech je naopak dějem pasivním, při kterém je vzduch vypuzen ven z těla - objem plic se při výdechu zmenšuje jejich vlastní elasticitou. Frekvence dýchacích pohybů je v klidu 12-16 dechů za minutu [3, 4].

Transport dýchacích plynů je realizován krví a je to transport oboustranný. Do tkání je přiváděn kyslík a z tkání je odváděn oxid uhličitý a voda, kdy oxid uhličitý difunduje v plicích do vydechovaného vzduchu. Transport dýchacích plynů je závislý nejen na složení vdechovaného vzduchu, ale i na složení krve a funkci oběhového systému, tj. na funkci srdce a cév [3].

Vnitřní (tkáňové) dýchání zajišťuje výměnu dýchacích plynů mezi krví a tkáňovými buňkami. Množství kyslíku, které je odevzdáno tkáňovým buňkám je tím větší, čím více kyslíku se ve tkáních spotřebuje. Tento mechanismus je založen na změně parciálního tlaku kyslíku a oxidu uhličitého ve tkáních. Pokud parciální tlak kyslíku ve tkáních klesne, zvětší se rozdíl mezi poměrným tlakem kyslíku v krvi a ve tkáních, a tím se zvětší hnací síla přechodu kyslíku [4].

1.2.1 Řízení dýchání

Dýchání je řízeno dýchacím centrem uloženým v prodloužené míše. Dýchací centrum je složeno z dvou skupin nervových buněk, inspiračních a expiračních neuronů, které se navzájem inhibují a jsou činné střídavě, tudíž se udržuje dýchací rytmus, tj. opakování vdechu a výdechu. Neurony vysílají podněty k míšním nervům a ty inervují příslušné vdechové a výdechové svaly. Smrštění svalů následně vyvolá dýchací pohyby hrudníku [3].

Činnost dechového centra je automatická, ale je také ovlivněna řadou vlivů. Mezi nejznámější vlivy patří nervové a látkové podněty. Dýchání může být také ovlivněno samotnými emocemi člověka [3].

Nervové podněty mohou přicházet do dýchacího centra z některých oblastí koncového či středního mozku a z receptorů uložených ve svalech a šlachách, které se podílí na dýchacích pohybech. Vzniklé vzruchy, které z těchto receptorů přicházejí, utlumí činnost dýchacího centra, což vyvolá zástavu dýchání (apnoe). Pokud je intenzita podráždění velká, apnoe je následována reflexní a prudkou expirací, kýchnutím nebo kašlem, což jsou obranné dýchací reflexy, které udržují dýchací cesty průchodné a případně i nepoškozené [3].

Druhým zmíněným vlivem na dýchání jsou látkové podněty. Činnost dýchacího centra ovlivňují hlavně změny parciálního tlaku oxidu uhličitého v krvi. Tyto změny registrují chemoreceptory, které jsou citlivé na chemické změny ve složení krve, např. na změny pH, množství protékající krve a velké výkyvy v množství oxidu uhličitého v krvi, na kterou reaguje organismus zvýšenou frekvencí dýchání [3].

1.2.2 Poruchy dýchání

Poruchy dýchání jsou charakterizovány periodickým dýcháním, které je způsobeno jeho patologickými změnami. Spontánní rytmické dýchání je nahrazeno periodami, ve kterých se střídá charakteristicky změněné dýchání s apnoickými pauzami. Takovým příkladem je Cheynesovo-Stokesovo dýchání vyskytující se u pacientů se srdečním selháním, kdy amplitudy vdechu a výdechu postupně narůstají a klesají. Při poklesu dechového objemu k nule nastane na čas apnoe a zvýšením parciálního tlaku oxidu uhličitého je dýchání opět obnoveno. Dalším příkladem poruchy dýchání je spánková apnoe charakterizována opakovaným přerušením spontánního dýchání během spánku, což je vyvoláno obstrukcí dýchacích cest, nebo jsou příčinou poruchy nervové [1].

2 Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém zahrnuje srdce a krevní cévy a je funkčně spojen se systémem respiračním, přičemž hlavní funkcí kardiovaskulárního systému je distribuce kyslíku ke tkáním a přenos oxidu uhličitého k plicím.

2.1 Fyziologie kardiovaskulárního systému

Cévní soustava je uzavřený systém, kterým proudí krev rozváděna cévami, mezi které patří tepny (arterie), žíly (venuly) a vlasečnice (kapiláry).

Tepny mající pevné a pružné stěny vedou krev směrem od srdce ke tkáním a žíly, které mají stěnu tenčí než tepny, vedou naopak krev z orgánů a tkání směrem k srdci. Spojnicí tepen a žil jsou kapiláry, které díky své tenké endotelové stěně hrají úlohu při difuzi dýchacích plynů a látkové výměně mezi krví a tkáněmi. Cirkulace krve cévním systémem, tedy cévami, je poháněna svalovou pumpou, srdcem, což je dutý svalový orgán uložený v dutině hrudní [3, 4].

2.1.1 Srdce a krevní oběh

Srdeční stěna je tvořena čtyřmi vrstvami. Vnitřní endotelová vrstva se nazývá endokard, střední vrstva stěny je tvořena srdeční svalovinou zvanou myokard a na povrchu je srdce kryto vnitřním vazivovým listem epikardem, který přechází v zevní vazivový obal, tzv. perikard (osrdečník) [3].

Srdce je rozděleno na čtyři dutiny, dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Srdeční komory plní funkci čerpadla a síně napomáhají plnění komor. Jednosměrný průtok krve srdcem je zajišťován pomocí chlopní mezi síněmi a komorami a výtokovými oddíly srdce. Srdeční sval pracuje rytmicky a zajišťuje nepřetržité přečerpávání krve, které je uskutečněno mechanickou činností srdce, tj. systolami (stahy myokardu, kontrakce). Období mezi dvěma systolami, kdy je srdce ochablé a plní se krví, se nazývá diastola [3, 4].

Mechanická práce srdce pohání krev krevním oběhem, čímž je zajištěn transport dýchacích plynů a živin či metabolitů po celém těle. Rozlišujeme malý plicní a velký tělní oběh, jehož součástí je i oběh vrátnicový. [3, 4].

Malý plicní oběh

Malý plicní oběh začíná v pravé síni srdeční, do které přitéká horní a dolní dutou žílou odkysličená krev, která je smrštěním síně vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění plicním kmenem do plic, kde dojde k navázání kyslíku na hemoglobin. Z plic se do srdce poté vrací krev okysličená plicními žilami, které ústí do levé síně. [3, 4].

Velký tělní oběh

Velký tělní oběh je veden z levé komory aortou (srdečnicí), kterou je okysličená krev rozváděna tepnami do tkání celého těla a odkysličená krev se poté vrací horní a dolní dutou žílou do pravé síně. Aorta se dělí na vzestupnou část, ze které odstupují koronární (věnčité) tepny zásobující srdeční tkáň, na oblouk aorty, z něhož odstupují tepny zásobující krk, hlavu a horní končetiny, a na sestupnou část, jejíž odstupující tepny zásobují hrudník, břicho a dolní končetiny. Ve velkém tělním oběhu vedou tepny okysličenou krev a neokysličenou krev vedou žíly, opačně je tomu v malém plicním oběhu [3, 4].

2.1.2 Převodní systém srdeční

Buňky srdečního svalu lze rozdělit dle jejich funkce na pracovní myokard a převodní systém srdeční. Buňky myokardu vykonávají mechanickou práci, kontrakci (stah) srdce. Převodní systém srdeční je tvořen modifikovanými buňkami srdeční svaloviny, které samovolně vytváří a rozvádí elektrické vzruchy po srdci, a dávají tak signál pracovním buňkám myokardu ke kontrakci. Periodická činnost srdce je tedy vyvolána elektrickými vzruchy spouštějící stah myokardu [1, 3].

Základními vlastnostmi převodního systému srdečního jsou automacie, rytmicita a autonomie, tj. nezávislost na centrálním nervovém systému a jiných humorálních mechanismech [1, 3].

Převodní systém srdeční tvoří:

- sinoatriální uzel,
- atrioventrikulární (síňokomorový) uzel,
- Hisův svazek,
- Tawarova raménka,
- Purkyňova vlákna.

Sinoatriální (SA) uzel leží ve stěně pravé síně u ústí horní duté žíly. V SA uzlu se primárně vytváří elektrické vzruchy, které se ve formě elektrických potenciálů převádí na atrioventrikulární (AV) uzel, který je umístěn na rozhraní pravé síně a komory. Na AV uzel navazuje Hisův svazek dělící se v mezikomorové přepážce na pravé a levé Tawarovo raménko, jež jsou určena pro pravou a levou komoru. Vlákna obou ramének se rozvětvují na síť Purkyňových vláken, kterými jsou poté rozváděny elektrické impulsy na pracovní myokard komor. Při přerušení převodního systému mezi sinusovým a atrioventrikulárním uzlem se elektrické vzruchy začínou tvořit v AV uzlu [1, 3, 4].

2.1.3 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus (srdeční revoluce) je charakterizován jednotlivými fázemi, které se od sebe liší svými tlakovými a objemovými změnami v komorách. Jsou rozlišovány dvě fáze systoly (fáze izovolumické kontrakce, ejekční fáze) a taktéž i dvě fáze diastoly (fáze izovolumické relaxace, plnicí fáze) [1, 6].

Fáze izovolumické kontrakce je první částí systoly komor. V komoře roste tlak a nedochází ke změně jejich objemu, což je způsobeno uzavřenými chlopněmi. Poté, co tlak komory překročí tlak v aortě, nastává fáze ejekční (vypuzovací). Poloměsíčitě chlopně se otevřou, krev je vypuzena do aorty a objem komory se mění. V polovině této fáze tlak komory začne klesat, následkem toho se uzavřou poloměsíčitě chlopně a nastává diastola [1, 6].

Fáze izovolumické relaxace je popsána klesajícím tlakem komory a jejím nezměněným objemem. Důsledkem poklesu tlaku komory na hodnotu nižší, než je v síni, se otvírají cípaté chlopně a nastává poslední fáze srdeční revoluce, fáze plnicí. Důsledkem otevření cípatých chlopní roste objem komor, tj. přečerpává se krev ze síní do komor [1, 6].

2.1.4 Zevní projevy srdeční činnosti

Srdeční činnost se při kontrakci myokardu projevuje zvukovými ozvami způsobenými stahem myokardu a uzavřením cípatých a poloměsíčitých chlopní, úderu srdečního hrotu, tepem hmatatelným na periferních tepnách či elektrickou aktivitou srdce. Díky těmto projevům lze vyšetřit a případně i nalézt různé patologie kardiovaskulárního systému [1].

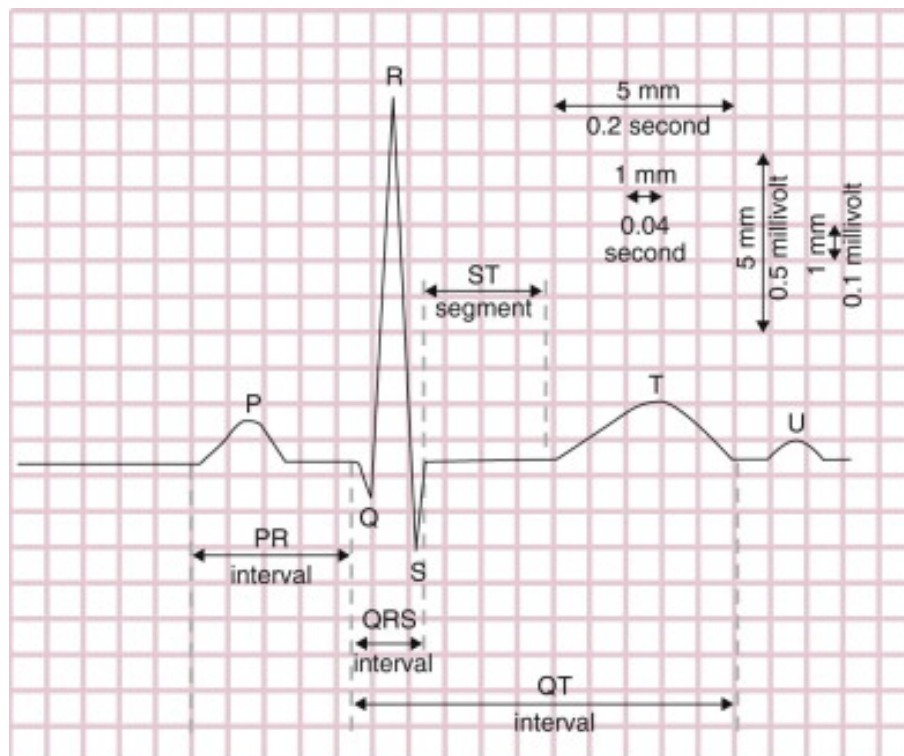
2.2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je základní neinvazivní vyšetřovací metodou v kardiologii, díky které lze diagnostikovat poruchy kardiovaskulárního systému, jako je například infarkt myokardu. Pomocí elektrod umístěných na povrchu těla se registrují rozdíly potenciálů elektrické aktivity srdce, které vznikají změnou elektrického napětí depolarizovaných a repolarizovaných buněk myokardu. Grafický záznam časových změn těchto potenciálů se nazývá elektrokardiogram (EKG).

Standardně se využívá EKG s 12 svody, kterými jsou bipolární Einthovenovy končetinové svody (I, II, III), unipolární Goldbergerovy končetinové svody (aVR, aVL, aVF) a unipolární Wilsonovy hrudní svody (V1 až V6) [1, 7].

Z naměřeného signálu v podobě EKG křivky jsou patrné vlny a kmity způsobené elektrickou aktivitou myokardu během srdečního cyklu. Na obr. 2.1 je znázorněn tvar fyziologické EKG křivky, na které se rozeznávají tyto výchylky:

- vlna P - depolarizace síní,
- komplex QRS - depolarizace komor,
- vlna T - repolarizace komor,
- vlna U - pozdní repolarizace části myokardu, patrna jen na některých záznamech EKG.



Obr. 2.1: Popis fyziologické EKG křivky [7]

Pro zjištění různých patologií z výsledného EKG záznamu se popisují vlastnosti srdeční akce, rytmu, sklon elektrické osy srdeční a analyzují jednotlivé vlny a kmity [1, 7].

3 Snímání dýchání

Monitorování dýchání je nezbytné pro diagnostiku či předpověď některých respiračních a kardiovaskulárních onemocnění, jako je obstrukční a restriktivní porucha dýchání, akutní respirační selhání, spánková apnoe apod. Tyto nemoci lze odhalit na základě snímání parametrů, kterými jsou nejčastěji dechová frekvence, nasycení krve kyslíkem, tlak a objem dýchacích plynů a další.

Snímání dýchání je také součástí celonočního polysomnografického vyšetření, které se provádí během spánku pacienta. Vyšetření dýchání zahrnuje záznam dechu, měření dýchacího úsilí a nasycení krve kyslíkem [8].

V případě potřeby dlouhodobého monitorování dýchání je vhodné nepřímé měření, kdy jsou parametry dýchání odvozeny např. z EKG signálu. Nepřímý způsob měření je výhodný především díky tomu, že je pro pacienta pohodlný, je nízkonákladový a snadný k použití.

3.1 Spirometrie

Spirometrie je metodou pro zjištění funkčnosti plic na základě měření plicních objemů. Mezi dýchací objemy patří respirační, inspirační rezervní, expirační rezervní a reziduální objem plic. Měření objemů zajišťuje spirometr sestávající se z pohyblivého zvonu umístěného ve vodní komoře, a plyn, který je vyšetřovaným jedincem nadechován a vydechován, je umístěn uvnitř zvonu nad vodní hladinou. Jelikož vydechované plyny v tomto případě cirkulují v uzavřené soustavě, metoda není vhodná pro následně opakovaná měření jedince. Tento problém je řešen oddělením nádechové a výdechové ventilační trasy. Metoda vyžaduje spolupráci pacienta při měření [9, 10].

3.2 Pneumotachografie

Pneumotachografie slouží k měření průtoku dýchacích plynů a ve srovnání se spirometrií je tato metoda výhodnější, jelikož vyšetřovaný jedinec dýchá vzduch z vnějšího prostředí. Pneumotachografy měří rychlost proudu vzduchu definovaným průřezem a následnou integrací průtoku v čase, během nádechu a výdechu, lze stanovit odpovídající respirační objemy. Pneumotachografy se dělí na tři základní typy, které jsou založeny na měření rozdílů tlaků, měření otáček a měření teploty [9].

3.3 Pletysmografie

Pletysmografie je neinvazivní metoda pro zjišťování objemových změn celého těla či jeho částí. Nejčastěji jsou měřeny objemové změny způsobené dýcháním, tj. pohybem plic a hrudníku, a prokrvením horních a dolních končetin. Výsledkem metody je pletysmografická křivka, která nese informaci o časovém záznamu objemových změn uvažovaného úseku krevního řečiště. Přístroje měřící zmíněné parametry se nazývají pletysmografy a lze je z fyzikálního hlediska rozdělit na pneumatické, fotoelektrické, kapacitní, impedanční a piezoelektrické. Podle aplikace se pletysmografy dělí na celotělové, končetinové, prstové nebo genitální [9, 10].

U kapacitního pletysmografu je převáděna změna objemu vyšetřované části těla na změnu kapacity kondenzátoru, který se využívá jako snímač. Impedanční pletysmografie neboli reografie hodnotí změnu impedance tkáně v závislosti na jejím prokrvení [9, 10].

Pneumatický pletysmograf

Pneumatický pletysmograf je v tomto případě manžeta nebo hermeticky uzavřená komůrka s definovaným tlakem, do které je vložena končetina pacienta. Součástí pletysmografu je snímač tlaku, který převádí tlakové změny v komůrce na elektrický signál. Značná nevýhoda tohoto typu pletysmografu je ta, že při utěsnění končetiny do komůrky dojde k omezení jejího průtoku krve a snímač působí proti měřené veličině. Další nevýhodou je omezení tohoto typu měření pouze na končetiny [9, 10].

Fotoelektrický pletysmograf

Fotoelektrický pletysmograf využívá odrazu, rozptylu a absorpci zdroje infračerveného světla v důsledku změny objemu kapilár. Tento typ pletysmografu má vysokou citlivost na pohyb a při měření je potřeba zabránit přístupu vnějšího světla. Fotoelektrické pletysmografy však poskytují jen relativní měření, využívají se k rychlé kontrole kvality cirkulace cévami [10].

Indukční pletysmograf

Indukční pletysmografie je založena na měření změn elektrické indukčnosti, které se převádí na signál vypovídající o objemu dechu. Takovýto pletysmograf se skládá z izolovaných cívek v podobě pásů, které jsou připevněné kolem hrudníku a břicha. Senzory indukčního pletysmografu tak snímají změny v objemech těchto částí těla v závislosti na dýchání člověka.

Výhodou indukční pletysmografie je neinvazivnost. Nevýhoda metody se projevuje v případě měření ve spánku, kdy může dojít k posunutí hrudních a břišních pásů v důsledku změn polohy těla, čímž bude měření zatíženo chybou ve výsledných dechových objemech [11].

Celotělový pletysmograf

Celotělová pletysmografie měří objemové a tlakové změny plic či odpor vzdušných cest pacienta umístěného ve vzduchotěsné komoře. Pacient v ní dýchá směs plynů přes náustek, který je přiveden z vnějšího prostředí. Celkový objem plic se stanovuje na základě objemových změn těla ze změn tlaků v komoře nebo ze změn celého objemu, jestliže je tlak v komoře konstantní [9].

3.4 Pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je neinvazivní metoda pro měření nasycení (saturace) krve kyslíkem. Toto měření slouží k ověření dodání kyslíku z dýchacího ústrojí až do krevního oběhu a často se současně měří tepová frekvence, popřípadě i krevní tlak. Princip této metody je založen na rozdílné absorpci světla ve většině vlnových délek pro nasycenou a málo nasycenou krev kyslíkem, a také na měření změny objemu arterií při tepu srdce [10, 12].

Měření saturace je prováděno na prstu nebo na ušním lalůčku. Pulsní oxymetr obsahuje dva zdroje LED osvětlení, přičemž je světlo při průchodu tkání pohlcováno a poté detekováno detektorem, který měří jeho intenzitu. Jako zdroj světla se nejčastěji využívá červeného (660 nm) a infračerveného (940 nm) záření [10, 12].

3.5 Záznam dechu

Pro záznam dechu se využívají senzory, které registrují změny teploty v proudění vdechovaného a vydechovaného vzduchu, ať už při dýchání nosem či ústy. Tyto teplotní změny přístroje vedou ke změně napětí (u termočlánků) nebo odporu (u termistorů). Senzory jsou především vhodné k detekci apnoe [8].

Přesnější odhad záznamu dechu poskytuje měření nitronosního tlaku. Tlak je měřen pomocí nosní kanyly, která je zavedena do nosní dutiny a připojena na tlakový převodník. Omezením u tohoto měření je to, že určité procento pacientů v průběhu noci dýchá ústy. Měřením nitronosního tlaku se převážně detekuje hypopnoe, tj. mělké dýchání [8].

3.6 Dýchací úsilí

Nejpřesnějším způsobem detekce dýchacího úsilí je měření změn tlaku jícnu, které jsou způsobeny dýcháním, tzv. jícnová manometrie. Při tomto měření se do jícnu pacienta zavádí katetr, který snímá tlak v okolí. Tato metoda však může způsobovat jistý diskomfort pro pacienta [8].

Nejběžnější metodou pro zjištění dýchacího úsilí je použití hrudních a břišních pásů s piezoelektrickými senzory, kterými se měří změny napětí způsobené dýchacími pohyby. Dýchací úsilí může být také měřeno záznamem signálu elektromyogramu (EMG) dýchacích svalů pomocí bipolárních povrchových elektrod [8].

4 Metody pro odhad dechové křivky ze signálu EKG

Odhad dechové křivky z EKG signálu je založen na účincích způsobených dýcháním. Jsou jimi modulace srdeční frekvence a změny v morfologiích rytmu EKG signálu, které jsou zapříčiněny změnou hrudní impedance v důsledku změn objemu plic nebo změnou relativní polohy EKG elektrod vzhledem k srdci během dýchání [13].

Výše uvedené změny v EKG signálu v závislosti na dýchání mohou být detekovány a na jejich základě lze aplikací různých algoritmů odhadnout dechovou křivku. Tato křivka se nazývá respirační signál odvozený z EKG signálu (EDR, z angl. ECG-Derived Respiration) [13].

Hlavním účelem sestavování algoritmů pro odvození respiračního signálu z EKG záznamu je snaha snížit počet senzorů připojených k pacientům při vyšetření, které vyžaduje respirační i srdeční monitorování. Díky tomuto odvození je možné zvýšit komfort pacienta a snížit složitost monitorovacích přístrojů. Díky navrhnutým algoritmům lze také získat odhad dechové křivky z archivů EKG databází, ve kterých nebyl zaznamenán respirační signál, ale následně se stal potřebným parametrem pro měření.

Vybrané metody pro odhad dechové křivky, o kterých tato práce pojednává, jsou popsány v následujících podkapitolách.

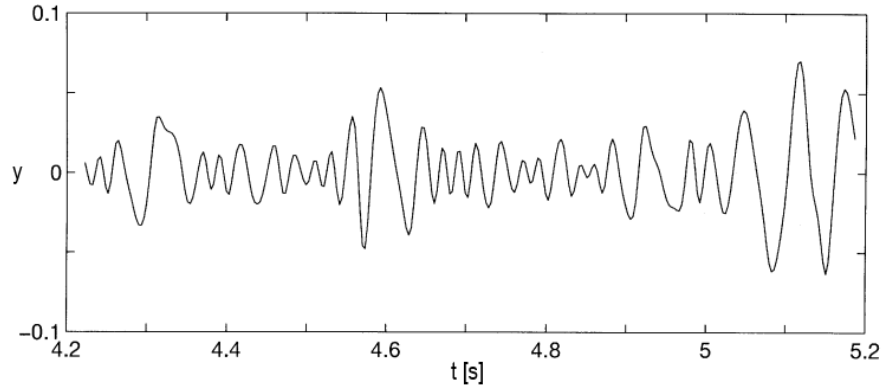
4.1 Empirická modální dekompozice

Hilbert-Huangova transformace je metoda sloužící pro analýzu nelineárních a nestacionárních signálů. Skládá se z empirické modální dekompozice a Hilbertovy spektrální analýzy, neboli Hilbertovy transformace.

Empirická modální dekompozice (EMD, z angl. Empirical Mode Decomposition) je metoda rozkladu dat na jednotlivé komponenty, na tzv. vlastní modální funkce (IMF, z angl. Intrinsic Mode Function). Tyto funkce představují původní signál rozložený do frekvenčních pásem. IMF musí splňovat dvě podmínky, kterými jsou [14, 15]:

- v celém souboru dat se počet extrémů (tj. lokálních maxim a lokálních minim) a počet průchodů funkce nulou musí rovnat, anebo se lišit maximálně o jedna,
- průměrná hodnota obálek lokálních maxim a lokálních minim je v libovolném bodě rovna nule.

Typická IMF se symetrií obálek lokálních extrémů vůči časové ose je znázorněna na obr. 4.1.



Obr. 4.1: Typická vlastní modální funkce [14]

4.1.1 Postup rozkladu signálu

Empirická modální dekompozice je metodou intuitivní a adaptivní, přičemž její základ je odvozen ze vstupních dat. Rozklad dat je založen na předpokladu, že rozkládaný signál má alespoň dva lokální extrémy - jedno maximum a jedno minimum, a že charakteristické časové rozmezí je definováno časovým rozestupem mezi těmito extrémy [14].

Prvním krokem algoritmu EMD je nalezení všech lokálních extrémů signálu $x(t)$, ze kterých je následně interpolací kubickým splajnem vytvořena obálka lokálních maxim a obálka lokálních minim. Z vytvořených obálek signálu je vypočítána jejich střední hodnota $m_1(t)$,

$$m_1(t) = \frac{e_{max}(t) + e_{min}(t)}{2}, \quad (4.1)$$

kde $e_{max}(t)$ je obálka lokálních maxim a $e_{min}(t)$ je obálka lokálních minim.

Postup při rozkladu signálu je zobrazen na obr. 4.2, přičemž plnou čarou je znázorněn signál $x(t)$, přerušovanou čarou obálky $e_{max}(t)$ a $e_{min}(t)$ a plnou tučnou čarou je znázorněna střední hodnota obálek lokálních extrémů [14].

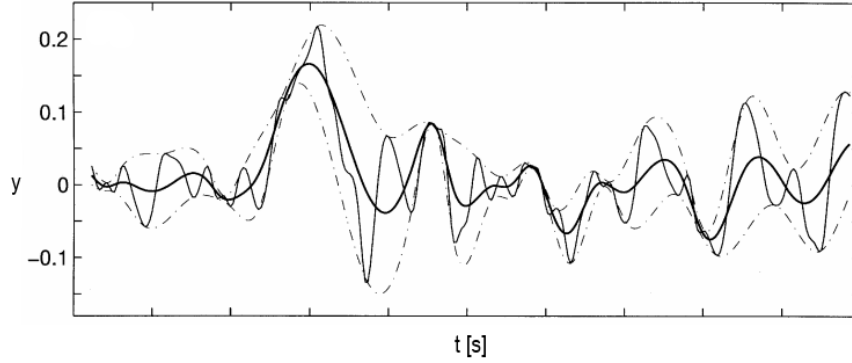
Střední hodnota obálek $m_1(t)$ je následně odečtena od signálu $x(t)$,

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t), \quad (4.2)$$

přičemž složka $h_1(t)$ by v ideálním případě byla označena jako IMF. Reálně je však nepravděpodobné, že by tato složka splňovala podmínky pro IMF, proto je proces rozkladu opakován k krát, dokud $h_{1k}(t)$ není IMF, tj.

$$h_{1k}(t) = h_{1(k-1)}(t) - m_{1k}(t), \quad (4.3)$$

kde k označuje index iterace [14].



Obr. 4.2: Postup při rozkladu signálu [14]

Pro zaručení toho, aby složka $h_{1k}(t)$ neztratila opakováním procesu svou část informací, zavádí se kritérium pro ukončení iterace. Jako kritérium slouží hodnota směrodatné odchylky SD počítaná ze dvou po sobě jdoucích výsledných složek rozkladu (tedy ze složek $h_{1(k-1)}(t)$ a $h_{1k}(t)$), definovaná jako

$$SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{|(h_{1(k-1)}(t) - h_{1k}(t))|^2}{h_{1(k-1)}^2(t)} \right]. \quad (4.4)$$

Hodnota směrodatné odchylky, při níž dojde k zastavení iterace, je nastavována mezi 0,2 a 0,3. Po dosažení hodnoty směrodatné odchylky v tomto rozsahu pro složku $h_{1k}(t)$ platí

$$c_1(t) = h_{1k}(t), \quad (4.5)$$

kde $c_1(t)$ je první IMF a proces dekompozice pokračuje dále [14].

Po nalezení první vlastní modální funkce $c_1(t)$ se tato IMF odečte od signálu $x(t)$,

$$r_1(t) = x(t) - c_1(t), \quad (4.6)$$

čímž je získána složka $r_1(t)$ označovaná jako residuum. S výsledným residuem je zopakován celý postup dekompozice, přičemž residuum $r_1(t)$ vstupuje do algoritmu EMD jako nový signál určený pro rozklad [14].

Dekompozice signálu je ukončena v tom případě, že z posledního residua se již nedá vyextrahovat další IMF, tj. dokud poslední residuum nebude monotónní funkcí. Původní signál $x(t)$ lze na konci dekompozice získat sečtením všech IMF komponent a posledního residua [14, 16].

Po zisku všech vlastních modálních funkcí, každá IMF obsahuje nižší frekvenci kmitání, než IMF získaná v předchozím kroku algoritmu [16].

4.2 Analýza hlavních komponent

Analýza hlavních komponent (PCA, z angl. Principal Component Analysis) je metodou využívající se pro redukci počtu vstupních proměnných, tedy pro snížení dimenze vstupních dat. Zároveň je cílem PCA zachovat co nejvíce informací z původního datového souboru, přičemž mírou informace se v této metodě rozumí variabilita (rozptyl) dat. Základem metody PCA je náhrada původních proměnných tzv. hlavními komponentami, které jsou lineární kombinací těchto proměnných. Hlavní komponenty jsou seřazeny podle důležitosti, přičemž první hlavní komponenta nese největší část variability původních dat, druhá hlavní komponenta popisuje největší část variability dat, která není obsažena v první hlavní komponentě atd. Naopak poslední komponenta popisuje nejmenší část variability dat. Jednotlivé hlavní komponenty jsou na sebe navzájem kolmé [17, 18].

Jelikož metoda PCA pracuje za předpokladu linearitu mezi vstupními daty, byl sestaven algoritmus nazývaný jako jádrová analýza hlavních komponent (KPCA, z angl. Kernel Principal Component Analysis). Metoda KPCA zohledňuje nelinearitu dat, a proto dosahuje lepších výsledků, než metoda PCA. Nevýhodou metody KPCA je však velká výpočetní náročnost a je tedy nevhodná pro dlouhé segmenty dat [19].

4.2.1 Postup zpracování dat

Prvním krokem metody PCA je získání datového souboru a odečtení střední hodnoty dat od všech dat dané dimenze, což má za následek, že celková střední hodnota souboru dat bude rovna 0. Výsledkem je získání centrované matice dat. Dalším krokem PCA je výpočet kovarianční matice popisující variabilitu dat neboli rozptyl. Kovariance je počítána vždy mezi dvěma dimenzemi,

$$\text{cov}(X, Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{(n - 1)}, \quad (4.7)$$

kde X a Y jsou hodnoty dat dimenzí, mezi kterými je počítána kovariance, a n je počet dimenzí. V případě, že má soubor dat více dimenzí, tak i výpočty hodnot kovariance bude více. Jestliže je výsledná hodnota kovariance dat rovna 0, znamená to vzájemnou nezávislost těchto dat.

Výsledná kovarianční matice je vždy čtvercová, tj. v případě n -dimenzionálního datového souboru má matice n -řádků a n -sloupců, tedy pro 2D datový soubor má kovarianční matice C podobu

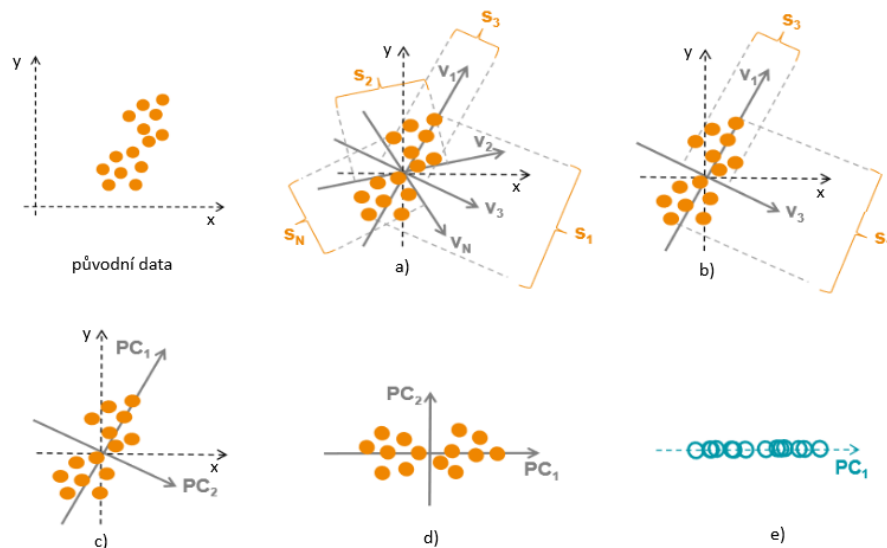
$$C = \begin{pmatrix} \text{cov}(X, X) & \text{cov}(X, Y) \\ \text{cov}(Y, X) & \text{cov}(Y, Y) \end{pmatrix}. \quad (4.8)$$

Z kovarianční matice jsou získány vlastní vektory, které jsou na sebe navzájem kolmé a jejich seřazením podle velikosti odpovídajících vlastních čísel (tj. podle variability) udávají variabilitu popsanou hlavní komponentou.

Následuje výběr komponent a vytvoření hlavního vektoru, který je sestaven z vybraných komponent. První hlavní komponentou je vektor s největší variabilitou dat. Počet dalších komponent závisí na počtu dimenzí výsledného souboru dat a jejich variabilita s další komponentou postupně klesá. Posledním krokem PCA je získání nového souboru dat vynásobením hlavního vektoru s daty původní centrované matice [17, 18].

4.2.2 Geometrická interpretace metody PCA

Geometrická interpretace metody PCA po jednotlivých krocích je zobrazena na obr. 4.3. Prvním krokem metody je posun těžiště vícedimenzionálních dat do počátku soustavy souřadnic a hodnocení variability dat v různých směrech (obr. 4.3 (a)). Na základě hodnot variability je realizován výběr celkem n směrů, kdy n je dimenze původního datového souboru (obr. 4.3 (b)). Směr s maximální variabilitou a druhý směr s druhou maximální variabilitou, které jsou na sebe zároveň kolmé, je v případě $n = 2$ nový ortogonální souřadnicový systém, což je původní souřadnicový systém otočený kolem jeho počátku (obr. 4.3 (c), (d)). Následný převod dat do nového prostoru s nižší dimenzí je realizován jejich projekcí na hlavní komponentu, která odpovídá směru největšího rozptylu v původních datech (obr. 4.3 (e)) [18].



Obr. 4.3: Geometrická interpretace metody PCA [18]

4.3 Respirační sinusová arytmie

Fluktuace délky trvání jednotlivých srdečních cyklů v čase je jev nazývaný se variabilita srdečního rytmu (HRV, z angl. Heart Rate Variability), která odpovídá aktivitě SA uzlu. V závislosti na dýchání se HRV označuje jako respirační sinusová arytmie (RSA) a jejími projevy jsou zvýšená srdeční frekvence při nádechu a naopak snížená srdeční frekvence při výdechu. Tyto změny jsou způsobeny aktivitou bloudivého nervu ovlivňovaného dýchacím centrem, kdy nervová centra působí na činnost SA uzlu a tím i na srdeční frekvenci [13, 20].

Metoda založená na RSA využívá pro odhad respiračního signálu právě analýzu variability srdečního rytmu z EKG signálu. Počátku srdeční aktivity v SA uzlu odpovídá vlna P, avšak její detekce je problematická díky nižšímu napětí vlny a málo strmé nástupní hrany. Z toho důvodu jsou při analýze HRV detekovány komplexy QRS a počítány vzdálenosti mezi jednotlivými R vlnami, tj. intervaly NN (normal to normal), což jsou intervaly RR sinusového původu. Sinusový rytmus EKG je charakterizován přítomností vlny P před každým detekovaným komplexem QRS [20, 21, 22].

Přesnost metody RSA je především závislá na věku vyšetřovaného jedince a na tom, zda jedinec užívá léky nebo má zařízení kontrolující srdeční rytmus a frekvenci. HRV se přirozeně snižuje s rostoucím věkem, např. díky zhoršujícímu se stavu srdečních cév. Metoda založená na RSA pro odhad dechové křivky je nejúčinnější u jedinců s věkem nižším než 50 let a v případě snímání EKG signálu během spánku [22].

4.3.1 Vyjádření HRV intervalovou funkcí

Variabilita srdečního rytmu je nejčastěji reprezentována intervalovým tachogramem, který zobrazuje posloupnost po sobě jdoucích hodnot intervalů NN se ztrátou časové informace. Výpočet intervalového tachogramu je realizován rozdíly mezi polohami detekovaných komplexů QRS v okamžicích t_i ,

$$d_{IT}(i) = t_i - t_{i-1}, \quad (4.9)$$

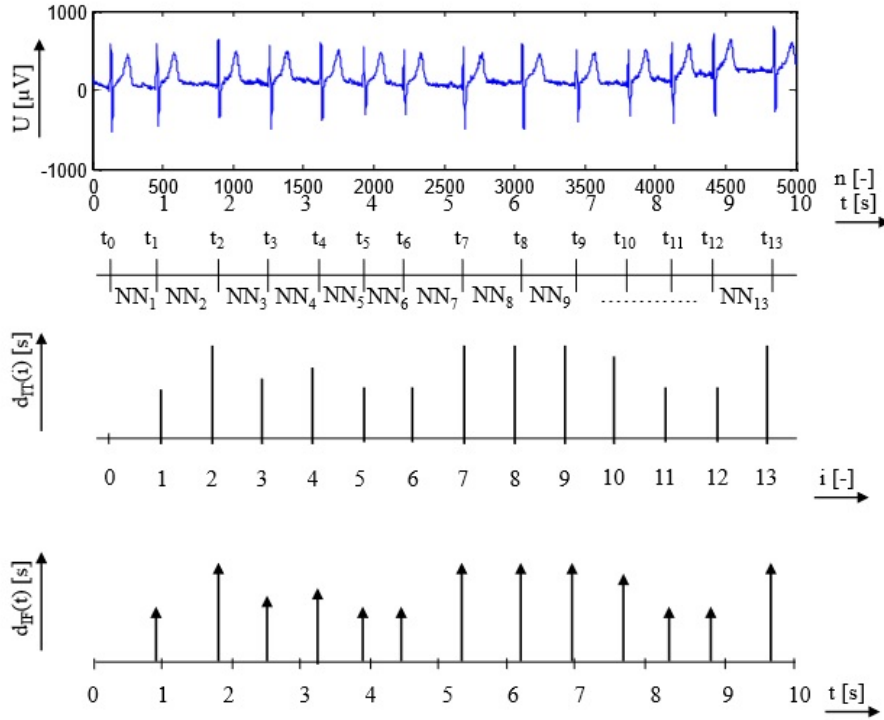
kde $d_{IT}(i)$ je intervalový tachogram, t_i je okamžik výskytu komplexu QRS a t_{i-1} je okamžik výskytu předchozího komplexu QRS. Pro získání posloupnosti hodnot okamžité tepové frekvence (IHR, z angl. Instantaneous Heart Rate), kterou popisuje inverzní intervalový tachogram, je potřeba posloupnost hodnot $d_{IT}(i)$ vyjádřit jako převrácenou hodnotu [20, 21].

Pro vyjádření HRV v časové oblasti slouží intervalová funkce, která zobrazuje neekvidistantní hodnoty intervalů NN v časových okamžicích výskytů komplexů QRS. Intervalová funkce je počítána pomocí jednotkové impulsní funkce $\delta(t - t_i)$,

$$d_{IF}^u = \sum_{i=1}^N (t_i - t_{i-1}) \delta(t - t_i) = \sum_{i=1}^N d_{IT}(i) \delta(t - t_i), \quad (4.10)$$

kde d_{IF} je intervalová funkce a index u znázorňuje neekvidistantnost vzorků, N je počet vzorků, $d_{IT}(i)$ je intervalový tachogram, t_i je okamžik výskytu komplexu QRS a t_{i-1} je okamžik výskytu předchozího komplexu QRS. Stejně jako tomu bylo u intervalového tachogramu, tak i z IHR v čase získáme převrácenou hodnotou intervalové funkce [20, 21].

Detekované polohy komplexů QRS v okamžicích t_i , intervalový tachogram $d_{IT}(i)$ i intervalová funkce $d_{IF}(i)$ jsou znázorněny na obr. 4.4.



Obr. 4.4: Intervalový tachogram $d_{IT}(i)$ a intervalová funkce $d_{IF}(i)$ [21]

4.4 Modulace výchylky QRS komplexu

Dýcháním jedince dochází k pohybům hrudníku v závislosti na plnění a vyprazdňování plic dýchacími plyny. Pohyby hrudníku způsobují změny hrudní impedance a změna geometrie elektrod, které má pacient přilepeny na těle, způsobuje rotaci vektoru srdeční osy. Díky těmto důsledkům dýchání dochází ke změnám hodnot amplitudy vlny R a tedy i k modulaci celkové výchylky komplexu QRS v záznamu EKG. Na základě těchto změn lze určitými postupy odhadnout tvar respirační křivky [22, 23].

Ve srovnání s metodou založenou na respirační sinusové arytmii je metoda založená na modulaci výchylky QRS komplexu vhodná i pro EKG záznamy od starších osob [13].

5 Realizace metod pro odhad dechové křivky ze signálu EKG a jejich hodnocení

Kapitola se věnuje realizaci popsaných metod za účelem získání odhadu dechové křivky z EKG signálu. Do kapitoly je také zahrnuto statistické hodnocení úspěšnosti jednotlivých metod dle vybraných parametrů, přičemž odhad dechové křivky je porovnáván a hodnocen se záznamy signálu proudění vzduchu měřeného nosními termistory a se signály hrudního a břišního dýchacího úsilí, které jsou získány indukční pletysmografií. Algoritmy metod jsou zpracovány v programovacím prostředí Matlab R2018a.

5.1 Použitá data

Použitá data jsou získána z internetové databáze PhysioNet [24], která poskytuje přístup k mnoha digitalizovaným fyziologickým signálům. Záznamy signálů z databáze Apnea-ECG, kterými přispěl Dr. Thomas Penzel z Phillips-University v německém Marburgu, byly shromážděny pro událost Computers in Cardiology Challenge 2000.

Každý záznam obsahuje digitalizované jednosvodové EKG, soubor anotací apnoe a soubor anotací strojově generovaných QRS komplexů. Navíc jsou některé záznamy opatřeny čtyřmi dalšími signály, a to signály hrudního a břišního dýchacího úsilí získanými indukční pletysmografií, dále signál proudění vzduchu měřeného pomocí nosních termistorů a signál saturace krve kyslíkem. Zaznamenané apnoe v záznamu mají smíšený nebo obstrukční charakter. Naměřený EKG signál byl snímán kontinuálně 7 až 10 hodin během spánku a jeho vzorkovací frekvence je 100 Hz [25].

Subjekty pro měření záznamů jsou muži i ženy ve věku od 27 do 63 let, s hmotností 53 - 153 kg, přičemž jejich BMI (index tělesné hmotnosti, z angl. Body Mass Index) se pohybuje v rozmezí 20,3 až 42,1 [25].

Záznamy jsou v databázi rozděleny do tří tříd podle kritérií indexu apnoe (tj. počet apnoe za hodinu nebo počet minut obsahující apnoe za hodinu):

- třída A (apnoe),
- třída B (rozhraní mezi třídami A a C),
- třída C (kontrola).

Nahrávky s označením třídy A obsahují alespoň jednu hodinu s indexem apnoe 10 a více, a nejméně 100 minut apnoe během měření záznamu. Záznamy s třídou B obsahují minimálně jednu hodinu s indexem apnoe 5 a více a 5 až 99 minut apnoe. Záznamy označené třídou C byly měřeny na zdravých jedincích, záznamy se považují za normální a obsahují apnoe maximálně 5 minut [25].

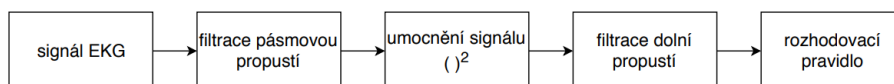
5.2 Předzpracování signálu

Pro odhad dechových křivek ze záznamu EKG byl vybrán a zpracováván záznam signálů třídy C o délce 1 hodiny. Záznam obsahuje mimo signál EKG i signály dýchací, které jsou porovnány s výslednou dechovou křivkou.

Z důvodu dobré interpretace výsledků byly v praktické části práce z hodinového záznamu zobrazeny signály pouze o délce 60 sekund.

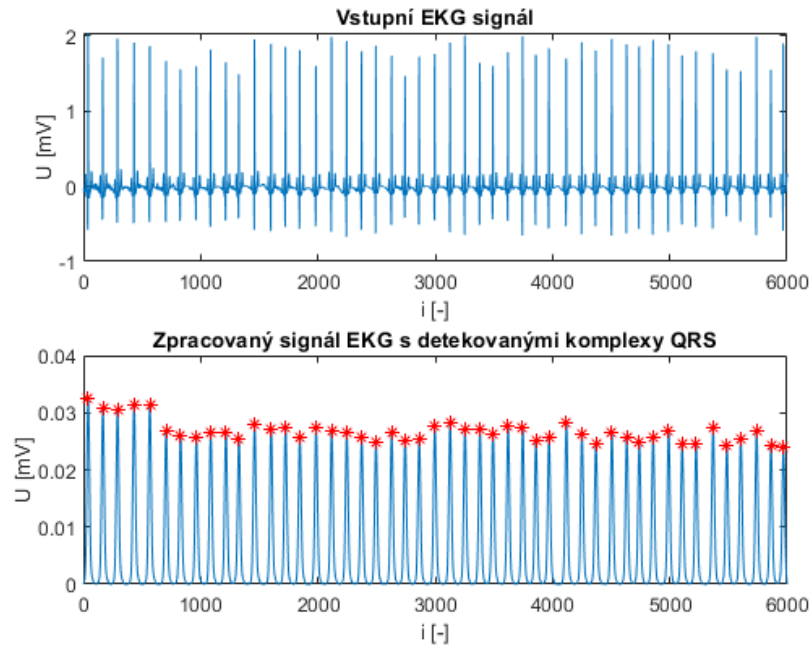
Detekce komplexů QRS

Metody, které jsou realizovány v této práci, vyžadují, s výjimkou metody empirické modální dekompozice, detekci komplexů QRS. U těchto metod byla detekce komplexů QRS realizována podle detektoru od autorů Pan a Tomkins, avšak použita byla jeho zjednodušená verze [26]. Blokové schéma detekce komplexů QRS je zobrazeno na obr. 5.1.



Obr. 5.1: Blokové schéma detekce komplexů QRS

Nejprve byl na vstupní signál EKG aplikován filtr typu pásmová propust, který zvýraznil komplexy QRS a potlačil ostatní složky signálu a rušení. Pro zpracování signálu byly pro šířku pásma použity hodnoty mezní frekvence 8 Hz a 17 Hz. Filtrovaný signál byl umocněn, čímž došlo k dalšímu zvýraznění komplexů QRS a vynulování záporných hodnot signálu. Následovala filtrace dolní propustí s hodnotou mezní frekvence 8 Hz pro vyhlazení signálu. Takto zpracovaný signál byl připraven k detekci komplexů QRS, která proběhla pomocí prahového kritéria nastaveného na směrodatnou odchylku hodnot signálu, čímž došlo k úspěšné detekci u všech signálů. Vstupní EKG signál a signál s detekovanými komplexy QRS je zobrazen na obr. 5.2.



Obr. 5.2: Vstupní EKG signál a detekované komplexy QRS

5.3 Interpolace kubickým splajnem

Pro vytvoření výsledné dechové křivky, či v průběhu realizace metod za účelem jejího vytvoření, je užívána interpolace pomocí kubického splajnu, což je soustava polynomů třetího stupně na různých intervalech na sebe navazujících v zadaných bodech. Na jednotlivých intervalech $\langle x_i, x_{i+1} \rangle$, $i = 0, 1, \dots, n - 1$ je kubický splajn definovaný jako [27]

$$S(x) = \sum_{i=1}^n S_i(x), \quad (5.1)$$

kde

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3, \quad (5.2)$$

kde a_i , b_i , c_i a d_i jsou koeficienty splajnu. Existuje několik typů kubických splajnů lišící se svými zadanými okrajovými podmínkami.

V Matlabu byla pro interpolaci dat kubickým splajnem použita funkce *spline*.

5.4 Statistické hodnocení metod

Pro hodnocení úspěšnosti metod jsou počítány parametry. Vstupními proměnnými jsou buďto odhadnuté respirační křivky ze signálu EKG a naměřené dechové signály nebo detekované dechové cykly odhadnutých křivek a naměřených signálů.

Detekce dechových cyklů

Za účelem zjištění dechové frekvence signálů byly detekovány dechové cykly v signálech o délce 1 hodiny pomocí experimentálně nastaveného prahového kritéria.

Nejprve došlo ve všech signálech k detekci lokálních maxim s prahem poloviny maximální hodnoty signálu. Z takto detekovaných lokálních maxim byl vypočítán 75. percentil násobený hodnotou 0,6. Tato hodnota pak sloužila jako práh detekce dechových cyklů. Celá detekce proběhla pomocí pevného okna o délce 60 sekund.

Dechová frekvence signálů byla u každé metody hodnocena její průměrnou hodnotou. Dále byl počítán rozdíl detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky z EKG signálu a naměřeným respiračním signálem, přičemž tento rozdíl byl hodnocen korelačními koeficienty a směrodatnou odchylkou rozdílu.

Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka udává, v jaké míře jsou hodnoty odchýleny od průměru těchto hodnot. Směrodatná odchylka s je počítána jako

$$s = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}, \quad (5.3)$$

kde N je počet vzorků x_i vstupní proměnné x a \bar{x} je průměrná hodnota proměnné x [23].

Pearsonův korelační koeficient

Pearsonův korelační koeficient ρ_P udává míru lineární závislosti mezi dvěma vstupními proměnnými. Koeficient ρ_P je počítán jako

$$\rho_P = \frac{s_{xy}}{s_x s_y}, \quad (5.4)$$

kde s_{xy} je kovariance proměnných x a y , s_x je směrodatná odchylka proměnné x a s_y je směrodatná odchylka proměnné y .

Hodnota tohoto korelačního koeficientu nabývá hodnot v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$. V případě $\rho_P = 1$, je vztah vstupních proměnných přímo úměrný. Naopak hodnota koeficientu $\rho_P = -1$ vyjadřuje nepřímo úměrný vztah mezi proměnnými. Jestliže jsou na sobě vstupní proměnné nezávislé, pak je koeficient ρ_P roven 0 [23].

Korelační koeficient shody

Lin Lawrence I-Kuei vyvinul korelační koeficient shody ρ_C , který posuzuje shodu mezi dvěma proměnnými [28]. Koeficient ρ_C je vyjádřen jako

$$\rho_C = \frac{2s_{xy}}{s_x^2 + s_y^2 + (\bar{y} - \bar{x})^2}, \quad (5.5)$$

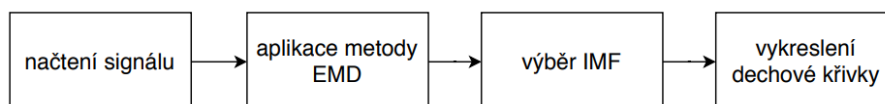
kde s_{xy} je kovariance proměnných x a y , s_x je směrodatná odchylka proměnné x a s_y je směrodatná odchylka proměnné y .

Korelační koeficient ρ_C nabývá hodnot v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$ a je vždy menší nebo roven korelačnímu koeficientu ρ_P . V případě porovnávání dvou metod, které poskytují na výstupu stejný výsledek, je ρ_C roven 1 [23].

5.5 Odhad dechové křivky metodou EMD

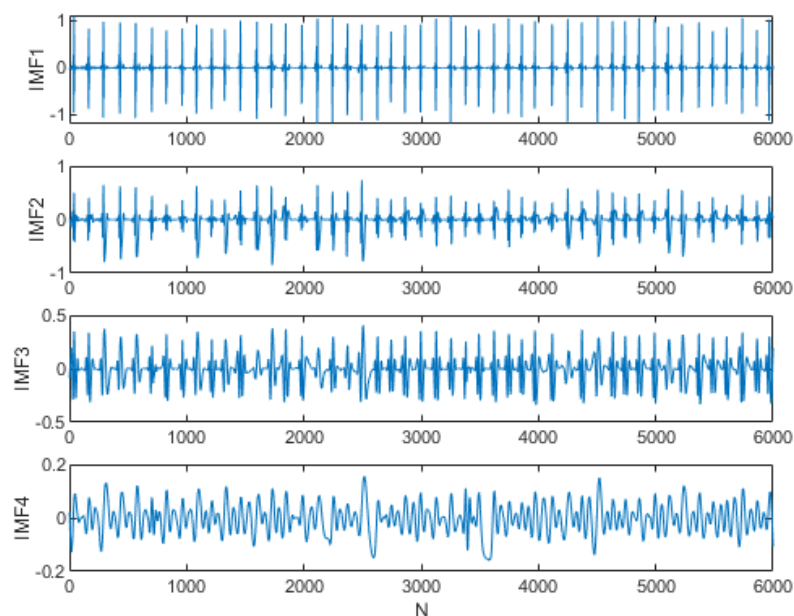
5.5.1 Realizace metody

Za účelem odvození dechové křivky z EKG signálu, na vstupní signál byla aplikována metoda EMD rozkládající data na jednotlivé vlastní modální funkce. Postup získu výsledného EDR signálu je zobrazen blokovým schématem na obr. 5.3.

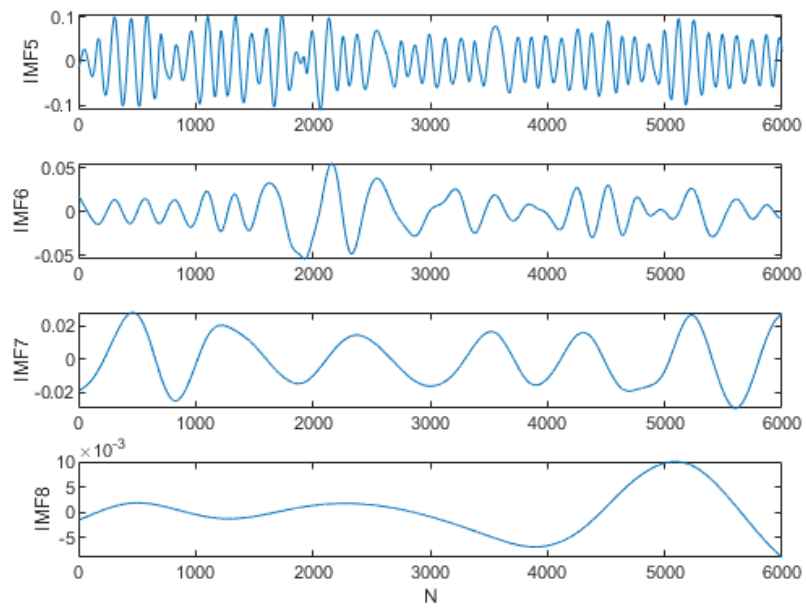


Obr. 5.3: Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou EMD

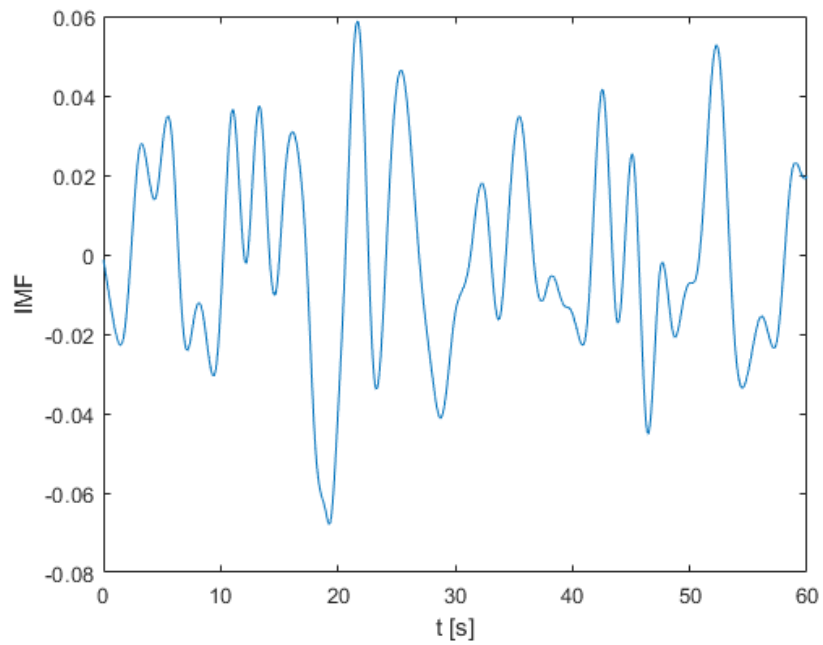
Vstupní EKG signál byl metodou EMD rozložen na konečných 8 vlastních modálních funkcí, přičemž jednotlivé funkce jsou zobrazeny na obr. 5.4 a na obr. 5.5. Z nich je patrné, že IMF1, IMF2, IMF3, IMF4 a IMF5 souvisejí s oscilacemi vstupního EKG signálu, průběh IMF6 a IMF7 souvisí s respiračním signálem a IMF8 je vztažena k pomalým výkyvům EKG signálu. Odhad dechové křivky byl pak konstruován sečtením IMF6 a IMF7. Výsledný EDR signál je zobrazen na obr. 5.6.



Obr. 5.4: IMF1 - IMF4



Obr. 5.5: IMF5 - IMF8



Obr. 5.6: Odhad dechové křivky metodou EMD

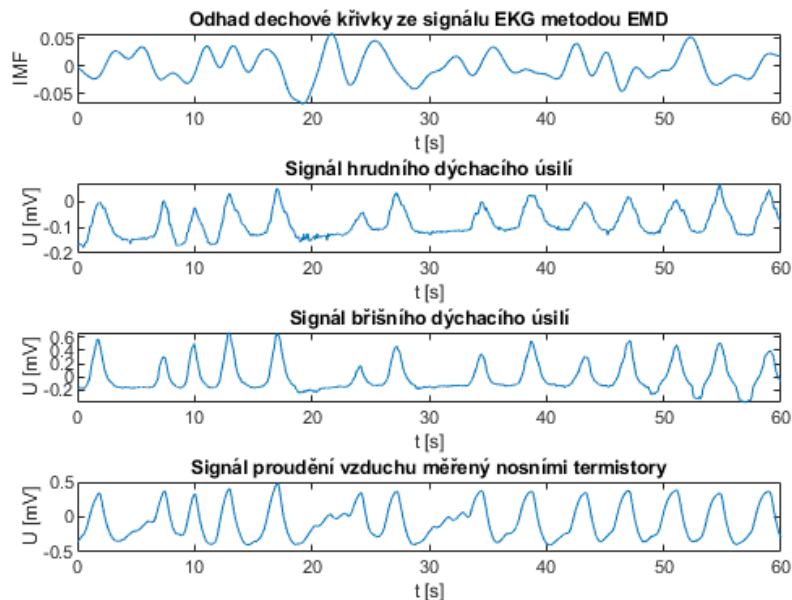
5.5.2 Vyhodnocení metody

Odhad dechové křivky metodou EMD byl porovnán s naměřenými signály hrudního dýchacího úsilí, břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Všechny tyto signály jsou zobrazeny na obr. 5.7. Pro porovnání tohoto úseku signálů byl nalezen i úsek záznamu signálů, který obsahuje rušení myopotenciály, tedy rušení způsobené aktivitou kosterních svalů, viz obr. 5.8.

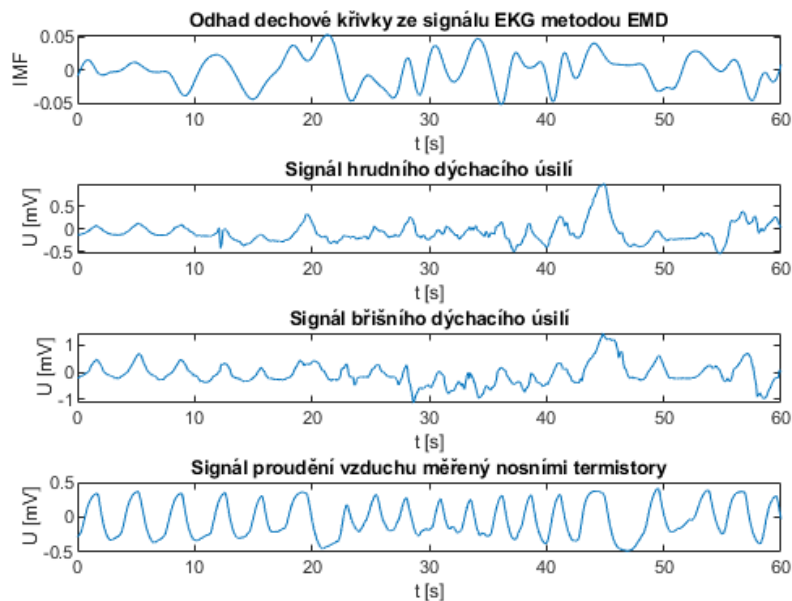
Pro hodnocení lineární závislosti mezi vyobrazeným odhadem dechové křivky a naměřených signálů z obr. 5.7 a obr. 5.8 byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient ρ_P (viz tab. 5.1).

Tab. 5.1: Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou EMD a naměřenými signály

	ρ_P (bez rušení)	ρ_P (s rušením)
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	-0,0403	0,1276
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	-0,0428	0,0768
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	0,0110	0,0113



Obr. 5.7: Odhad dechové křivky metodou EMD a naměřené respirační signály



Obr. 5.8: Odhad dechové křivky metodou EMD a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály

Pro porovnání odhadu dechové křivky a naměřených signálů byla zjišťována jejich dechová frekvence, která byla počítána z hodinového záznamu měření. Průměrná hodnota dechové frekvence odhadnutého signálu metodou EMD z EKG signálu je 13,23 dechů za minutu, průměrná dechová frekvence signálu hrudního dýchacího úsilí je 10,95 dechů za minutu, dechová frekvence signálu břišního dýchacího úsilí je 9,38 dechů za minutu a průměrná dechová frekvence signálu proudění vzduchu měřeného nosními termistory je 14,07 dechů za minutu.

Detekce dechových cyklů proběhla u odhadu dechové křivky metodou EMD a také u naměřených respiračních signálů. Z takto detekovaných cyklů byly vypočítány jejich rozdíly mezi odhadem dechové křivky z EKG a signálem naměřeným. Rozdíly detekovaných cyklů byly kvantifikovány směrodatnou odchylkou s , korelačním koeficientem shody ρ_C a Pearsonovým korelačním koeficientem ρ_P . Výsledné hodnoty těchto parametrů jsou shrnuty v tabulce 5.2.

Tab. 5.2: Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou EMD a naměřeným signálem

	s	ρ_C	ρ_P
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	5,9776	-0,1894	-0,4181
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	6,3241	-0,1756	-0,4128
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	2,1875	-0,1006	-0,1040

Shrnutí

Odhad dechové křivky ze signálu EKG metodou EMD byl porovnáván s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Byly zobrazeny minutové úseky záznamu signálů bez rušení a také stejně dlouhé úseky záznamu signálů s rušením myopotenciály. Z výsledných průběhů odhadnuté dechové křivky metodou EMD je patrný nádech jedince při nárůstu křivky a výdech při jejím poklesu.

Míra lineární závislosti počítána ze zobrazených průběhů signálů na obr. 5.7 a na obr. 5.8 je velmi nízká u záznamu bez rušení i s rušením myopotenciály, avšak míra lineární závislosti je nepatrně vyšší u záznamu signálů s rušením.

Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou EMD s hodnotou 13,23 dechů za minutu se nejvíce shoduje s průměrnou dechovou frekvencí signálu proudění vzduchu měřeného nosními termistory, která činí 14,07 dechů za minutu.

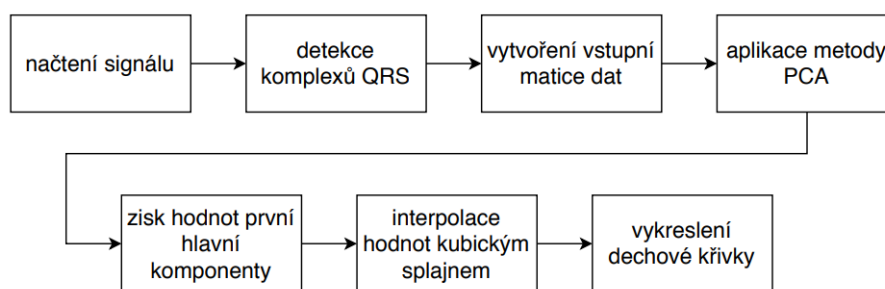
Na základě rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadnutým a naměřeným signálem je pozorována nejnižší hodnota směrodatné odchylky u rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou EMD a signálem proudění vzduchu. U těchto dvou signálů je předpokládána největší shoda v počtu detekovaných dechových cyklů.

5.6 Odhad dechové křivky metodou PCA

5.6.1 Realizace metody

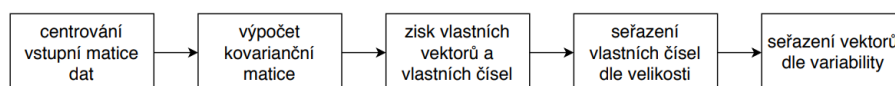
Analýza hlavních komponent je založena na předpokladu lineárního vztahu mezi EKG signálem a mezi signálem respiračním. Pro odvození dechové křivky byla metoda PCA aplikována na vybranou složku signálu EKG za účelem nalezení modulací způsobených dýcháním a nalezení směru s nejvyšší mírou variability dat.

Celý postup odhadu dechové křivky je zobrazen pomocí blokového schématu na obr. 5.9.

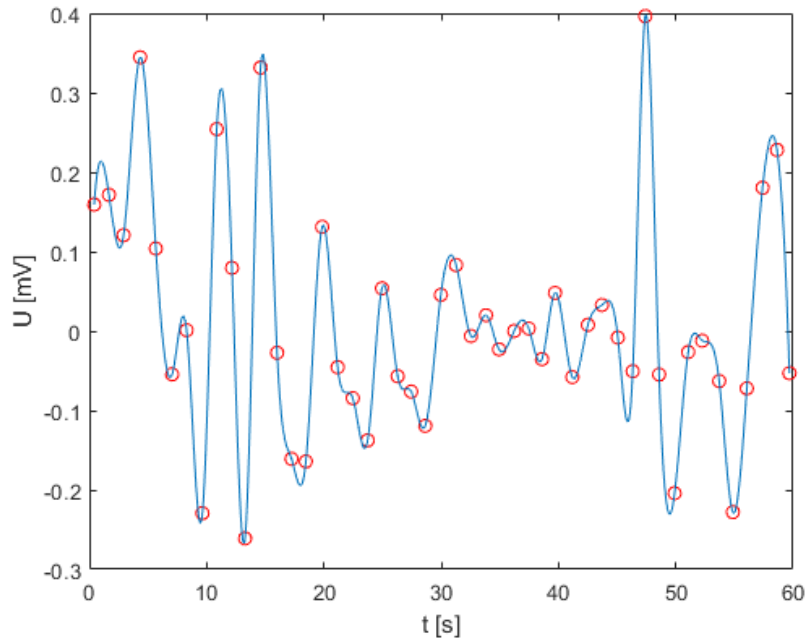


Obr. 5.9: Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou PCA

Pro realizaci metody PCA bylo potřeba signál EKG zpracovat pro následnou analýzu. Nejprve byla vytvořena vstupní matice X . Během jejího sestavování proběhla detekce všech vrcholů vln R a identifikace segmentů pomocí pevného okna kolem vrcholu každé R vlny. Délka okna byla zvolena 60 ms před vrcholem detekované vlny R a 60 ms za vrcholem vlny R, čímž došlo k zachycení komplexů QRS [19]. Následným shromážděním všech úseků komplexů QRS do jedné matice a jejím centrováním byla na takto zpracovaná vstupní data aplikována metoda PCA, přičemž jednotlivé kroky metody jsou znázorněny blokovým schématem na obr. 5.10. Seřazením vlastních vektorů podle variability byl získán první vlastní vektor, z jehož hodnot byl interpolací kubickým splajnem sestaven EDR signál. Výsledný tvar dechové křivky získané interpolací kubickým splajnem je vyobrazen na obr. 5.11.



Obr. 5.10: Blokové schéma metody PCA



Obr. 5.11: Interpolace hodnot prvního vlastního vektoru kubickým splajnem

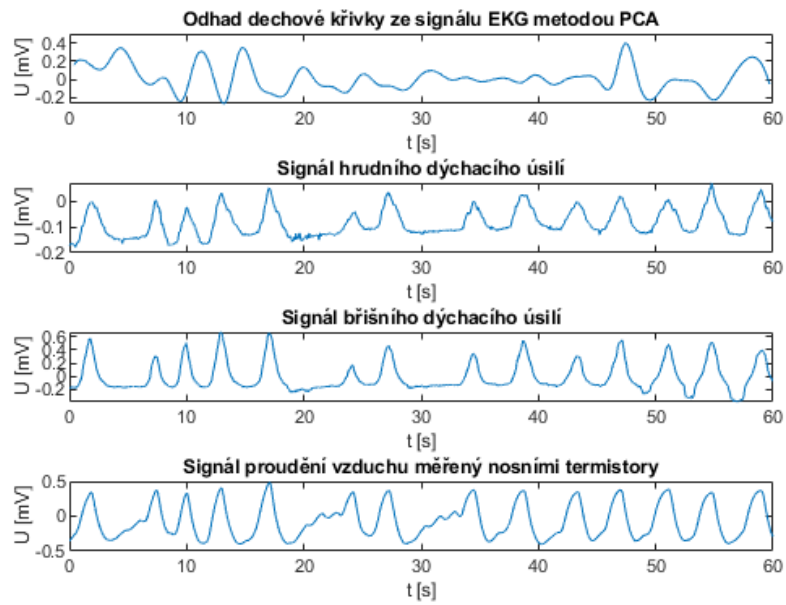
5.6.2 Vyhodnocení metody

Odhad dechové křivky metodou PCA byl porovnán s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Tyto signály jsou zobrazeny na obr. 5.12 a na obr. 5.13 jsou zobrazeny stejné signály jiného úseku hodinového záznamu měření, které obsahuje rušení myopotenciály.

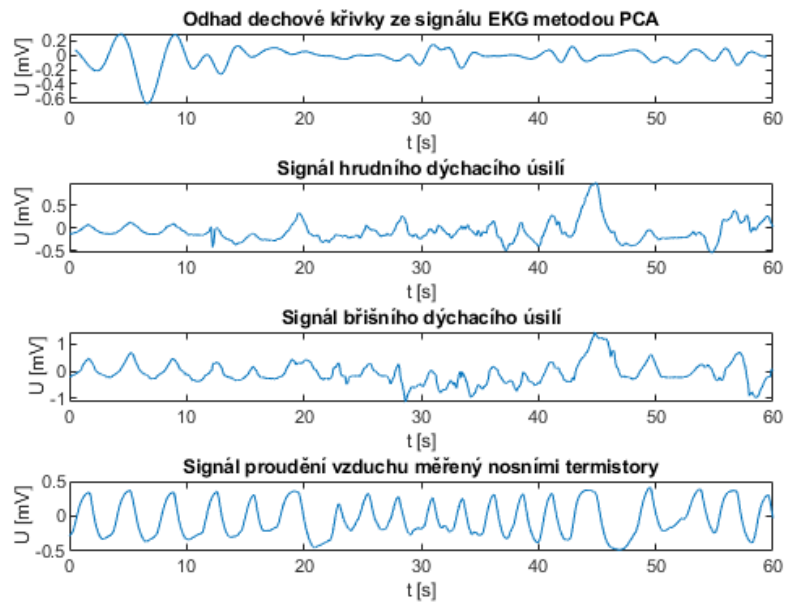
Mezi vyobrazenými záznamy signálů na obr. 5.12 a 5.13 byla počítána míra lineární závislosti pomocí Pearsonova korelačního koeficientu ρ_P . Výsledné hodnoty ρ_P jsou shrnuty v tabulce 5.3.

Tab. 5.3: Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou PCA a naměřenými signály

	ρ_P (bez rušení)	ρ_P (s rušením)
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	-0,2032	-0,0500
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	-0,1810	-0,0597
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	-0,2312	0,0972



Obr. 5.12: Odhad dechové křivky metodou PCA a naměřené respirační signály



Obr. 5.13: Odhad dechové křivky metodou PCA a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály

Z hodinového záznamu měření signálů byla vypočítána průměrná dechová frekvence odhadnuté dechové křivky a naměřených dechových signálů, za účelem jejich porovnání. Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou PCA z EKG signálu je 8,17 dechů za minutu, průměrná dechová frekvence signálu hrudního dýchacího úsilí činí 10,95 dechů za minutu, průměrná dechová frekvence signálu břišního dýchacího úsilí je 9,38 dechů za minutu a na závěr průměrná dechová frekvence signálu proudění vzduchu měřeného nosními termistory je 14,07 dechů za minutu.

Detekce dechových cyklů proběhla u 60 minut dlouhého odhadu dechové křivky metodou PCA a také u 60 minut dlouhých naměřených respiračních signálů. Z detekovaných dechových cyklů byly vypočítány jejich rozdíly mezi odhadem dechové křivky a signálem naměřeným a tyto rozdíly byly hodnoceny směrodatnou odchylkou s , korelačním koeficientem shody ρ_C a Pearsonovým korelačním koeficientem ρ_P . Hodnoty parametrů jsou shrnuty v tabulce 5.4.

Tab. 5.4: Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou PCA a naměřeným signálem

	s	ρ_C	ρ_P
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	7,3855	-0,2060	-0,2137
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	7,6315	-0,1846	-0,1946
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	4,3713	0,0208	0,0310

Shrnutí

Odhad dechové křivky ze signálu EKG metodou PCA byl porovnáván s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Byly zobrazeny úseky záznamu signálů bez rušení a úseky záznamu signálů s rušením myopotenciály. Z výsledných průběhů odhadnuté dechové křivky metodou PCA je patrný nádech a výdech jedince, avšak hloubka těchto dějů není v celém rozsahu křivky tak výrazná, jak tomu je u signálů naměřených.

Míra lineární závislosti počítána ze zobrazených signálů na obr. 5.12 a 5.13 mezi odhadem dechové křivky a naměřenými signály je nízká u záznamu bez rušení i s rušením myopotenciály.

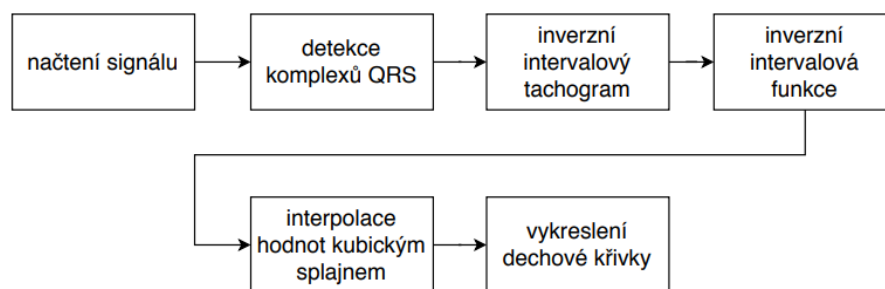
Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou PCA s hodnotou 8,17 dechů za minutu je nejbližší hodnotě průměrné dechové frekvence signálu břišního dýchacího úsilí (9,38 dechů za minutu).

Na základě hodnocení rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadnutým a naměřeným signálem je největší shoda pozorována mezi odhadem dechové křivky metodou PCA a signálem proudění vzduchu, z důvodu nejnižší hodnoty směrodatné odchylky této dvojice signálů.

5.7 Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA

5.7.1 Realizace metody

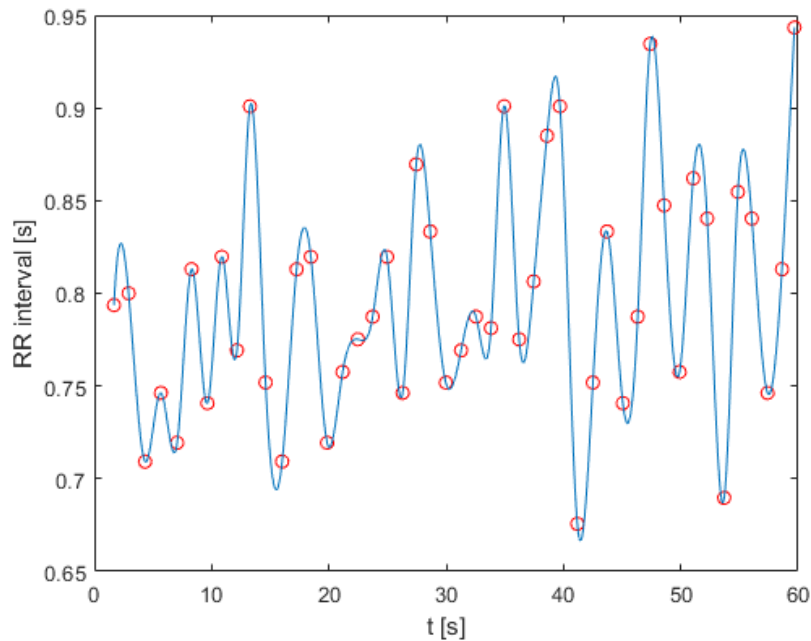
Základem odhadu dechové křivky metodou založenou na respirační sinusové arytmii je analýza HRV. Postup pro odhad EDR signálu metodou založenou na RSA je znázorněn blokovým schématem na obr. 5.14.



Obr. 5.14: Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou založenou na RSA

Analýza HRV byla realizována na základě hodnot nadetekovaných komplexů QRS, ze kterých byly počítány RR intervaly (resp. NN intervaly) pro vytvoření inverzního intervalového tachogramu. Z tachogramu byla následně sestavena inverzní intervalová funkce.

Posledním krokem pro získání výsledného tvaru dechové křivky byla interpolace hodnot kubickým splajnem, přičemž křivka procházela hodnotami intervalové funkce. Výsledný tvar dechové křivky získané metodou založenou na RSA je vyobrazen na obr. 5.15.



Obr. 5.15: Interpolace hodnot intervalové funkce kubickým splajnem

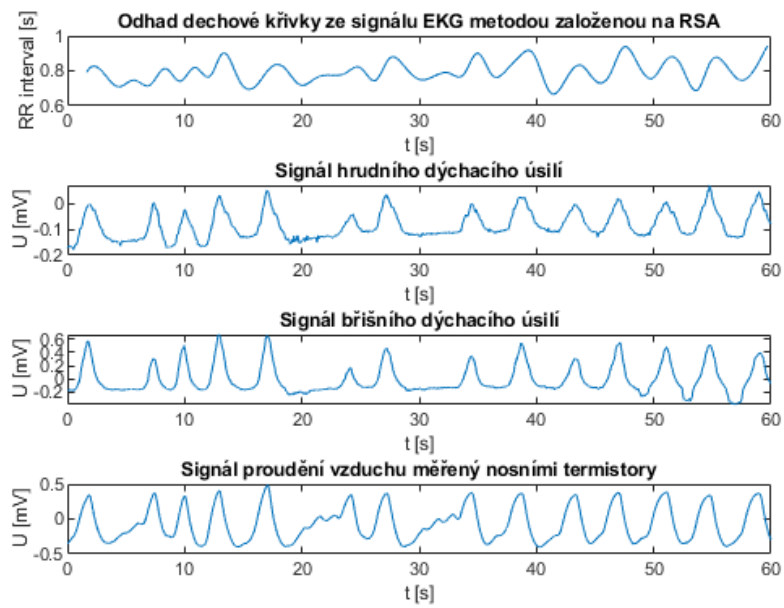
5.7.2 Vyhodnocení metody

Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA byl porovnán s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Průběhy těchto signálů jsou zobrazeny na obr. 5.16. Vyobrazen je také úsek hodinového záznamu měření obsahující rušení myopotenciály, viz obr. 5.17.

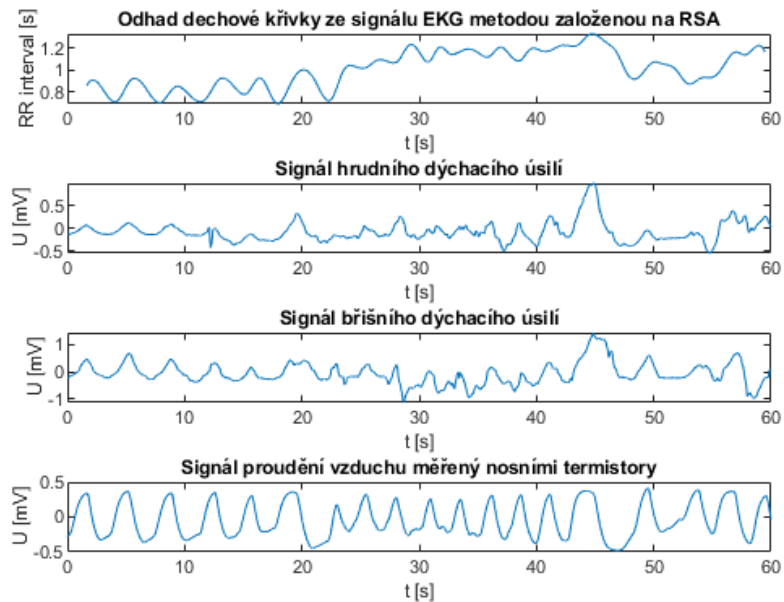
Za účelem hodnocení vyobrazených průběhů odhadnutých dechových křivek a naměřených signálů na obr. 5.16 a 5.17, byla vypočítána míra lineární závislosti Pearsonovým korelačním koeficientem ρ_P . Výsledné hodnoty ρ_P jsou shrnuty v tabulce 5.5.

Tab. 5.5: Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřenými signály

	ρ_P (bez rušení)	ρ_P (s rušením)
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	0,4841	0,3747
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	0,4877	0,0109
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	0,4251	0,1442



Obr. 5.16: Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřené respirační signály



Obr. 5.17: Odhad dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály

Z hodinového záznamu měření byla vypočítána průměrná dechová frekvence odhadnuté dechové křivky a naměřených dechových signálů. Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou založenou na RSA z EKG signálu je 13,52 dechů za minutu. Průměrné dechové frekvence signálu hrudního a břišního dýchacího úsilí jsou 10,95 a 9,38 dechů za minutu a průměrná dechová frekvence signálu proudění vzduchu činí 14,07 dechů za minutu.

Detekce dechových cyklů proběhla u odhadu dechové křivky metodou RSA a u naměřených respiračních signálů. Z detekovaných cyklů byl vypočítán jejich rozdíl mezi odhadem dechové křivky a signálem naměřeným. Výsledné hodnoty parametrů hodnocení tohoto rozdílu jsou shrnuty v tabulce 5.6.

Tab. 5.6: Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na RSA a naměřeným signálem

	s	ρ_C	ρ_P
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	5,2477	0,0909	0,1875
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	5,7208	0,0443	0,0972
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	1,2133	0,6808	0,6918

Shrnutí

Odhad dechové křivky ze signálu EKG metodou založenou na RSA byl porovnáván s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Ze zobrazeného průběhu odhadu dechové křivky je patrný nádech a výdech jedince, který je srovnatelný s průběhy zobrazených naměřených signálů. U záznamu obsahující rušení myopotenciály je znatelný vliv tohoto rušení na výsledný průběh odhadu křivky, kdy došlo k prodloužení RR intervalů, což bylo pravděpodobně zapříčiněno probuzením a následným pohybem vyšetřovaného jedince.

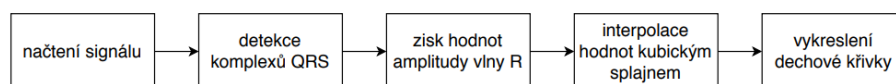
Hodnoty míry lineární závislosti počítány ze zobrazených průběhů signálů na obr. 5.16 a 5.17 jsou vyšší u záznamu signálů bez rušení myopotenciály.

Průměrná hodnota dechové frekvence odhadu dechové křivky metodou založenou na metodě RSA je 13,52 dechů za minutu, přičemž tato hodnota je nejbližší průměrné hodnotě dechové frekvence signálu proudění vzduchu měřeného nosními termistory. Také nejnižší hodnota směrodatné odchylky je pozorována u hodnocení rozdílů detekovaných cyklů mezi odhadem dechové křivky a signálem proudění vzduchu.

5.8 Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny

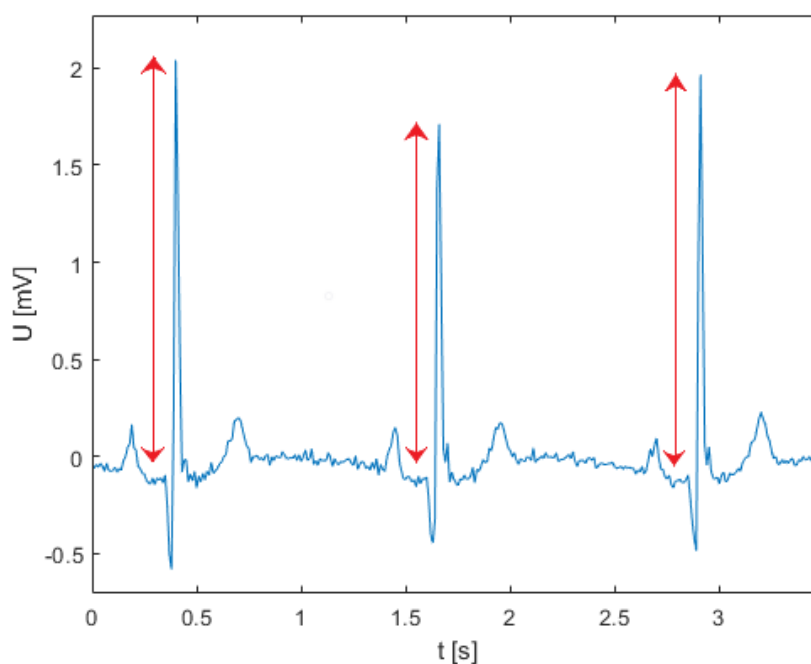
5.8.1 Realizace metody

Blokové schéma metody pro sestavení EDR signálu v závislosti na modulaci amplitudy R vlny je zobrazeno na obr. 5.18.

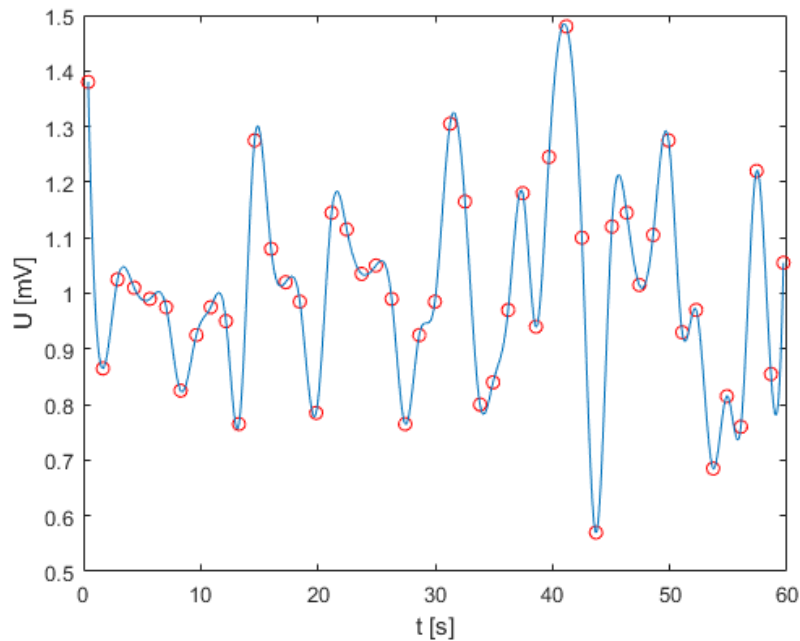


Obr. 5.18: Blokové schéma metody založené na modulaci amplitudy R vlny

Základem metody je získání hodnot amplitud R vln (viz obr. 5.19) z každého detekovaného komplexu QRS. Na hodnoty amplitud R vln byla následně aplikována interpolace pomocí kubického splajnu pro odvození dechové křivky ze signálu EKG, přičemž je výsledný EDR signál zobrazen na obr. 5.20.



Obr. 5.19: Znázornění získání hodnot amplitud R vln EKG signálu



Obr. 5.20: Interpolace hodnot amplitud R vln kubickým splajnem

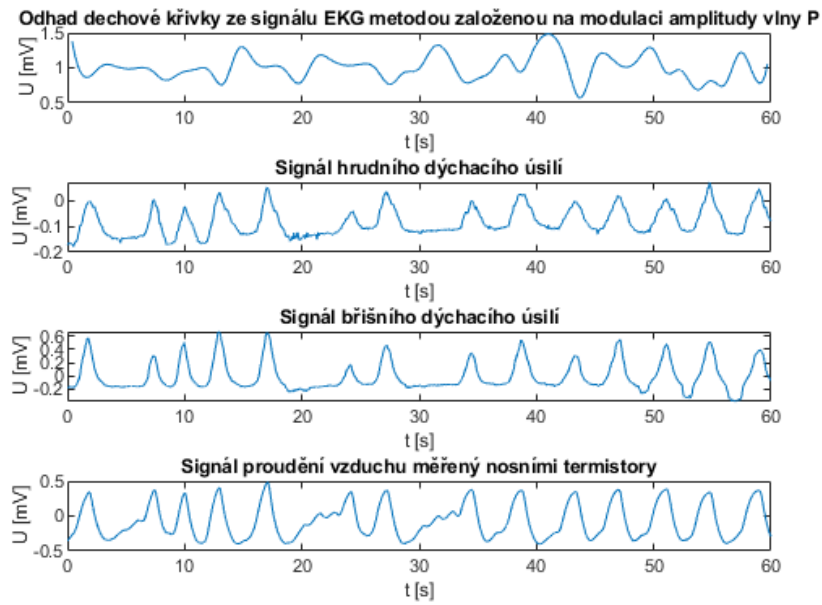
5.8.2 Vyhodnocení metody

Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy vlny R byl porovnán s naměřenými signály hrudního dýchacího úsilí, břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným normálními termistory. Tyto signály jsou zobrazeny na obr. 5.21. Pro srovnání tohoto úseku záznamu signálů je zobrazen na obr. 5.22 úsek záznamu signálů obsahující rušení myopotenciály.

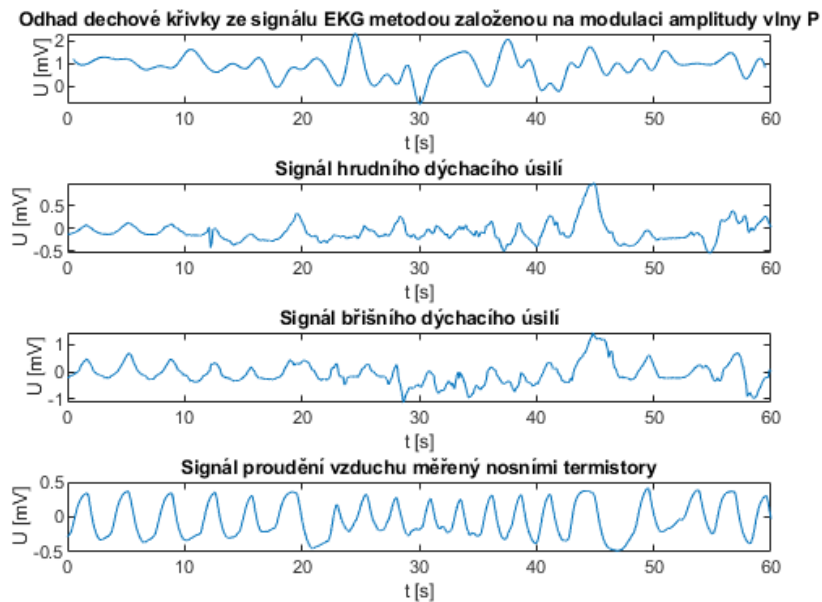
Pro hodnocení lineární závislosti mezi vyobrazenými odhady dechových křivek a naměřenými signály na obr. 5.21 a 5.22 byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient (viz tab. 5.7).

Tab. 5.7: Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřenými signály

	ρ_P (bez rušení)	ρ_P (s rušením)
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	-0,3042	0,0738
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	-0,3232	0,0918
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	-0,2416	-0,0082



Obr. 5.21: Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřené respirační signály



Obr. 5.22: Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály

Dalším parametrem pro srovnání odhadu dechové křivky s naměřenými signály byla průměrná dechová frekvence počítána z hodinového záznamu měření. Průměrná hodnota dechové frekvence odhadnutého signálu metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny je 14,02 dechů za minutu. Průměrná dechová frekvence signálu hrudního a břišního dýchacího úsilí je 10,95 a 9,38 dechů za minutu a průměrná dechová frekvence signálu proudění vzduchu je 14,07 dechů za minutu.

Detekce dechových cyklů proběhla u 1 hodinu dlouhého signálu odhadnutého a také u 1 hodinu dlouhých signálů naměřených. Z detekovaných dechových cyklů každého signálu byl počítán rozdíl mezi odhadem dechové křivky a signálem naměřeným, přičemž shoda těchto rozdílů byla kvantifikována směrodatnou odchylkou s , korelačním koeficientem shody ρ_C a Pearsonovým korelačním koeficientem ρ_P . Výsledné hodnoty těchto parametrů jsou shrnuty v tabulce 5.8.

Tab. 5.8: Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny a naměřeným signálem

	s	ρ_C	ρ_P
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	5,2622	0,0734	0,1685
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	5,5844	0,0779	0,1908
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	1,9260	0,1201	0,1253

Shrnutí

Odhad dechové křivky ze signálu EKG metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny byl porovnáván s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Zobrazeny byly úseky záznamu signálů bez rušení a úseky záznamu signálů obsahující rušení myopotenciály. Z výsledných průběhů odhadnuté dechové křivky je patrný nádech a výdech jedince při nárůstu a poklesu křivky.

Míra lineární závislosti počítána mezi vyobrazeným odhadem dechové křivky a naměřenými signály na obr. 5.21 a 5.22 je nízká u záznamu bez rušení i u záznamu s rušením myopotenciály.

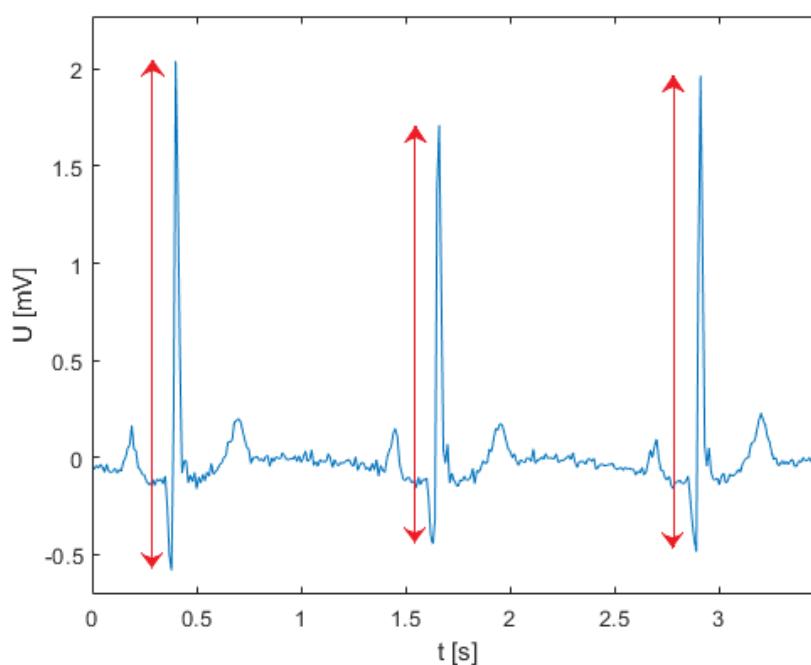
Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky činí 14,02 dechů za minutu a je srovnatelná s průměrnou hodnotou dechové frekvence signálu proudění vzduchu měřeným nosními termistory (14,07 dechů za minutu). Stejně tak nejnižší hodnota směrodatné odchylky je vypočítána u rozdílů detekovaných cyklů mezi odhadem dechové křivky a signálem proudění vzduchu.

5.9 Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu

5.9.1 Realizace metody

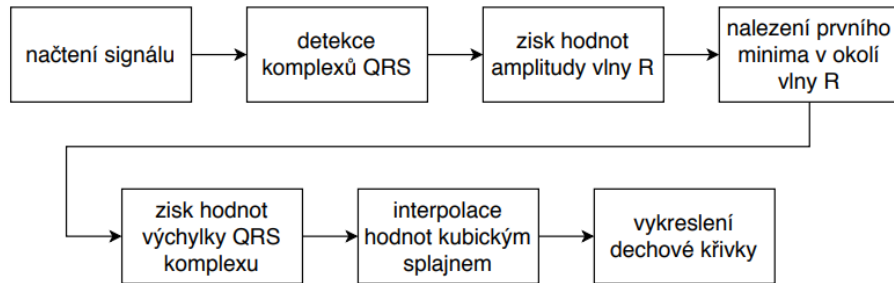
Pro odhad dechové křivky z EKG signálu je potřeba vypočítat celkovou výchylku komplexu QRS, tj. nalezení maxima vlny R a jejího nejbližšího minima.

Po detekci komplexů QRS a po nalezení těchto dvou hodnot byla vypočítána hodnota výchylky komplexu QRS (viz obr. 5.23). Do časových okamžiků výskytů vln R byly na závěr zasazeny příslušné hodnoty výchylek komplexů QRS, které byly interpolovány kubickým splajnem za účelem vytvoření výsledného tvaru odvozené dechové křivky.

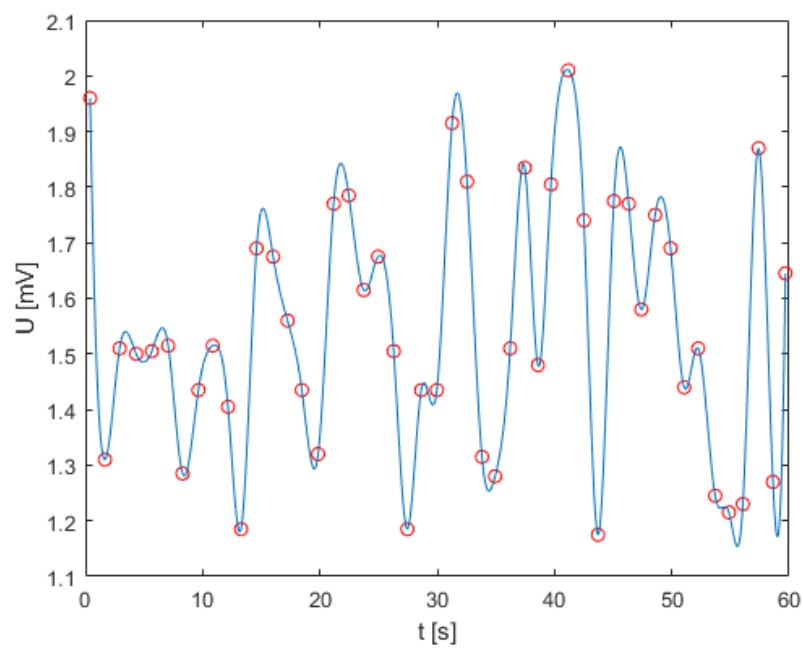


Obr. 5.23: Znázornění zisku hodnot výchylky QRS komplexu EKG signálu

Blokové schéma popsané metody je zobrazeno na obr. 5.24 a tvar dechové křivky získaný interpolací celkových hodnot výchylek komplexů QRS je znázorněn na obr. 5.25.



Obr. 5.24: Blokové schéma metody založené na modulaci výchylky QRS komplexu



Obr. 5.25: Interpolace hodnot výchylek QRS komplexů kubickým splajnem

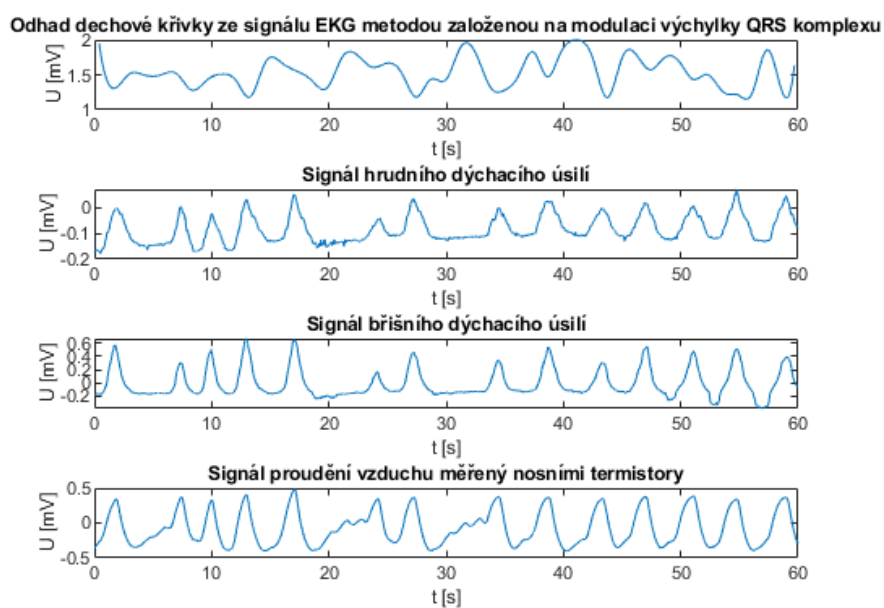
5.9.2 Vyhodnocení metody

Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu byl porovnán s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Průběhy těchto signálů jsou zobrazeny na obr. 5.26 a také je na obr. 5.27 vyobrazen úsek záznamu měření obsahující rušení myopotenciály.

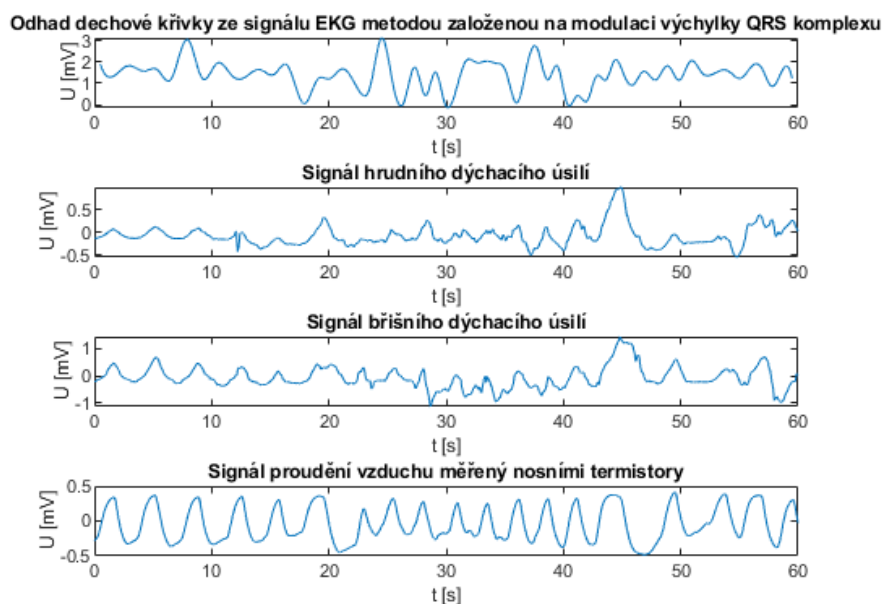
Za účelem hodnocení míry lineární závislosti mezi vyobrazenými signály na obr. 5.26 a obr. 5.27 byl vypočítán Pearsonův korelační koeficient ρ_P , jehož hodnoty jsou shrnuty v tabulce 5.9.

Tab. 5.9: Míra lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřenými signály

	ρ_P (bez rušení)	ρ_P (s rušením)
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	-0,3332	-0,0256
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	-0,3702	-0,0455
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	-0,2079	-0,0764



Obr. 5.26: Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřené respirační signály



Obr. 5.27: Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřené respirační signály obsahující rušení myopotenciály

Z hodinového záznamu měření byla počítána průměrná dechová frekvence odhaduté dechové křivky a naměřených dechových signálů. Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu je 13,97 dechů za minutu. Průměrná dechová frekvence signálu hrudního dýchacího úsilí je 10,95 dechů za minutu, průměrná dechová frekvence signálu břišního dýchacího úsilí je 9,38 dechů za minutu a průměrná dechová frekvence signálu proudění vzduchu je 14,07 dechů za minutu.

Detekce dechových cyklů proběhla u odhadu dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a u naměřených respiračních signálů, přičemž z těchto detekovaných cyklů byly vypočítány jejich rozdíly mezi odhadem dechové křivky a signálem naměřeným. Rozdíly detekovaných dechových cyklů byly kvantifikovány směrodatnou odchylkou s , korelačním koeficientem ρ_C a Pearsonovým korelačním koeficientem ρ_P . Výsledné hodnoty těchto parametrů jsou shrnuty v tabulce 5.10.

Tab. 5.10: Shoda rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadem dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu a naměřeným signálem

	s	ρ_C	ρ_P
odhad dechové křivky / signál hrudního dýchacího úsilí	5,2738	0,0666	0,1571
odhad dechové křivky / signál břišního dýchacího úsilí	5,5914	0,0733	0,1843
odhad dechové křivky / signál proudění vzduchu	1,9196	0,1078	0,1134

Shrnutí

Odhad dechové křivky ze signálu EKG metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu byl porovnán s naměřenými signály hrudního a břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Byly vyobrazeny výsledné minutové úseky záznamu signálů bez rušení a minutové úseky záznamu signálů s rušením. Z výsledných průběhů odhaduté dechové křivky je patrný nádech a výdech jedince při nárůstu i poklesu křivky.

Míra lineární závislosti počítána mezi zobrazeným odhadem dechové křivky a naměřenými signály na obr. 5.26 a 5.27 je velmi nízká.

Průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky QRS komplexu je 13,97 dechů za minutu a je srovnatelná s průměrnou hodnotou dechové frekvence signálu proudění vzduchu měřeným nosními

termistory, která činí 14,07 dechů za minutu.

Na základě rozdílů detekovaných dechových cyklů mezi odhadnutým a naměřeným signálem je pozorována nejnižší hodnota směrodatné odchylky u rozdílů detekovaných cyklů mezi odhadem dechové křivky a signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory.

6 Diskuze výsledků

Výsledkem aplikace popsaných a realizovaných metod na EKG signál byl odhad dechové křivky, který byl porovnáván s respiračními naměřenými signály.

Na základě měření míry lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky z EKG signálu a naměřenými respiračními signály, bez rušení myopotenciály, byly nejvyšší hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu ρ_P vypočítány u metody založené na RSA. U úseků signálů obsahující rušení myopotenciály byla taktéž metoda založená na RSA nejúspěšnější, konkrétně u měření míry lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky metodou RSA a signálem hrudního dýchacího úsilí.

Dalším parametrem, kterým lze jednotlivé metody mezi sebou porovnat, je průměrná hodnota dechové frekvence, která byla počítána z odhadů dechových křivek, a také z naměřených respiračních signálů. Průměrné hodnoty dechové frekvence odhadnutých dechových křivek a naměřených signálů jsou shrnuty v tab. 5.11 a tab. 5.12.

Tab. 6.1: Průměrné hodnoty dechové frekvence odhadnutých křivek ze signálu EKG

odhad dechové křivky	průměrný počet dechů za minutu
metoda EMD	13,23
metoda PCA	8,17
metoda založená na RSA	13,52
metoda založená na modulaci amplitudy R vlny	14,02
metoda založená na modulaci výchylky QRS komplexu	13,97

Tab. 6.2: Průměrné hodnoty dechové frekvence naměřených respiračních signálů

	průměrný počet dechů za minutu
signál hrudního dýchacího úsilí	10,95
signál břišního dýchacího úsilí	9,38
signál proudění vzduchu	14,07

Z tab. 5.11 a 5.12 lze vyvodit, že průměrné hodnoty dechové frekvence odhadnutých dechových křivek všech metod, s výjimkou metody PCA, jsou nejbližší průměrné hodnotě dechové frekvence signálu proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Největší shodu má pak s průměrnou dechovou frekvencí signálu proudění vzduchu průměrná dechová frekvence odhadu dechové křivky metodou založenou

na modulaci amplitudy R vlny. Průměrná dechová frekvence signálu hrudního i břišního dýchacího úsilí je nižší v důsledku pohybu jedince při měření těchto signálů.

6.1 Srovnání s odbornými publikacemi

Podkapitola se věnuje srovnání výsledků práce s odbornými publikacemi. Vliv na srovnání výsledků má zjednodušení použitých algoritmů v této práci a použití jiných naměřených respiračních signálů jako reference k odhadnutým signálům z EKG signálu.

Cysarz D. a kolektiv

Cysarz D. a kolektiv publikovali roku 2008 článek, ve kterém aplikovali metodu založenou na RSA a metodu založenou na modulaci amplitudy R vlny na EKG signál původem z Holterovského monitorování jedinců. Jako referenční respirační signál byl použit záznam nosního/orálního dechu. Mezi odhadnutými a naměřenými signály počítali shodu hodnot dechové frekvence pomocí směrodatné odchylky s a korelačního koeficientu shody ρ_C . Výsledky metody založené na RSA spolu s referenčním signálem byly $s = 0,97$ a $\rho_C = 0,64$. Výsledky metody založené na modulaci amplitudy R vlny spolu s referenčním signálem byly $s = 0,85$ a $\rho_C = 0,74$ [23].

Schäfel A. a Kratky K. W.

Schäfel A. a Kratky K. W. publikovali roku 2008 článek, ve kterém aplikovali metodu založenou na RSA na EKG signál dostupný z databáze PhysioNet, Fantasia. Referenční dechový signál byl ze stejné databáze. Mezi odhadnutým a naměřeným signálem počítali shodu hodnot dechové frekvence pomocí Pearsonova korelačního koeficientu ρ_P a korelačního koeficientu shody ρ_C . Výsledky shody dechové frekvence byly $\rho_P = 0,917$ a $\rho_C = 0,876$ [29].

Sharma H. a Sharma K. K.

Sharma H. a Sharma K. K. publikovali roku 2018 článek, ve kterém aplikovali metodu PCA, metodu založenou na RSA a metodu založenou na modulaci amplitudy R vlny na EKG signál dostupný z databáze PhysioNet, Fantasia. Referenční dechový signál byl ze stejné databáze. Mezi odhadnutými a naměřenými signály počítali shodu hodnot dechové frekvence pomocí korelačního koeficientu shody ρ_C . Výsledky metody PCA spolu s referenčním signálem byly $\rho_C = 0,71$, výsledky metody založené na RSA $\rho_C = 0,67$ a výsledky metody založené na modulaci amplitudy R vlny $\rho_C = 0,73$ [13].

Schmidt M. a kolektiv

Schmidt M. a kolektiv publikovali roku 2017 článek, ve kterém aplikovali metodu založenou na RSA, metodu založenou na modulaci amplitudy R vlny a metodu založenou na modulaci výchylky QRS komplexu na EKG signál. Mezi odhadnutými a naměřenými respiračními signály počítali shodu hodnot dechové frekvence pomocí Pearsonova korelačního koeficientu ρ_P a korelačního koeficientu shody ρ_C . Výsledky metody založené na RSA spolu s referenčním signálem byly $\rho_P = 0,8334$ a $\rho_C = 0,8310$, výsledky metody založené na modulaci amplitudy R vlny $\rho_P = 0,9648$ a $\rho_C = 0,9644$ a výsledky metody založené na modulaci výchylky QRS komplexu $\rho_P = 0,9484$ a $\rho_C = 0,9471$ [30].

7 Závěr

Cílem bakalářské práce je realizace metod odhadu dechové křivky ze signálu EKG. Algoritmy těchto metod aplikované na signál EKG mají za úkol snížit složitost monitorovacích přístrojů a zvýšit komfort pacienta při měření převážně dlouhodobých, případně celonočních záznamů, kdy je snímáno EKG a zároveň jsou měřeny parametry dýchání.

Realizaci metod odhadu dechové křivky ze signálu EKG předcházelo zpracování literární rešerše dané problematiky. Práce pojednává o základech anatomie a fyziologie respiračního a kardiovaskulárního systému. Teoretická část této práce také obsahuje popis způsobů snímání dýchání a základní principy přístrojů, které slouží pro měření dýchacích parametrů. Druhá část práce obsahuje podrobný popis vybraných metod, které lze využít pro odhad dechové křivky z EKG signálu.

Praktická část práce se věnuje realizaci metod, kterými jsou empirická modální dekompozice, analýza hlavních komponent, metoda založená na respirační sinusové arytmií, metoda založená na modulaci amplitudy R vlny a metoda založená na modulaci výchylky QRS komplexu. Navržené algoritmy těchto metod jsou realizovány v programovacím prostředí Matlab a aplikovány na reálná data z databáze PhysioNet. Výsledné odhadnuté dechové křivky z EKG signálu jsou porovnány s naměřenými dechovými signály dostupnými z databáze, tj. se signály hrudního dýchacího úsilí, břišního dýchacího úsilí a se signálem proudění vzduchu měřeným nosními termistory. Na závěr jsou mezi sebou porovnány i jednotlivé realizované metody.

Jedním z hodnotících parametrů byl Pearsonův korelační koeficient udávající míru lineární závislosti mezi odhadem dechové křivky z EKG signálu a naměřenými signály. Obecně nedosahoval tento koeficient vysokých hodnot a nejvyšší míra lineární závislosti odhadu dechové křivky s naměřenými signály byla vypočítaná u metody založené na RSA.

V odhadnutých i naměřených respiračních signálech byly detekovány dechové cykly, přičemž práh detekce byl zvolen tak, aby byl optimální pro všechny signály. Z detekovaných dechových cyklů signálů byla vypočítaná průměrná hodnota dechové frekvence, která byla nižší u odhadnutého dechového signálu metodou PCA a u signálů hrudního a břišního dýchacího úsilí. Takto nízké hodnoty průměrných hodnot dechové frekvence byly pravděpodobně způsobeny pohybem jedince při měření signálů. Naopak nejvíce se shodovala průměrná dechová frekvence odhadnuté dechové křivky metodou založenou na modulaci amplitudy R vlny s průměrnou dechovou frekvencí signálu proudění vzduchu.

Za účelem vylepšení algoritmů či detekce dechových cyklů z respiračních signálů by mohlo být použito adaptivního nebo jinak zvoleného prahového kritéria.

Literatura

- [1] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [2] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Simona FELŠŮOVÁ, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [3] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [4] HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. *Základy anatomie soustavy dýchací, srdečně cévní, lymfatického systému, kůže a jejich derivátů III*. Brno: Masarykova univerzita, 2007. ISBN 978-80-210-4360-2.
- [5] CLARK, Morris S a Ann L BRUNICK. *Handbook of nitrous oxide and oxygen sedation*. 4th edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2015. ISBN 9781455745470.
- [6] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 2. čes. vyd. podle 3. něm., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85623-79-x.
- [7] CECIL, Russell L, Lee GOLDMAN a Andrew I SCHAFER. *Goldman's Cecil medicine*. 24th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders/, c2012. ISBN 978-1-4377-1604-7.
- [8] BERRY, Richard B. *Fundamentals of sleep medicine*. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders, c2012. ISBN 978-1-4377-0326-9.
- [9] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [10] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-x.
- [11] VANDENBUSSCHE, Nele L., Sebastiaan OVEREEM, Johannes P. VAN DIJK, Pieter Jan SIMONS a Dirk A. PEVERNAGIE. Assessment of respiratory effort during sleep: Esophageal pressure versus noninvasive monitoring techniques. *Sleep Medicine Reviews*. [online]. 2015, 24, 28-36. DOI: 10.1016/j.smrv.2014.12.006. ISSN 10870792. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1087079214001580>

- [12] BAURA, Gail D. *Medical device technologies: a systems based overview using engineering standards*. Waltham, MA: Elsevier/Academic Press, c2012. Academic Press series in biomedical engineering. ISBN 978-0-12-374976-5.
- [13] SHARMA, Hemant a K.K. SHARMA. ECG-derived respiration using Hermite expansion. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2018, 39, 312-326. DOI: 10.1016/j.bspc.2017.08.016. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809417301866>
- [14] HUANG, Norden E., Zheng SHEN, Steven R. LONG, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 1998, 454(1971), 903-995. DOI: 10.1098/rspa.1998.0193. ISSN 1471-2946.
- [15] LABATE, Domenico, Fabio La FORESTA, Gianluigi OCCHIUTO, Francesco Carlo MORABITO, Aime LAY-EKUAKILLE a Patrizia VERGALLO. Empirical Mode Decomposition vs. Wavelet Decomposition for the Extraction of Respiratory Signal From Single-Channel ECG: A Comparison. *IEEE Sensors Journal* [online]. 2013, 13(7), 2666-2674. DOI: 10.1109/JSEN.2013.2257742. ISSN 1530-437X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6497470/>
- [16] BEJČEK, Michal a Jiří FRANC. Hilbert Huangova transformace. *Journal Business & IT* [online]. 1/2015, 68-81. ISSN 2570-7434.
- [17] SMITH, Lindsay I. *A tutorial on Principal Components Analysis*. New Zealand: University of Otago, Department of Computer Science, 2002.
- [18] RONZHINA, M. *Analýza hlavních komponent*. Přednáška. Brno: VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018.
- [19] WIDJAJA, D., C. VARON, A. DORADO, J. A. K. SUYKENS a S. VAN HUFFEL. Application of Kernel Principal Component Analysis for Single-Lead ECG-Derived Respiration. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2012, 59(4), 1169-1176. DOI: 10.1109/TBME.2012.2186448. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6144719/>
- [20] Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. (Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology). *European Heart Journal* (1996) 17, pp. 354-381.

- [21] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*, elektronická skripta VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012.
- [22] HELFENBEIN, Eric, Reza FIROOZABADI, Simon CHIEN, Eric CARLSON a Saeed BABAEIZADEH. Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2014, 47(6), 819-825. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020. ISSN 00220736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073614002945>
- [23] CYSARZ, Dirk, Roland ZERM, Henrik BETTERMANN, Matthias FRÜHWIRTH, Maximilian MOSER a Matthias KRÖZ. Comparison of Respiratory Rates Derived from Heart Rate Variability, ECG Amplitude, and Nasal/Oral Airflow. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2008, 36(12), 2085-2094. DOI: 10.1007/s10439-008-9580-2. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-008-9580-2>
- [24] GOLDBERGER, Ary L., Luis A. N. AMARAL, Leon GLASS, et al. Physio-Bank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*. 2000, 101(23), 215-220.
- [25] PENZEL, Thomas, George B. MOODY, Roger G. MARK, Ary L. GOLDBERGER a J. Hermann PETER. The apnea-ECG database. *Computers in Cardiology* [online]. 2000, (27), 255-258. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.13026/C23W2R>
- [26] PAN, Jiapu a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, BME-32(3), 230-236. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122029/>
- [27] FAJMON, Břetislav, Irena HLAVIČKOVÁ a Michal NOVÁK. *Matematika 3*, elektronická skripta. Brno: Ústav matematiky FEKT VUT v Brně, 2014.
- [28] LIN, Lawrence I-Kuei. A Concordance Correlation Coefficient to Evaluate Reproducibility. *Biometrics*. 1989, 45(1). DOI: 10.2307/2532051. ISSN 0006341X. Dostupné z: <https://www.jstor.org/stable/2532051?origin=crossref>
- [29] SCHÄFER, Axel a Karl W. KRATKY. Estimation of Breathing Rate from Respiratory Sinus Arrhythmia: Comparison of Various Methods. *Annals of Biomedical Engineering*. 2008, 36(3), 476-485. DOI: 10.1007/s10439-007-9428-1. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-007-9428-1>

- [30] SCHMIDT, Marcus, Andy SCHUMANN, Jonas MÜLLER, Karl-Jürgen BÄR a Georg ROSE. ECG derived respiration: comparison of time-domain approaches and application to altered breathing patterns of patients with schizophrenia. *Physiological Measurement*. 2017, 38(4), 601-615. DOI: 10.1088/1361-6579/aa5feb. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/38/i=4/a=601?key=crossref.cb48ce16b5b45b07fba6cef64988ed8d>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

AV uzel	atrioventrikulární uzel
BMI	index tělesné hmotnosti (z angl. Body Mass Index)
EDR	respirační signál odvozený z EKG signálu (z angl. ECG-Derived Respiration)
EKG	elektrokardiogram
EMD	empirická modální dekompozice (z angl. Empirical Mode Decomposition)
EMG	elektromyogram
HRV	variabilita srdečního rytmu (z angl. Heart Rate Variability)
IHR	okamžitá srdeční frekvence (z angl. Instantaneous Heart Rate)
IMF	vlastní modální funkce (z angl. Intrinsic Mode Function)
KPCA	jádrová analýza hlavních komponent (z angl. Kernel Principal Component Analysis)
LED	elektroluminiscenční dioda (z angl. Light Emitting Diode)
PCA	analýza hlavních komponent (z angl. Principal Component Analysis)
RSA	respirační sinusová arytmie (z angl. Respiratory Sinus Arrhythmia)
SA uzel	sinoatriální uzel