

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



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

ODHAD DECHOVÉ FREKVENCE ZE SIGNÁLŮ EKG A PPG

BREATHING RATE ESTIMATION FROM THE ECG AND PPG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ondřej Blaude

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Ondřej Blaude

ID: 202406

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Odhad dechové frekvence ze signálů EKG a PPG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Z dostupných publikací vypracujte stručný přehled metod odhadu dechové křivky (DK) a dechové frekvence (DF) ze signálů EKG a PPG. 2) Navrhněte, realizujte a popište algoritmy pro odhad DF, které ověřte na vybraných signálech. 3) Realizované algoritmy optimalizujte, navrhněte vhodné fúze odhadů DF a otestujte je na databázi BIDMC PPG and Respiration Dataset (<https://physionet.org/content/bidmc/1.0.0/>), která kromě signálů EKG a PPG obsahuje i referenční hodnoty DF. 4) Získané výsledky vyhodnoťte a vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] PIMENTEL, M. A. F., A. E. W. JOHNSON, P. H. CHARLTON, D. BIRRENKOTT, P. J. WATKINSON, L. TARASSENKO a D. A. CLIFTON. Toward a Robust Estimation of Respiratory Rate From Pulse Oximeters. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2017, 64(8), pp. 1914-1923

[2] CHARLTON P. H., BIRRENKOTT D. A., BONNICI T., PIMENTEL M. A. F., JOHNSON A. E. W, ALASTRUEY J., TARASSENKO L., WATKINSON P. J., BEALE R., CLIFTON D. A.: Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 11, 2018, pp. 2-20

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

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

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Tato bakalářská práce je zaměřena na odhad dechové frekvence. V práci jsou popisovány a realizovány metody odhadu dechové frekvence ze signálů EKG a PPG. V prvních dvou kapitolách je stručně popsán základ měření signálu EKG a snímání dýchání, potažmo signál PPG. Kapitola třetí se již věnuje metodám pro odhad dechové křivky a v teoretické rovině vysvětluje metody i algoritmy pro odhad respiračního signálu z EKG a PPG, následně pak stanovení dechové frekvence. Ve čtvrté kapitole jsou vybrané metody realizovány a stvořené algoritmy aplikovány na reálná data z BIDMC databáze.

Klíčová slova

EKG, spirometrie, dechová křivka, detekce QRS komplexu, drift, snímání dýchání, dechová frekvence, respirační sinusová arytmie, PPG, amplitudová modulace, frekvenční modulace, fúze, BIDMC

Abstract

This bachelor's thesis is focused on breath rate estimation. In this thesis, methods of breath rate estimation from the ECG and PPG signal are described and implemented. In the first two chapters the basics of ECG measurements are described, as well as the measurements of the respiratory system activity and the PPG signal. The third chapter then describes the ECG/PPG-derived respiratory signal estimation methods, later on the breath rate determination. In the fourth chapter, chosen methods are implemented and the created algorithms are applied on real data from the BIDMC database.

Keywords

ECG, spirometry, respiratory curve, QRS-complex detection, drift, breath measurement, breath rate, Respiratory sinus arrhythmia, PPG, amplitude modulation, frequency modulation, fusion, BIDMC

BLAUDE, Ondřej. *Odhad dechové frekvence ze signálů EKG a PPG* [online]. Brno, 2021. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134374>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Odhad dechové frekvence ze signálů EKG a PPG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Jiřího Kozumplíka, CSc. a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své práce, panu doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za odborné vedení, trpělivost, konzultace a podnětné návrhy k práci.

Brno

.....

podpis autora

Obsah

Úvod.....	9
1 Elektrokardiografie (EKG) a srdce	10
1.1 Srdce	10
1.2 EKG křivka	11
2 Snímání dýchání.....	12
2.1 Plicní objemy a kapacity	12
2.2 Dynamické plicní veličiny	12
2.3 Spirometrie.....	12
2.4 Fotopletysmografie	13
2.5 Dechová křivka	14
2.6 Souvislost signálů EKG a PPG s dechovou frekvencí.....	14
3 Metody odhadu dechové křivky	16
3.1 Metoda extrakce driftu.....	16
3.2 Amplitudová modulace EKG a PPG:	16
3.2.1 Extrémy kmitů R v EKG.....	16
3.2.2 Extrémy v PPG.....	17
3.3 Frekvenční modulace EKG a PPG.....	17
3.3.1 Kolísání délky RR intervalů v EKG.....	17
3.3.2 Vzdálenosti mezi extrémy signálu PPG.....	18
3.4 Odvození z elektromyogramu.....	19
3.5 Výpočet dechové frekvence	19
3.6 Fúze odhadů dechových frekvencí	19
4 Realizace metod pro odhad dechové křivky	20
4.1 Použité programy	20
4.2 Použitá data.....	21
4.3 Předzpracování dat.....	21

4.4	Detekce QRS komplexů.....	21
4.5	Interpolace kubickým splajnem	22
4.6	Podvzorkování signálu.....	22
4.7	Průměrná absolutní odchylka a směrodatná odchylka.....	22
4.8	Extrakce driftu ze signálů EKG a PPG.....	23
4.9	Amplitudová modulace signálů EKG a PPG.....	27
4.10	Frekvenční modulace signálů EKG a PPG.....	29
4.11	Fúze odhadů.....	32
5	Diskuze výsledků	35
6	Závěr	37
7	Literatura	38
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	40
	Seznam příloh.....	41
A	Popis realizovaných funkcí	42
B	Šablona vynechaných úseků signálů.....	44

Seznam obrázků

Obrázek 1.1: EKG křivka a její složky [4].....	11
Obrázek 2.1: PPG křivka odpovídající jednomu pulzu s poukázáním na systolický a diastolický pík a dikrotický zářez. [8]	13
Obrázek 2.2.: Signály PPG a EKG postupně bez modulací, s kolísající nulovou izolinií, s amplitudovou modulací a nakonec s modulací frekvenční. [11].....	15
Obrázek 3.1: Průběh metody vycházející z extrémů R-kmitů [3].....	17
Obrázek 3.2: Znázornění metody RSA [3]	18
Obrázek 4.1: Blokované schéma detektoru QRS komplexů.....	21
Obrázek 4.2: Blokované schéma odhadu dechové frekvence extrakcí driftu.....	23
Obrázek 4.3.: Frekvenční charakteristika použitého filtru typu dolní propust	23
Obrázek 4.4: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí z driftu PPG..	24
Obrázek 4.5: Drift signálu PPG číslo 5 (první minuta), jehož vysoká MAE přesáhla 5 dechů/min, patrně kvůli častějšímu výskytu lokálních extrémů.	25
Obrázek 4.6: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí odhadovaných z maxim spekter driftu PPG s přizpůsobením signálu č. 5.....	25
Obrázek 4.7: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí odhadovaných z maxim spekter driftu PPG bez přizpůsobení signálu č. 5	26
Obrázek 4.8: Blokované schéma metody vycházející z amplitudové modulace EKG.	27
Obrázek 4.9: Blokované schéma metody vycházející z amplitudové modulace PPG..	27
Obrázek 4.10: Odhad dechové křivky ze signálu EKG č. 2, první minuta.	28
Obrázek 4.11: Průměrné absolutní odchylky od průměru dechových frekvencí stanovených z amplitudové modulace signálů PPG a EKG	28
Obrázek 4.12: Blokované schéma metody vycházející z frekvenční modulace.	29
Obrázek 4.13: Odhad dechové křivky ze signálu PPG č. 6, první minuta.	30
Obrázek 4.14: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z frekvenční modulace EKG.....	31
Obrázek 4.15: Odhad dechové křivky signálu EKG č.5 (první minuta) s velkým množstvím lokálních extrémů.....	31
Obrázek 4.16: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z množství extrémů v driftu EKG i PPG a z maxim spekter těchto signálů.....	32
Obrázek 4.17: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z driftu, amplitudové i frekvenční modulace signálů EKG i PPG.....	33

Obrázek 5.1: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z frekvenční modulace EKG při použití filtru s mezní frekvencí 0,5 Hz 36

Obrázek 5.2: Spektrum signálu PPG č.5 s falešně vysokou spektrální čarou na frekvenci kolem 0.25 Hz (dechová frekvence se u pacienta č.5 pohybovala kolem šesti dechů/min) 36

Seznam tabulek

Tabulka 4.1: Hodnoty selektivity a prediktivity pro detektor QRS komplexu	22
Tabulka 4.2: Výsledky odhadu dechových frekvencí metodou extrakce driftu.....	24
Tabulka 4.3: Výsledky odhadu dechové frekvence z maxim spekter driftů	26
Tabulka 4.4: Výsledky odhadu dechové frekvence metodou vycházející z amplitudové modulace	28
Tabulka 4.5: Výsledky odhadu dechové frekvence metodou vycházející z frekvenční modulace	30
Tabulka 4.6: Výsledky fúzí odhadů dechové frekvence z množství extrémů driftů a zároveň spekter driftů	32
Tabulka 4.7: Výsledky fúzí metod odhadů dechové křivky	33
Tabulka 4.8: Výsledky fúzí nejúspěšnějších a nejneúspěšnějších metod	34
Tabulka 5.1: Vyhodnocení realizovaných metod.....	35

Úvod

Ve zdravotnictví je měřeno mnoho biologických aktivit a signálů. Můžeme se setkat s měřením například elektrické aktivity srdce, svalů, dokonce i mozku. Velmi často měřen právě signál elektrokardiogramu (EKG), tedy záznam elektrické aktivity srdce. Z tohoto signálu se dá zjistit spousta důležitých a zajímavých informací. Určitě každého napadne, že z EKG se dá zjistit tepová frekvence, nebo případné patologie, například extrasystoly, fibrilace a mnohé další typy arytmií. Činnost respirační soustavy je pak možné měřit například spirometrií. Fotopletysmogram (PPG) též umožňuje sledovat tepovou frekvenci, avšak trochu jiným způsobem, kdy je sledována změna objemu krve v periferním krevním oběhu.

Pro vyšetřující i pro pacienta samotného může být výhodné, alespoň co se komfortu týče, když nebude muset mít pacient ústa napojena na přístroje, které budou pozorovat činnost jeho dýchací soustavy. I za účelem snížení počtu měřicích přístrojů, a tedy i snížení nákladů na zdravotnickou péči existují různé metody, jak sledovat dýchání i tímto nepřímým způsobem, a to ze signálů EKG a PPG. Před zaměřením se na ony metody, kterými se dechová křivka z EKG a PPG odhaduje, bude věnována pozornost měření zvláště kardiovaskulární a zvláště dýchací soustavy.

1 Elektrokardiografie (EKG) a srdce

EKG je diagnostická metoda, která měří elektrickou aktivitu srdce. Je stěžejní pro vyšetření například bolestí na hrudi. Napomáhá i v léčbě poruch srdečního rytmu či infarktu myokardu. [1]

Elektrická aktivita srdce je zaznamenávána z povrchu těla. Obvykle bývá šest elektrod umístěno na hrudníku a další čtyři se připevňují ke každé končetině. Pro dobrý kontakt mezi kůží vyšetřovaného a elektrodami je občas nutno pacientovi oholit hrudník. [1]

Elektrická aktivita srdce, snímána různými elektrodami, je EKG přístrojem porovnávána a vytváří výsledný elektrický obraz zvaný svod. Tyto svody, tedy srovnání, pozorují srdce z odlišných směrů, například svod I pozoruje napětí na elektrodách, které se nachází na pravé a levé paži. [1]

1.1 Srdce

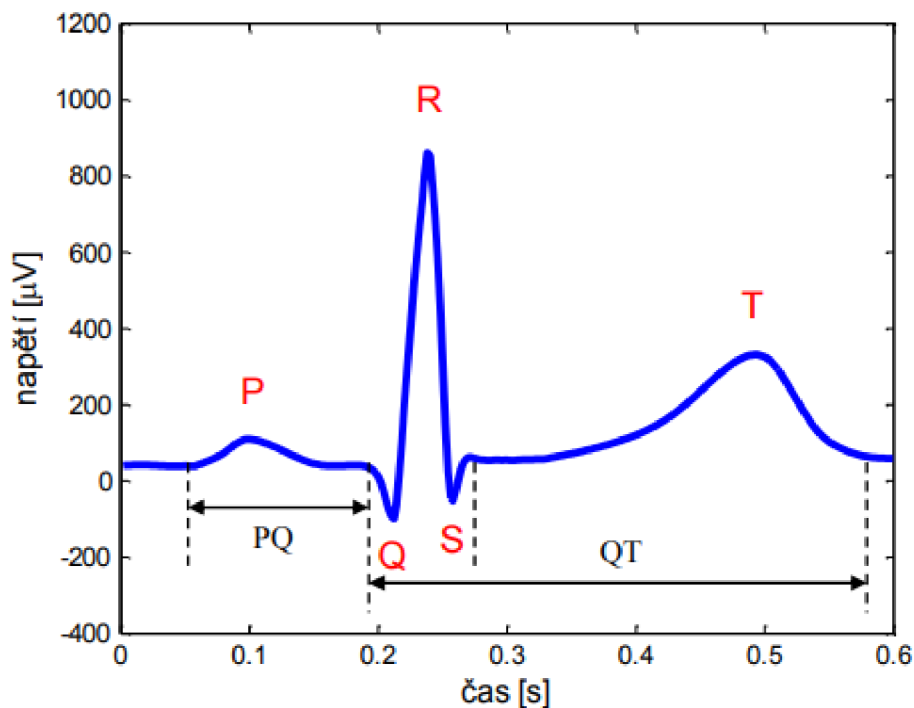
Srdce je nepárový orgán. Stěnu tohoto dutého orgánu vytváří zvláštní typ svaloviny, kterému se odborně říká myokard. V srdci se nacházejí čtyři dutiny, tedy dvě síně a dvě komory, které jsou vystlány endokardem, který je s myokardem spojen. [2], [3]

Svalovina srdečních komor se neustále rytmicky kontrahuje a relaxuje – těmto jevům se říká systola a diastola. Při systole dochází k vyprázdnění komor, při diastole zase k jejich naplnění. [2], [3]

V srdci vzniká elektrický impuls obvykle v pravé síni v oblasti sinoatriálního uzlu (SA uzlu) a šíří se přes svalová vlákna síní do dalšího specializovaného místa, které nese název atrioventrikulární uzel. Následně postoupí přes Hisův svazek do Tawarových ramének, do nichž se Hisův svazek rozděluje v komorovém septu. [1]

1.2 EKG křivka

V EKG křivce na obrázku 1.2 se nachází několik důležitých částí, které reprezentují různé děje v určité části srdce. Jedná se především o vlny P a T a QRS komplex. [4]



Obrázek 1.1: EKG křivka a její složky [4]

Vlna P reprezentuje depolarizaci, tedy systolu síní. Většinou trvá méně než 120 ms a nepřesáhne napětí 300 μV . QRS komplex je složka odrážející depolarizaci komor. Skládá se z tří kmitů – Q, první negativní kmit, dále pozitivní kmit R, a nakonec druhý negativní kmit S. Protože dosahuje velikostí až 3 mV, je QRS komplex nejvýraznější složkou EKG křivky. Vlna T nakonec odráží repolarizaci síní. Mívá hladký průběh, při vyšší tepové frekvenci se však zužuje a doba mezi T vlnou a komplexem QRS se zkracuje. [4]

Na EKG křivce ještě bývají měřeny intervaly PQ, RR a QT. PQ interval vyjadřuje čas potřebný k přechodu impulzu od SA uzlu do srdečních komor, tedy dobu mezi depolarizací síní a depolarizací komor. QT interval znázorňuje dobu od začátku depolarizace komor do konce jejich repolarizace. Interval RR, který je pro tuto práci nezbytné vysvětlit, je interval mezi dvěma po sobě jdoucími kmity R, což je doba trvání jednoho srdečního komorového cyklu. [4]

2 Snímání dýchání

Pro úplnost bude vhodné stručně pohovořit i o dýchací soustavě a jejím měření. U plic jsou hodnoceny plicní objemy a vlastní mechanika dýchání. Základními veličinami jsou zde dechová frekvence, minutová ventilace, inspirium a expirium (trvání nádechu a výdechu) a dechový objem. [5]

2.1 Plicní objemy a kapacity

Tyto veličiny, též známé jako statické, popisují, kolik vzduchu se za určitých podmínek „vejde“ do plic, případně kolik vzduchu z plic můžeme „dostat“. Patří mezi ně dechový objem, inspirační a expirační rezervní objem a reziduální plicní objem. Mezi plicní kapacity patří jejich příslušné součty. [5]

Dechový objem nám říká, jaký objem vzduchu se v plicích vymění při jednom klidovém dechu. V klidu je to zhruba 0,5 l vzduchu, se zátěží se dechový objem mění. Plíce ale dokáží vyměnit jedním nádechem mnohem více vzduchu. Měřit tedy můžeme ještě inspirační a expirační rezervní objem. Inspirační rezervní objem vyjadřuje množství vzduchu, které je člověk schopen vdechnout maximálním úsilím po klidném nádechu. Expirační rezervní objem zase vyjadřuje objem vzduchu, které člověk může ještě vydechnout po klidném výdechu. Za zmínku stojí také reziduální objem plic, který značí množství vzduchu, které zůstane v plicích i po maximálním výdechu. [5]

Zajímavější jsou však plicní kapacity, které tvoří součty výše zmíněných plicních objemů. Patří mezi ně vitální kapacita plic, což je součet dechového objemu a inspiračního a expiračního rezervního objemu. Jde tedy o objem vzduchu, který z plic dostaneme maximálním výdechem po maximálním nádechu. Pokud k vitální kapacitě přičteme ještě reziduální objem, získáme totální kapacitu plic, která se dá definovat jako objem vzduchu přítomný v plicích po maximálním možném nádechu. [5]

2.2 Dynamické plicní veličiny

Patří sem mimo jiné minutová ventilace a sekundová vitální kapacita. Minutová ventilace, jak již název napovídá, je objem vzduchu vydechnutý z plic za jednu minutu a v klidu se pohybuje mezi šesti až osmi litry za minutu. Při maximálním úsilí při výdechu během první vteřiny bychom pak naměřili takzvanou sekundovou vitální kapacitu. [5]

2.3 Spirometrie

Touto metodou se obvykle měří statické plicní objemy, které jsme uvedli výše. Metoda vyžaduje spolupráci vyšetřované osoby. Měřicí zařízení se nazývá spirometr a skládá se ze zvonu nebo válce s pístem, který se nachází ve vodní komoře, a plynu o

atmosferickém tlaku, který vyšetřovaný vdechuje a vydechuje. Protože by se v uzavřené nádobě s plynem zvyšovala koncentrace CO₂ a snižovala koncentrace O₂, zlepšuje se situace oddělením nádechové a výdechové ventilační trasy pro zvýšení komfortu vyšetřované osoby. [5]

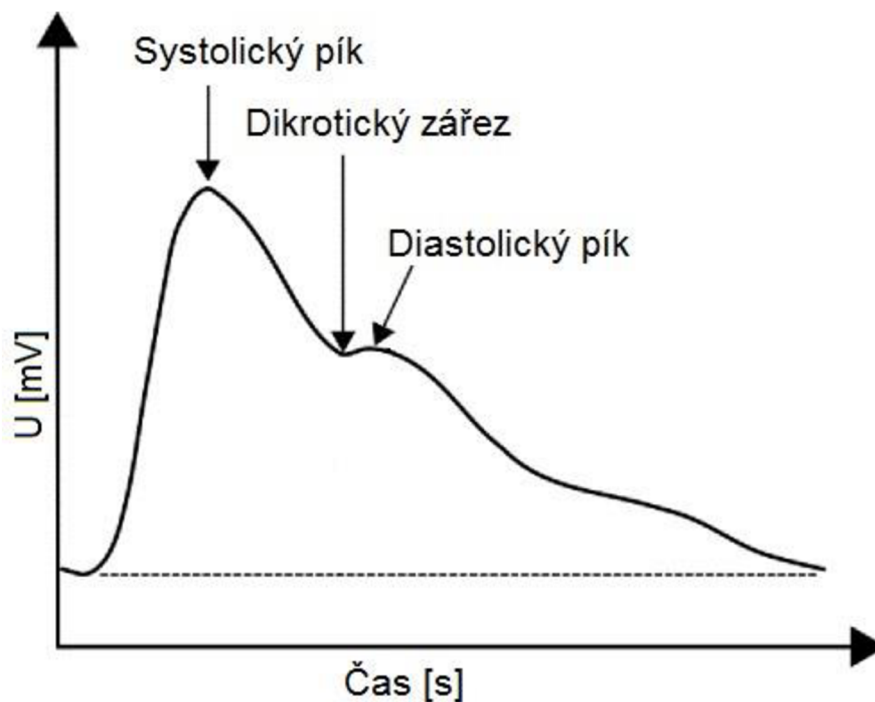
2.4 Fotopletysmografie

Fotoelektrická pletysmografie, zkráceně PPG, je neinvazivní metoda, která sleduje objemové změny krve v periferním oběhu. Jde o optickou metodu – vyžaduje LED diodu vysílající světlo skrz vyšetřovanou oblast. Dále obsahuje fotodetektor, který snímá dopadající světlo. [6], [7]

PPG využívá infračervené světlo o nízké intenzitě. To prochází biologickými tkáněmi a je jimi absorbováno, přičemž část dopadne na detektor. Světlo více absorbované krví než okolními tkáněmi, a tak změna intenzity světla na detektoru odpovídá změně objemu krve ve tkáni. [7]

Fotopletysmografie může najít v medicíně velké využití. Díky PPG je možné sledovat mnoho jevů, jako tepovou frekvenci, HRV, nasycení krve, respektive hemoglobinu kyslíkem, a také právě dechovou frekvenci. [7]

Na obrázku 2.1 je vidět křivka PPG i její důležité složky: Systolický a diastolický pík a dikrotický zářez. Lze si všimnout, že nejvíce světla je pohlceno při systole. [8]



Obrázek 2.1: PPG křivka odpovídající jednomu pulzu s poukázáním na systolický a diastolický pík a dikrotický zářez. [8]

2.5 Dechová křivka

Respirační signál se obvykle zaznamenává poměrně přesným způsobem, a to technikami, jako je spirometrie, o níž je krátce pojednáno výše v kapitole 2.3. Tyto konvenční metody však nelze použít ve všech případech, jako jsou spánkové studie a zátěžové testy, tj. schopnost srdce reagovat na vnější stres v kontrolovaném prostředí. Společná analýza respirační a srdeční aktivity naznačuje, že respirační signál lze odvodit elektrokardiogramem. V této práci je prostor pro různé metody, které dechovou křivku ze signálů EKG a PPG dokáží odvodit. [9], [10]

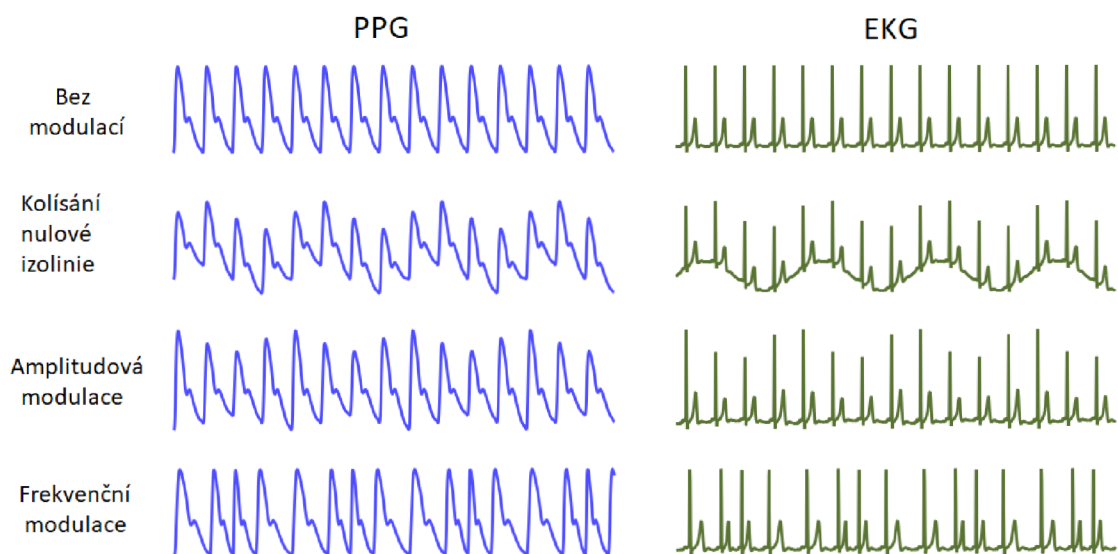
2.6 Souvislost signálů EKG a PPG s dechovou frekvencí

EKG i PPG vykazují tři druhy respiračních modulací, které souvisejí s dýcháním pacienta. Prvním druhem je kolísání nulové izolinie, též známé pod anglickými názvy drift nebo baseline wander (BW). U EKG je drift způsoben změnami orientace elektrické osy srdce vzhledem k elektrodám. Kolísání nulové izolinie u PPG je dáno změnami objemu krve ve tkáni, což je způsobeno změnami nitrohruďního tlaku přenášeného arteriální soustavou a vazokonstrikcí tepen během nádechu. [11], [12]

Druhou modulací jest modulace amplitudová, kdy mohou vlivem dýchání být zvýšeny, respektive sníženy hodnoty extrémů. Amplitudová modulace je v případě PPG způsobena snížením zdvihového objemu kvůli změnám nitrohruďního tlaku, čímž se sníží amplituda pulzu. U EKG má amplitudová modulace příčinu stejnou, jako tomu bylo u kolísání nulové izolinie. [11], [12]

Poslední, třetí druh modulace je frekvenční modulace, při níž se amplitudy pulzů přibližují či oddalují od sebe, a to jak u EKG, tak u PPG. Je úkazem spontánního zvýšení srdeční tepové frekvence při nádechu a jejího snížení při výdechu. Tento jev je známý jako respirační sinusová arytmie a zabývá se jím příslušná metoda v kapitole 3. [11], [12]

Na obrázku 2.2 jsou zobrazeny signály EKG i PPG s příslušnými modulacemi.



Obrázek 2.2.: Signály PPG a EKG postupně bez modulací, s kolísající nulovou izolinií, s amplitudovou modulací a nakonec s modulací frekvenční. [11]

3 Metody odhadu dechové křivky

3.1 Metoda extrakce driftu

Již bylo zmíněno v předchozích kapitolách, že jak signály EKG, tak signály PPG mohou obsahovat různé druhy modulací. Pro připomenutí se jednalo o frekvenční modulaci, amplitudovou modulaci a také kolísání nulové izolinie neboli baseline. [11]

Je tedy zřejmé, že právě na drift je vhodné se zaměřit. Pro jeho extrakci není třeba složitých postupů, postačí využít filtru typu dolní propust s mezní frekvencí kolem 0,5 Hz, což odpovídá třiceti dechům za minutu, což je hranice, kterou lidská dechová frekvence většinou nepřesáhne. Tato mezní frekvence zbaví signál drtivě většiny nonrespiračních složek signálu. Získaný drift je tedy respiračním signálem. [13]

3.2 Amplitudová modulace EKG a PPG:

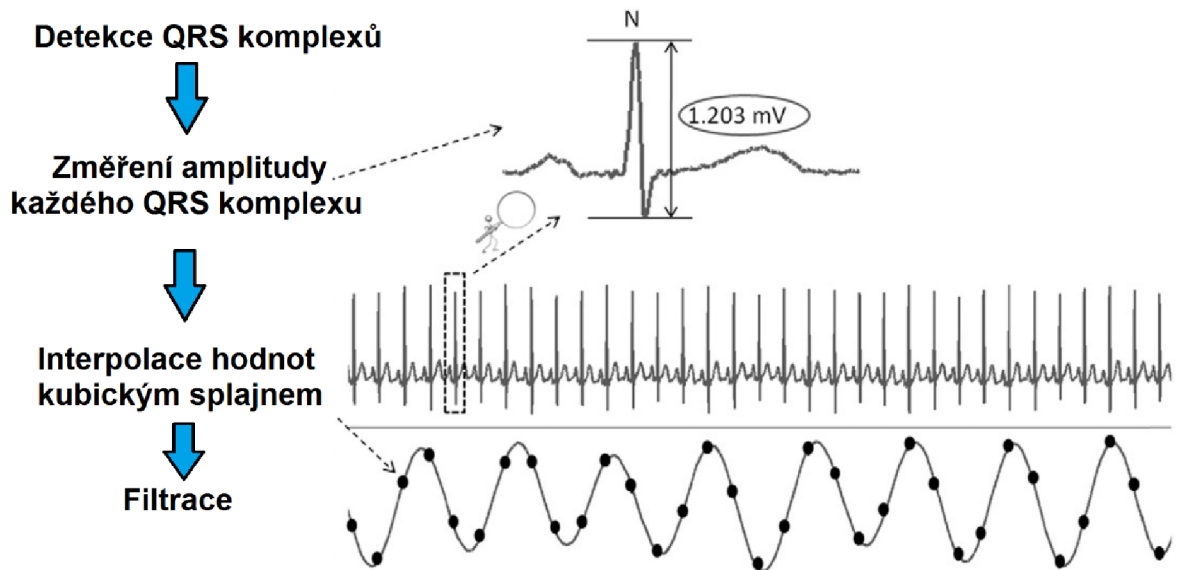
Signály EKG i PPG mohou být postiženy i amplitudovou modulací. V následujících podkapitolách bude popsáno, jak k modulacím dochází, a jak je z jednotlivých signálů získat.

3.2.1 Extrémy kmitů R v EKG

Tato metoda využívá zjednodušeného algoritmu, který využívá extrém komplexu QRS. Nevyžaduje výpočet šířky QRS nebo detekci nulové izolinie. [14]

Algoritmus je znázorněn na obrázku 3.1. První krok algoritmu je detekce QRS komplexů. Poté je změřena amplituda QRS komplexu. Tato amplituda se používá jako amplituda respiračního signálu v době každého úderu srdce. K vytvoření kontinuálního průběhu dechové křivky se používá interpolace kubickým splajnem. Nakonec je křivka filtrována pásmovou propustí vhodnou pro očekávaný rozsah dechové frekvence. [14]

Výhodou této metody je, že detekce QRS komplexu a měření extrému kmitu R jsou poněkud odolné vůči svalovým artefaktům. Amplitudový posun v důsledku pohybu hrudníku, který je základem metody, vykazuje dobrou korelaci s dechovým objemem, díky čemuž je metoda vhodná pro detekci epizod centrální apnoe. [14]



Obrázek 3.1: Průběh metody vycházející z extrémů R-kmitů [3]

3.2.2 Extrémy v PPG

Ze signálu PPG získáváme amplitudovou modulaci, které je přezdíváno RIAV (z anglického Respiratory Induced Amplitude Variations), což by se mohlo přeložit jako změny amplitud způsobené dýcháním. V signálech PPG dochází k amplitudovým modulacím kvůli změnám srdečního výdeje, které mají přímý důsledek v naplňování cév a dochází ke slabšímu pulzu. [11]

Amplitudová modulace je z PPG signálu extrahována tak, že jsou lokalizovány systolické píky i stanoveny jejich hodnoty. Stejně tak jsou nalezena i minima signálu, jejichž hodnoty jsou od hodnoty extrému odečteny. Následné vytvoření odhadu dechové křivky je pak dokončeno interpolací hodnot kubickým splajnem. [11], [12]

3.3 Frekvenční modulace EKG a PPG

Posledním zmiňovaným typem modulace, kterou je možné pozorovat u EKG i PPG signálů, je modulace frekvenční. Jak se v jednotlivých signálech sleduje, bude popsáno v následujících podkapitolách.

3.3.1 Kolísání délky RR intervalů v EKG

Tato metoda využívá variabilitu okamžité srdeční frekvence, (IHR, z anglického Instantaneous Heart Rate). Metoda je známá též jako metoda respirační sinusové arytmie (RSA). [14],[15]

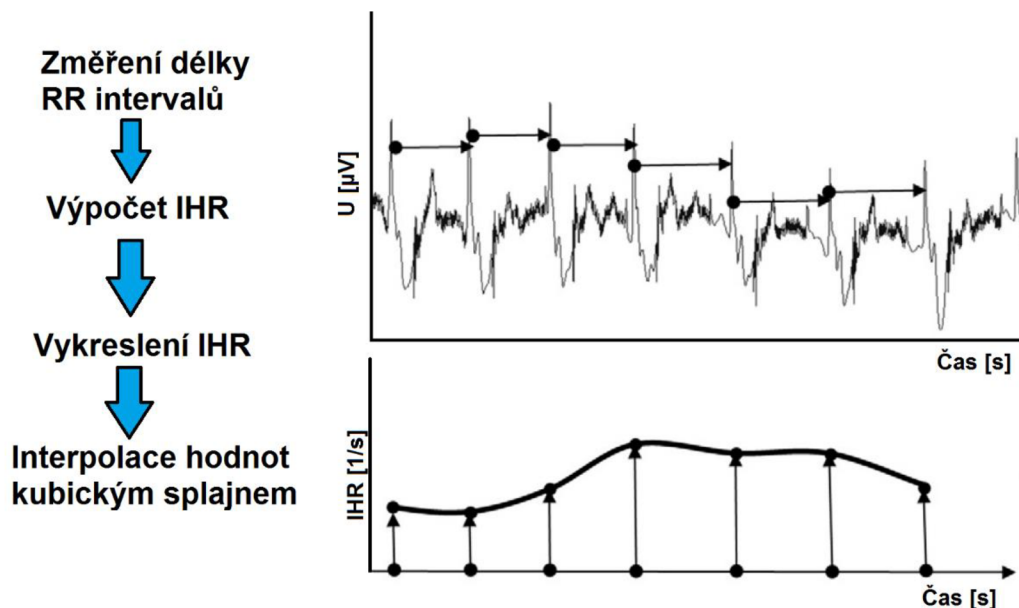
Metoda je založena na pozorované arytmií respiračního sinu řízené citlivostí baroreflexu. Receptory hlavních a periferních tepen zde reagují na drobné změny tlaku,

které vznikají dýcháním. IHR se obvykle zvyšuje při nádechu a klesá při výdechu. [14],[15]

Algoritmus je znázorněn na obrázku 3.2. Pro výpočet IHR se používají RR intervaly, respektive jejich převrácené hodnoty. Následně se hodnota IHR použije jako amplituda respirační křivky v každém tepu. Používání hodnoty IHR namísto hodnoty RR intervalu invertuje signál tak, aby měl píky na koncích inspirace a žlaby na koncích expirace. Tím se zajistí, že signál lépe odpovídá bodům maximálního a minimálního dechového objemu. Nakonec je provedena interpolace kubickým splajnem a vytvoří se konečný respirační průběh. [14]

Jednou z výhod metody RSA je, že jsou zapotřebí pouze místa QRS, jejichž detekce je poměrně odolná proti svalovému artefaktu. Nevýhod je bohužel mnoho, např. faktory ovlivňující srdeční rytmus (změna polohy, pobyt, cvičení, dýchání při poruchách spánku) mohou bránit hodnotám IHR přesně odrážet dýchání a dechový objem. [14],[15]

Podobně jako u metody sledující hodnoty extrémů kmitu R, vzorky dechové křivky jsou dostupné pouze v okamžicích QRS komplexu, a proto může dechová křivka být podvzorkována a tedy závislá na přesnosti kubického splajnu. [14]



Obrázek 3.2: Znáornění metody RSA [3]

3.3.2 Vzdálenosti mezi extrémy signálu PPG

Podobně jako v EKG, i v PPG lze frekvenční modulaci extrahovat díky odlišným vzdálenostem mezi extrémy jednotlivých pulzů. Jak již bylo zmíněno dříve, frekvence pulzů klesá při nádechu a roste při výdechu. Při znalosti tohoto faktu je pak zřejmé, že

odhad dechové křivky sestrojíme opět kubickým splajnem hodnot okamžitých frekvencí, které opět získáme jako převrácenou hodnotu vzdáleností systolických píků. [11]

3.4 Odvození z elektromyogramu

Tato metoda je založená na extrakci a zpracování signálu elektromyogramu z EKG. Předpokladem metody je, že záznamy EKG budou obsahovat „šum“ v podobě svalového třesu z elektrické aktivace mezižeberních svalů hrudníku a bránice během dýchacího cyklu. Tento EMG signál pochází ze svalových motorických jednotek aktivovaných centrálním nervovým systémem a je navrstven na srdeční EKG signál. [14]

Algoritmus pracuje s EKG signálem s vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Frekvenční pásmo EMG se nachází mezi 250–500 Hz. Jelikož data, s nimiž pracuje tato práce, ani zdaleka nedosahují požadované vzorkovací frekvence, nebude tato metoda v praktické části realizována, tudíž zde nebude ani algoritmus této metody nijak detailně popsán. [14]

3.5 Výpočet dechové frekvence

Z dechových křivek odhadnutých ze signálů EKG a PPG je dále možnost odhadnout dechovou frekvenci. Toho je též možné docílit řadou způsobů, mezi které patří kupříkladu detekce maxim a minim v průběhu signálu. Z jejich počtu je následně stanovena dechová frekvence. Je též možné se zaměřit na spektrum respiračního signálu a najít jeho dominantní frekvenci, nebo také získat okamžité frekvence, podobně jako při extrakci frekvenční modulace u EKG a PPG. [11]

3.6 Fúze odhadů dechových frekvencí

Pro přesnější výsledky odhadu dechové frekvence lze rovněž použít techniky fúze odhadů dechových frekvencí. Dechová frekvence se odhaduje z více signálů (např. využití signálu EKG a zároveň signálu PPG), nebo je odhadována více metodami. Nejjednodušší způsob je z několika dechových frekvencí vypočítat průměr či medián, ideálně po odstranění odlehlých hodnot. Dechové frekvence mohou být rovněž odvozeny z různých časových úseků jediného respiračního signálu. Kvalitu odhadu dechové frekvence lze posoudit díky směrodatné odchylce jednotlivých odhadů. [11]

4 Realizace metod pro odhad dechové křivky

4.1 Použité programy

Metody byly realizovány v programovacím prostředí Matlab, verze R2019b.

Pro interpretaci byla na doporučení vedoucího práce použita funkce *REF_K2.m* (Autor Lukáš Smital), modifikovaná funkce původně použitá v předmětu MPC-ACS 2020. Cílem práce bylo navrhnout algoritmus pro odhad dechové frekvence. Zmiňovaná funkce *REF_K2.m* pak rozděluje každý signál na osm částí po jedné minutě, odhadnutou hodnotu dechové frekvence srovná s hodnotou referenční a vypočítá tzv. MAE (z anglického Mean Absolute Error) tedy průměrnou absolutní odchylku. Funkce pro každý signál vypočítá osm odchylek od referenční hodnoty, a z těchto osmi odchylek vypočítá průměr a uloží do proměnné *MAEs*. O průměrné absolutní odchylce pojednává kapitola 4.5. Referenční dechové frekvence jsou poté zvoleny jako průměr hodnot stanovených dvěma nezávislými experty. V této funkci jsou navíc podle šablony vyřazovány právě ty minutové části záznamu, kde se experti lišili o více než 2 dechy/min. Které části to jsou, je uvedeno v šabloně *REF_K2_sablona.mat*.

Pro detekci komplexů QRS byla převzata funkce *detektor_R_vlny.m* (Autorky Nikola Polzerová a Barbora Pomykalová). Autorky detektor vytvořily v rámci projektu do předmětu AABS 2020. Princip tohoto detektoru bude popsán níže, a to v kapitole 4.4.

Pro ozkoušení úspěšnosti detektoru QRS komplexů byla převzata funkce *CSE_QRS_tester_1svod.m* (Autor Martin Vitek). Tato funkce pracuje se 123 signály z knihovny CSE a vyjadřuje úspěšnost detektoru skrze dvě veličiny, a to selektivitu *S* a prediktivitu *P*.

Senzitivita je počet detekovaných QRS komplexů ze všech QRS komplexů, které se v signálu nachází. Jinými slovy jde o pravděpodobnost pozitivní detekce, je-li QRS komplex přítomen. Prediktivita je pak pravděpodobnost přítomnosti QRS při pozitivní detekci. Jejich výpočet je znázorněn v rovnicích 4.1 a 4.2,

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} \quad (4.1)$$

$$P^+ = \frac{SP}{SP + FP} \quad (4.2)$$

kde *SP* je počet správně detekovaných QRS komplexů, *FN* je počet nedetekovaných komplexů a *FP* je počet mylně detekovaných komplexů. [13]

4.2 Použitá data

Data byla stažena z webu PhysioNet, získaná byla na kriticky nemocných pacientech během jejich pobytu v centru BIDMC v Bostonu. Soubor dat obsahuje 53 osmiminutových záznamů (celkem tedy 424 minut záznamu) o vzorkovací frekvenci 125 Hz. Každý záznam obsahuje fyziologické signály EKG a PPG, a také referenční hodnoty dechové frekvence od dvou expertů. [10]

4.3 Předzpracování dat

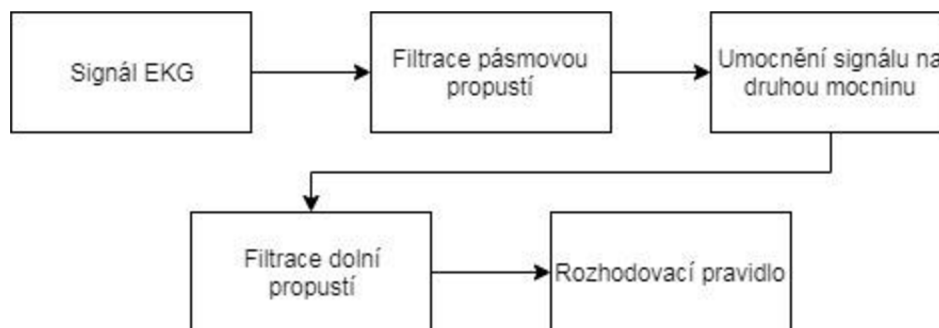
Pro lepší interpretaci budou v této práci zobrazeny ukázky signálů o délce pouze šedesáti sekund z původních osmi minut.

Data nebylo nutné zbavovat žádného šumu, jak tomu obvykle bývá kupříkladu s filtrací síťového brumu v EKG. [13]

4.4 Detekce QRS komplexů

Pro některé metody je nezbytné detekovat komplexy QRS. Jde zejména o metody vycházející z amplitudové a frekvenční modulace signálu EKG, které jsou vysvětleny v kapitolách 3.2.1 a 3.3.1.

Pro účely této práce byl využit detektor založený na principu odhadu obálky signálu, jehož postup je níže znázorněn blokovým schématem na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Blokové schéma detektoru QRS komplexů

Vstupní signál EKG byl nejprve filtrován pásmovou propustí, a to o frekvenčním rozsahu od 10 Hz do 21 Hz. Byly tak zvýrazněny komplexy QRS a potlačeny ostatní složky signálu. Dalšího zvýraznění QRS komplexu, respektive R-kmitu bylo dosaženo umocněním filtrovaného signálu. Navíc byl signál zbaven záporných hodnot, které se umocněním staly kladnými. Následovala filtrace dolní propustí s mezní frekvencí 3 Hz, která signál vyhladila. Detekce R-kmitu byla následně provedena funkcí *findpeaks*, která je v Matlabu dostupná. V rámci rozhodovacího pravidla byl vytvořen práh ve výši 40 %

průměru amplitud nalezených funkcí *findpeaks*, čímž je zabráněno chybné detekci. QRS komplex je tak detekován v pozici kmitu R.

Pomocí testeru *CSE_QRS_tester_Isvod.m* byly zjištěny hodnoty selektivity a prediktivity, které jsou v tabulce 4.1.

Selektivita	98.71 %
Prediktivita	99.11 %

Tabulka 4.1: Hodnoty selektivity a prediktivity pro detektor QRS komplexu

4.5 Interpolace kubickým splajnem

Metody mnohdy nevytvoří ihned celou dechovou křivku, ale jen několik bodů. Oblast mezi nimi je tedy nutno dotvořit jinak. V této práci se tak bude dít interpolací kubickým splajnem. Jde o soustavu polynomů řádu 3, kde platí:

$$S(x) = \sum_{i=1}^n S_i(x) \quad (4.3)$$

kde

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (4.4)$$

kde a_i , b_i , c_i a d_i jsou koeficienty splajnu pro interval mezi dvěma uzlovými body $\langle x_i, x_{i+1} \rangle$. V Matlabu je tento krok řešen funkcí *spline*, dostupnou v Matlabu. [16]

4.6 Podvzorkování signálu

Výpočet poněkud urychlilo, když byly dechové křivky před výpočtem dechové frekvence podvzorkovány na vzorkovací frekvenci 5 Hz. Některým metodám podvzorkování dokonce zajistilo i lepší výsledky. Podvzorkování zajišťuje funkce *us5avg.m*, která vytvoří nový vzorek z průměru 25 vzorků původního signálu.

4.7 Průměrná absolutní odchylka a směrodatná odchylka

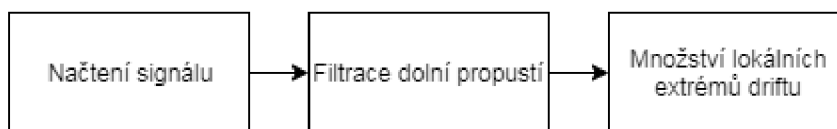
Funkce *REF_K2.m* počítá na výstupu průměrnou absolutní odchylku MAE. Ta je v této práci vypočtena dle rovnice:

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |R(n) - R_{ref}(n)| \quad (4.5)$$

kde N je celkový počet detekovaných dechových frekvencí, který je shodný s počtem referenčních frekvencí, a to právě 399 po vyřazení 25 minutových úseků signálu pro větší odchylku hodnotitelů. $R(n)$ jsou hodnoty detekované dechové frekvence, $R_{ref}(n)$ jsou hodnoty referenční dechové frekvence. [12]

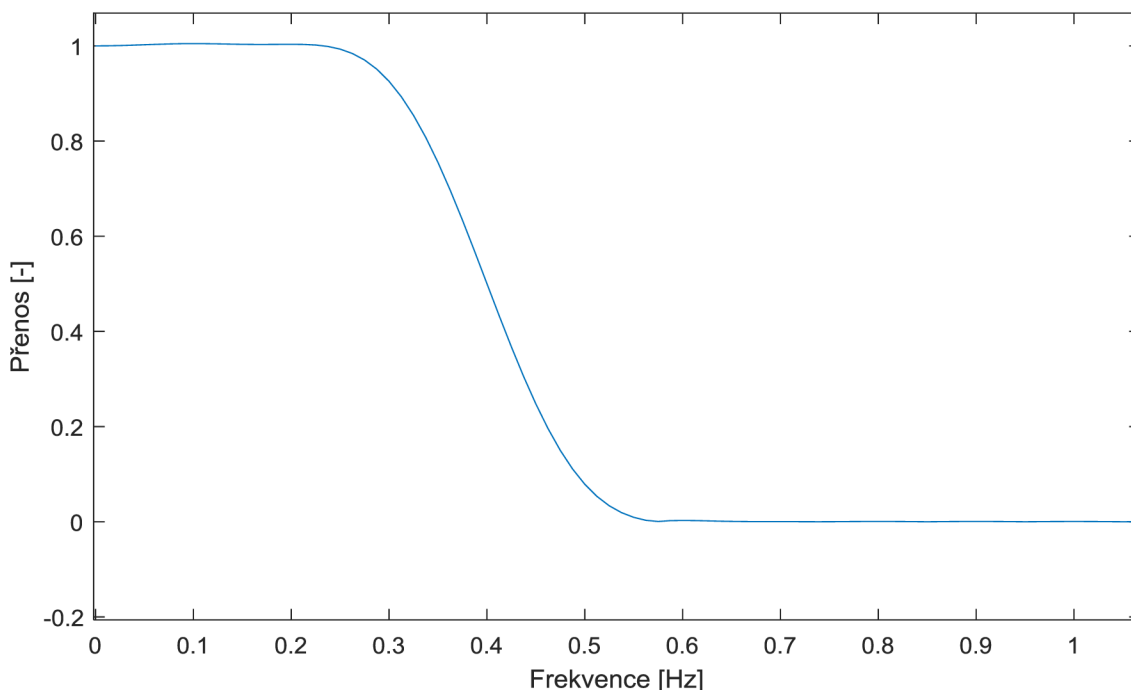
4.8 Extrakce driftu ze signálů EKG a PPG

Jak již bylo zmíněno v kapitole 3.1: Nejjednodušší metoda, kterou by bylo možné z EKG dechovou křivku odhadnout, je získání tzv. driftu z původního signálu, jak je vidět ze schématu na obrázku 4.2. Drift je totiž ovlivněn mimo jiné i dýcháním. Pro interpretaci byly vybrány signály EKG a PPG č. 2.



Obrázek 4.2: Blokové schéma odhadu dechové frekvence extrakcí driftu

Drift byl ze signálů EKG a PPG extrahován filtrem typu FIR s mezní frekvencí 0.4 Hz, která odpovídá dechové frekvenci 24 dechů/min. Na obrázku 4.3 níže je zobrazena frekvenční charakteristika použitého filtru.



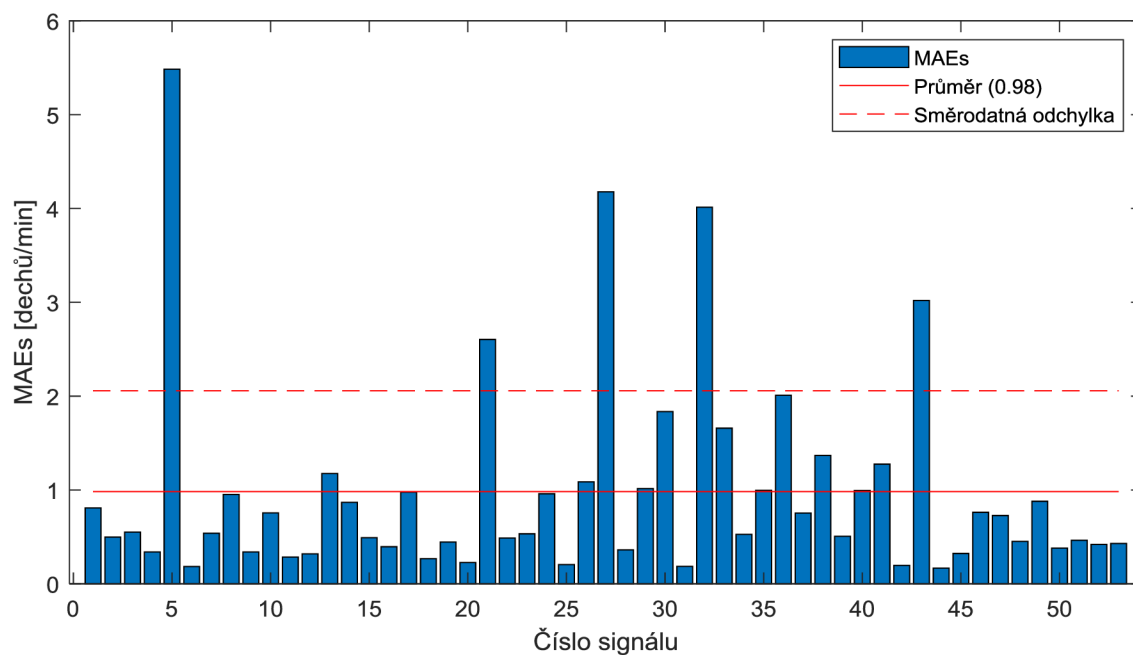
Obrázek 4.3.: Frekvenční charakteristika použitého filtru typu dolní propust

Následně byly v driftu obou signálů nalezeny extrémů a bylo spočítáno jejich množství. Jelikož vyhodnocovací funkce zpracovává právě 1 minutu záznamu, množství extrémů odpovídá odhadu počtu dechových cyklů za minutu. V tabulce 4.2 se nachází výsledky podle toho, z kterého množství extrémů byla dechová frekvence stanovena.

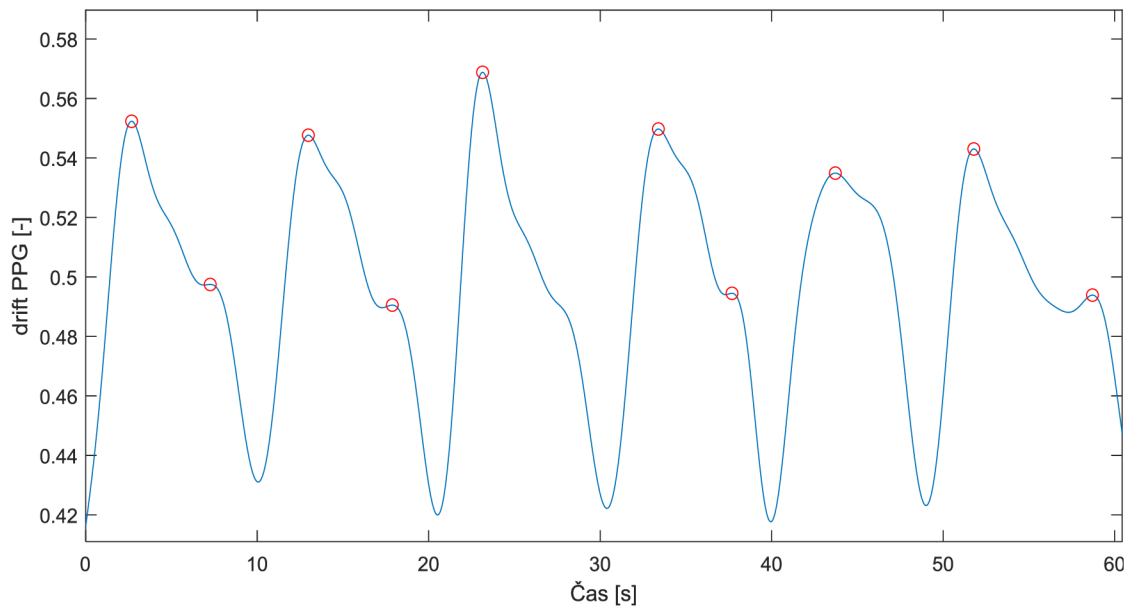
Zvolené extrémy	Průměrná MAE
Průměrný počet maxim v minutě driftu PPG i EKG	1,03 dechů/min
Průměrný počet minim v minutě driftu PPG i EKG	1,01 dechů/min
Průměrný počet maxim a minim v minutě driftu EKG	1,16 dechů/min
Průměrný počet maxim a minim v minutě driftu PPG	0,98 dechů/min

Tabulka 4.2: Výsledky odhadu dechových frekvencí metodou extrakce driftu

Na obrázku 4.4 je potom přehled jednotlivých MAE u nejúspěšnějšího způsobu stanovení dechové frekvence, což byl právě průměr maxim a minim driftu PPG s průměrnou MAE 0,98 dechů/min. Z tabulky 4.2 je ovšem vidět, že při odhadování dechových frekvencí z obou driftů najednou se také dosáhne kvalitních výsledků. Největší MAE byla u signálu 5, jehož drift je zobrazen na obrázku 4.5. Podvzorkování na $f_{vz} = 5$ Hz, které obvykle výsledky zlepšilo, tentokrát výsledky nezlepšilo.

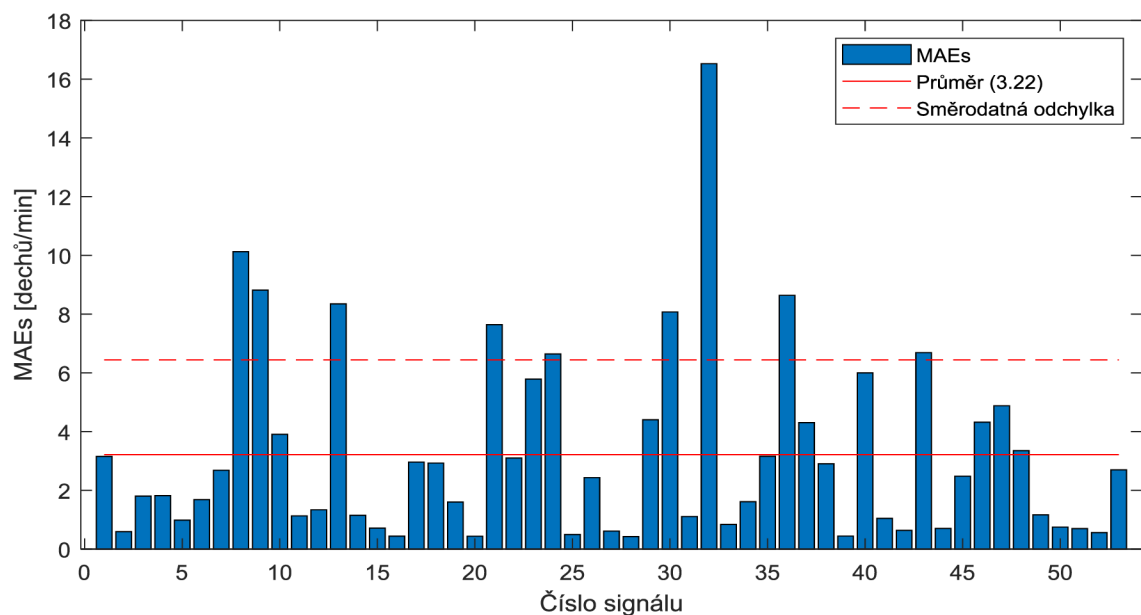


Obrázek 4.4: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí z driftu PPG



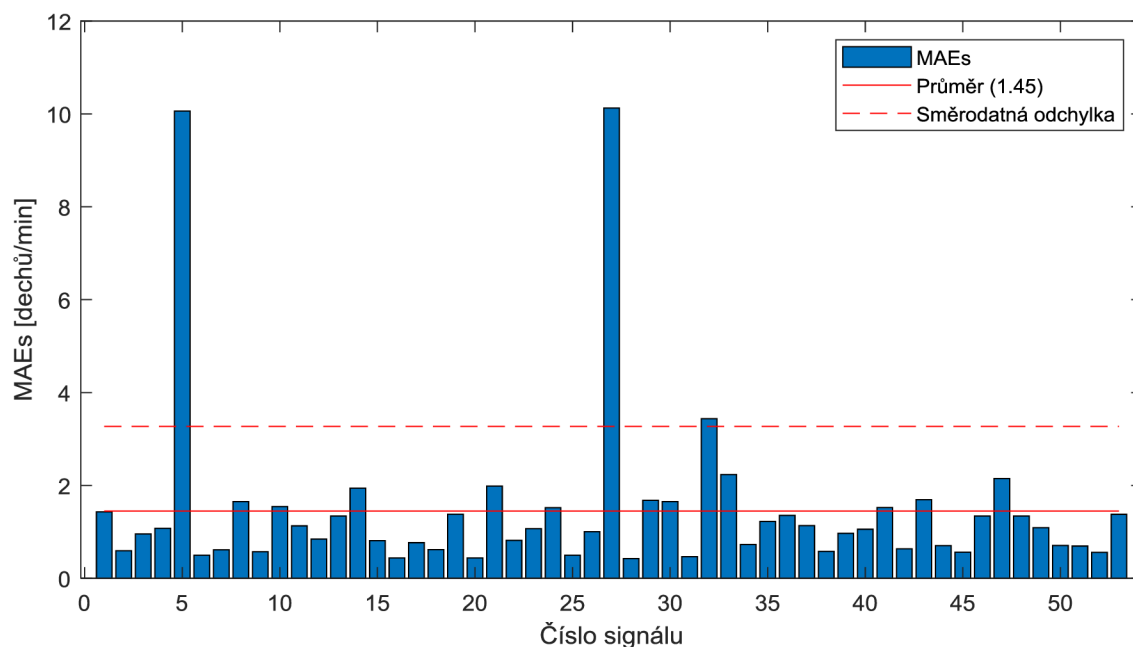
Obrázek 4.5: Drift signálu PPG číslo 5 (první minuta), jehož vysoká MAE přesáhla 5 dechů/min, patrně kvůli častějšímu výskytu lokálních extrémů.

Též je možné se podívat na spektrum driftu a najít jeho dominantní frekvenci. Postup byl takový, že byl od driftu odečten jeho průměr a výsledek byl vynásoben Hammingovým oknem pro optimalizaci spektra a zmírnění jeho bočních laloků. Maximum poté bylo hledáno od 11. spektrální čáry, která odpovídá šesti dechům/min. Při takovémto přizpůsobení se signálu s nejnižší dechovou frekvencí sice je možné na tomto signálu dosáhnout MAE nižší, než 1, ale celkově takového přizpůsobení spíše ztrácí na spolehlivosti, jak vidno na obrázku 4.6.



Obrázek 4.6: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí odhadovaných z maxim spekter driftu PPG s přizpůsobením signálu č. 5

Nejllepšíh výsledků je touto metodou odhadu dechové frekvence dosaženo, pokud je maximum spektra hledáno od 23. spektrální čáry, která odpovídá frekvenci 13,2 dechů/min. Na obrázku 4.7 jsou vidět jednotlivé MAE. Lze si všimnout, že signály 5 a 27 mají nejvyšší MAE, ale metoda odhaduje dechovou frekvenci spolehlivěji, než když byla přizpůsobena signálu číslo 5.



Obrázek 4.7: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí odhadovaných z maxim spekter driftu PPG bez přizpůsobení signálu č. 5

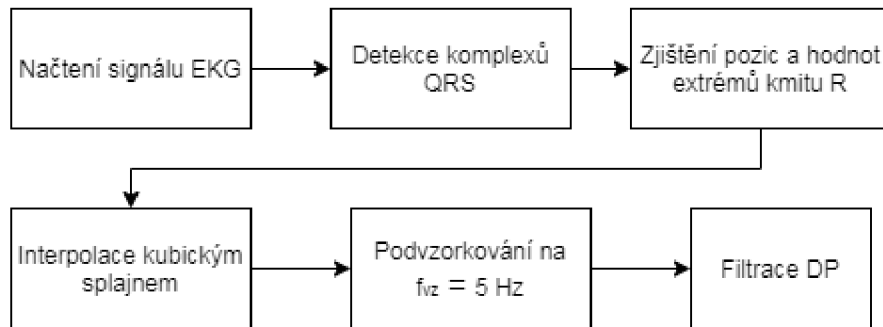
V Tabulce 4.3 je dále vidět, jak si tato metoda odhadu dechové frekvence vede v závislosti na tom, ze kterých signálů (respektive spekter jejich driftů) je použit. Z výsledků je patrné, že při fúzi odhadů (použití spekter obou driftů) lze dosáhnout nižší odchylky.

Zvolená spektra	Průměrná MAE
Spektrum driftu PPG	1,48 dechů/min
Spektrum driftu EKG	1,42 dechů/min
Spektrum obou driftů (průměr)	1,35 dechů/min

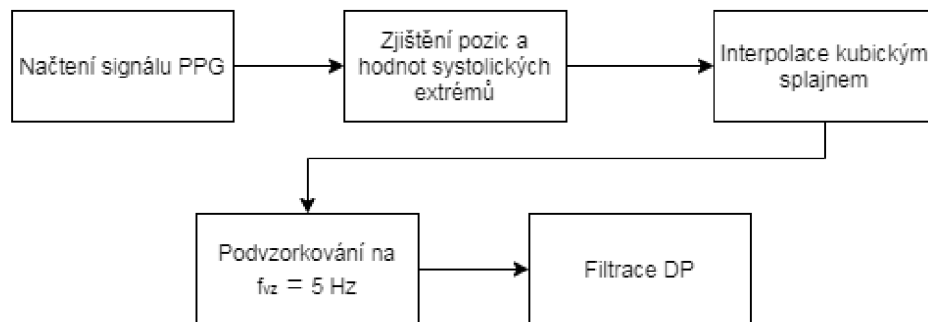
Tabulka 4.3: Výsledky odhadu dechové frekvence z maxim spekter driftů

4.9 Amplitudová modulace signálů EKG a PPG

Tato metoda sleduje extrémy R-kmitů v signálu EKG. U signálu PPG sleduje zase extrémy systolických vln. V případě obou signálů využívá kolísání hodnot těchto extrémů. Na obrázku 4.8 je schéma odhadu dechové křivky ze signálu EKG, na obrázku 4.9 pak ze signálu PPG.

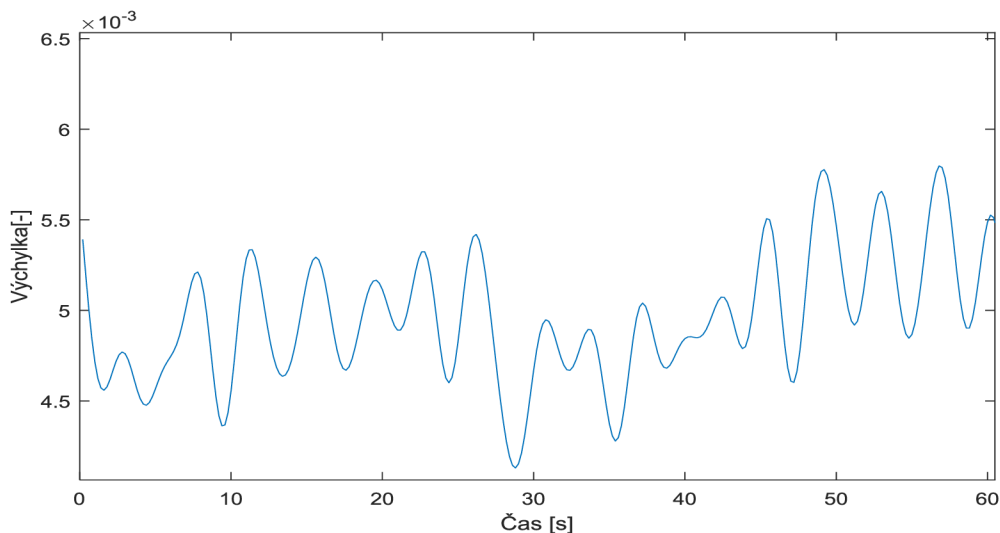


Obrázek 4.8: Blokové schéma metody vycházející z amplitudové modulace EKG.



Obrázek 4.9: Blokové schéma metody vycházející z amplitudové modulace PPG

Jakmile jsou zjištěny hodnoty extrémů a jejich pozice, je možné tato získaná data interpolovat kubickým splajnem, čímž je z několika bodů vytvořena křivka. Pro zlepšení výsledků a snížení výpočetní náročnosti byl odhad dechové křivky podvzorkován na $f_{vz} = 5$ Hz. Nakonec je třeba ještě filtrovat křivku dle očekávaných dechových frekvencí, proto byl zvolen filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 0,4 Hz. Na obrázku 4.10 je vidět křivka po podvzorkování a po filtraci.

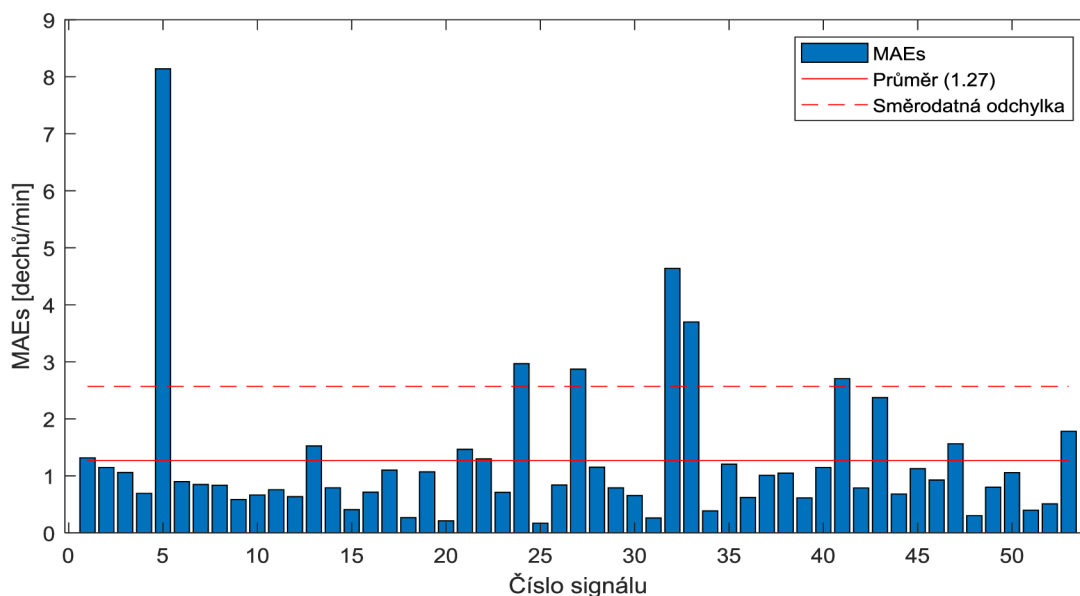


Obrázek 4.10: Odhad dechové křivky ze signálu EKG č. 2, první minuta.

V tabulce 4.4 se nacházejí výsledky odhadu dechové frekvence, které byly stanoveny z extrémů příslušných odhadů dechových frekvencí, na obrázku 4.11 pak přehled MAE nejuspěšnějšího způsobu odhadu dechové frekvence z amplitudové modulace.

Zvolené signály	Průměrná MAE
Odhad dechové křivky ze signálu EKG	1,42 dechů/min
Odhad dechové křivky ze signálu PPG	1,36 dechů/min
Odhad dechové křivky z EKG i PPG (průměr)	1,27 dechů/min

Tabulka 4.4: Výsledky odhadu dechové frekvence metodou vycházející z amplitudové modulace



Obrázek 4.11: Průměrné absolutní odchylky od průměru dechových frekvencí stanovených z amplitudové modulace signálů PPG a EKG

4.10 Frekvenční modulace signálů EKG a PPG

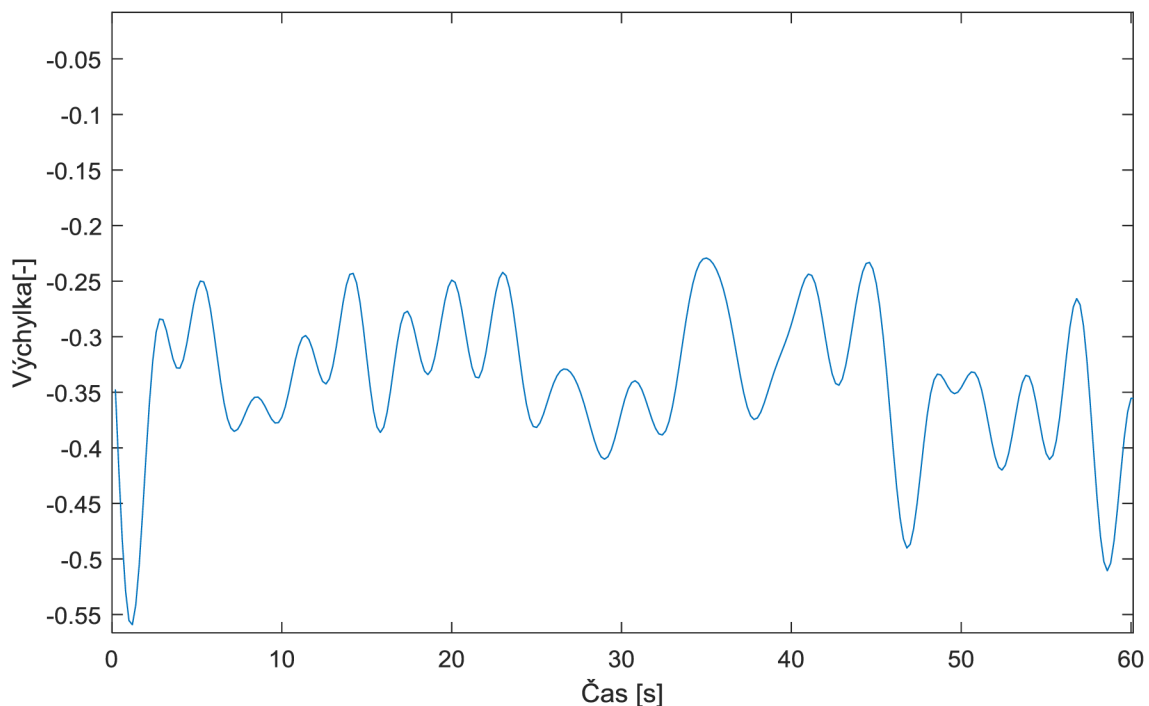
Metoda vycházející z frekvenční modulace vychází ze vzdálenosti extrémů signálů od sebe. V případě EKG jde o extrémy R-kmitů, v případě PPG o extrémy systolických vln. Na obrázku 4.12 níže je znázorněno blokové schéma této metody



Obrázek 4.12: Blokové schéma metody vycházející z frekvenční modulace.

Pro realizaci bylo tedy nutné ihned po načtení detekovat extrémy signálů. Detekované pozice extrémů byly uloženy do vektoru a byly přepočítány na délku intervalů, a to za pomoci funkce *diff* v Matlabu. Jelikož bylo doposud počítáno se vzorky, je nutné převést tyto vzdálenosti na sekundy, proto je třeba ještě vydělit celý vektor vzorkovací frekvencí.

Kýžený vektor okamžitých frekvencí je potom získán tak, že se každá hodnota vektoru délek intervalů převrátí, tedy umocní na -1. Vektor okamžitých frekvencí pak představuje hodnotu odhadované dechové křivky právě v místě, kde byly detekovány extrémy. Následuje interpolace kubickým splajnem a podvzorkování a dechová křivka je na světě. Pro vyhlazení křivky byl použit stejný filtr jako v kapitole 4.9, tedy dolní propust s mezní frekvencí 0,4 Hz. Na obrázku 4.13 je vidět odhad dechové křivky po podvzorkování i po filtraci.

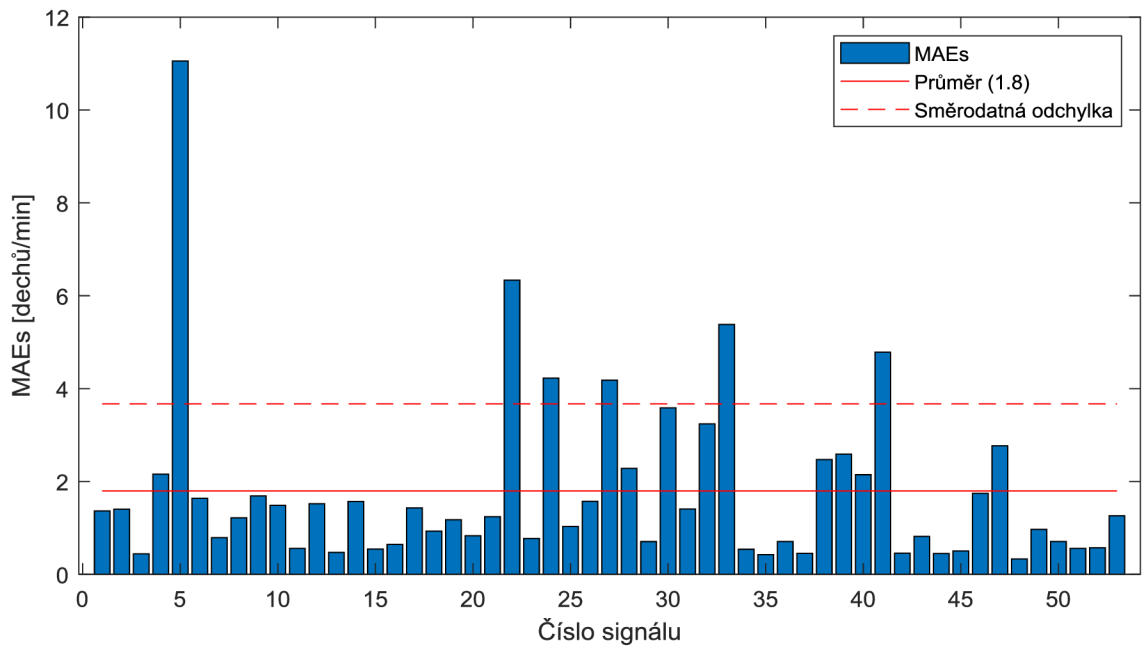


Obrázek 4.13: Odhad dechové křivky ze signálu PPG č. 6, první minuta.

Metoda je zhodnocena v tabulce 4.5. Po úpravě mezní frekvence a impulzní charakteristiky filtru ve funkci, která odhadovala dechovou frekvenci ze signálu EKG, je nejúspěšnější odhad dechové křivky právě z EKG. Z MAE 3,09 dechů/min se posunula na 1,8 dechů/min a je tak nejúspěšnější metodou odhadu dechové frekvence vycházející z frekvenční modulace. Na obrázku 4.14 je detailnější výsledek této „pokrokové“ metody. Je zajímavé, že MAE z odhadu dechové frekvence z EKG i PPG je až na pár tisícín dechů/min téměř totožná s MAE odhadu dechové frekvence pouze z EKG.

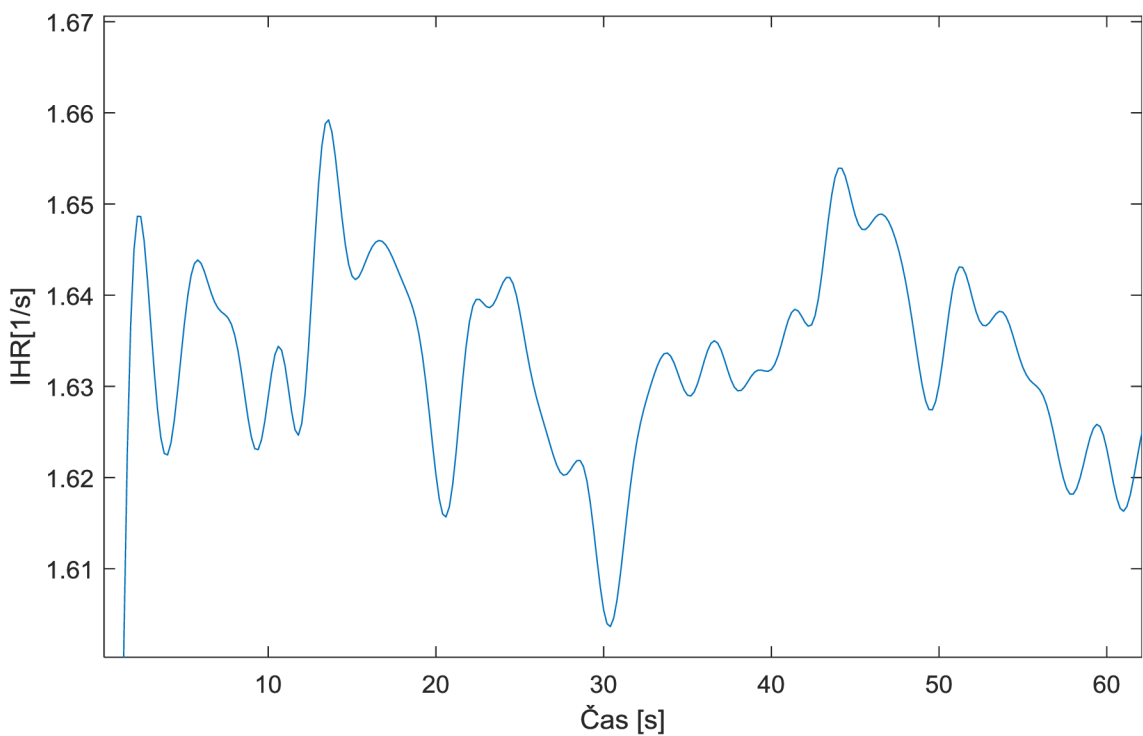
Zvolené signály	Průměrná MAE
Odhad dechové křivky ze signálu EKG	1,8 dechů/min
Odhad dechové křivky ze signálu PPG	2,07 dechů/min
Odhad dechové křivky z EKG i PPG (průměr)	1,8 dechů/min

Tabulka 4.5: Výsledky odhadu dechové frekvence metodou vycházející z frekvenční modulace



Obrázek 4.14: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z frekvenční modulace EKG

Největší MAE je opět u signálu č. 5, blíží se číslu 12. Jak je patrné z obrázku 4.15, odhad dechové křivky vycházející z frekvenční modulace obsahuje velké množství lokálních extrémů, které ne vždycky souvisí s respirací. Většina ostatních dechových frekvencí je odhadnuta poněkud spolehlivě.



Obrázek 4.15: Odhad dechové křivky signálu EKG č.5 (první minuta) s velkým množstvím lokálních extrémů

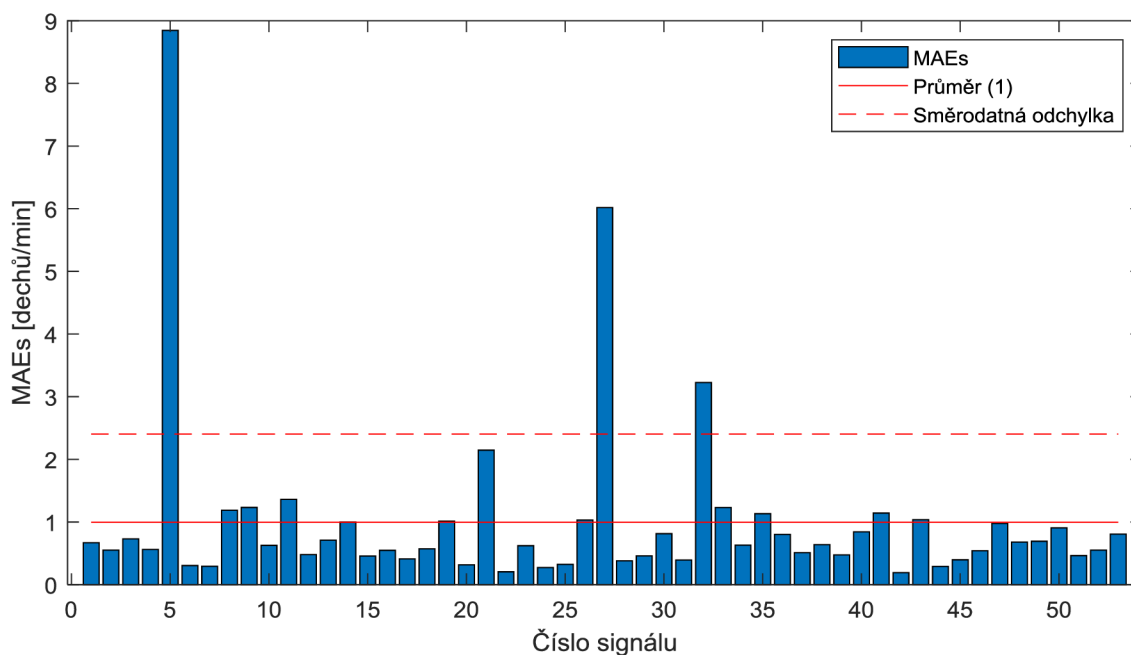
4.11 Fúze odhadů

Pro optimalizaci výsledků je vhodné nezůstat u jedné metody, ale spojit více metod odhadu dechové frekvence a mít výsledky z více zdrojů. Jako malá ukázka fúzí odhadů dechové frekvence posloužily v předchozích kapitolách odhady, při kterých byly použité respirační křivky z EKG i PPG najednou a byl použit jejich průměr.

Další možností je sledovat více aspektů dechové křivky. Z metody extrakce driftu to může být například fúze odhadu dechové frekvence z extrémů driftu a z maxim spekter driftu. Úspěšnost této fúze je vidět v tabulce 4.6, nejúspěšnější fúze je potom podrobněji znázorněná na obrázku 4.17. Opět se vyplatilo pozorovat oba signály a na nich více jevů.

Fúze metod	Průměrná MAE
Extrémy a spektrum driftu PPG (průměr)	1,09 dechů/min
Extrémy a spektrum driftu EKG (průměr)	1,17 dechů/min
Extrémy a spektrum obou driftů (medián)	1 dechů/min

Tabulka 4.6: Výsledky fúzí odhadů dechové frekvence z množství extrémů driftů a zároveň spekter driftů



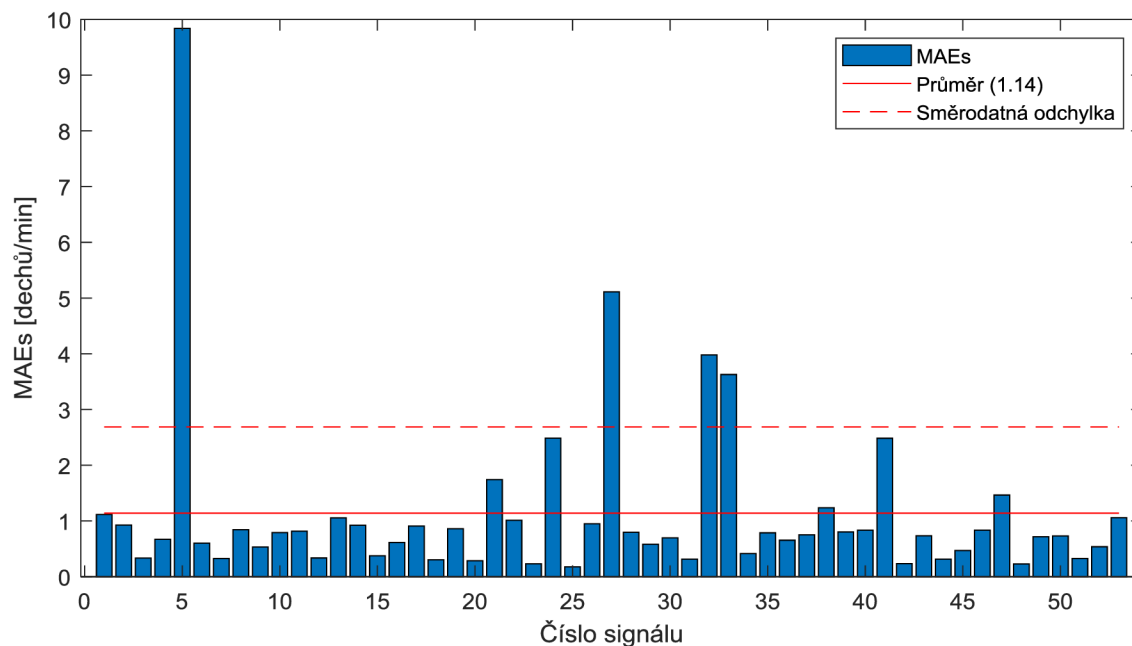
Obrázek 4.16: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z množství extrémů v driftu EKG i PPG a z maxim spekter těchto signálů

Nabízí se zde také fúze metod odhadu křivky, z níž je dechová frekvence odhadována, tedy že je dechová frekvence získána z křivek získaných ze stejného signálu různými způsoby. V tabulce 4.7 jsou zapsány výsledky odhadu dechové frekvence z driftu, amplitudové modulace a frekvenční modulace. Dechové frekvence byly stanovovány z množství extrémů dechových křivek a z nich zvolen medián.

Fúze metod	Průměrná MAE
Drift, amplitudová a frekvenční modulace EKG (medián)	1,2 dechů/min
Drift, amplitudová a frekvenční modulace EKG (medián)	1,15 dechů/min
Drift, amplitudová a frekvenční modulace EKG i PPG (medián)	1,12 dechů/min

Tabulka 4.7: Výsledky fúzi metod odhadů dechové křivky

Na obrázku 4.17 jsou vidět průměrné absolutní odchylky nejúspěšnější varianty této fúze, která zahrnuje signál EKG i PPG.



Obrázek 4.17: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z driftu, amplitudové i frekvenční modulace signálů EKG i PPG.

Nakonec bude zajímavé zmínit fúzi tří nejhorších metod a tří nejlepších metod, které byly v této práci vyjma jejich fúzí realizovány. Nejlepší výsledky v této práci měly odhady dechové frekvence z množství extrémů driftu PPG (MAE = 0,98 dechů/min), odhad vycházející z amplitudové modulace EKG i PPG (MAE = 1,27 dechů/min), a odhad vycházející ze spekter driftů obou signálů (MAE = 1,35 dechů/min). Při této fúzi byl jako výsledná dechová frekvence zvolen medián z původních tří odhadů dechové frekvence.

Mezi nejméně úspěšné metody soudě dle MAE patří odhad dechové frekvence vycházející z frekvenční modulace PPG (MAE = 2,07 dechů/min), odhad vycházející z maxima spektra driftu EKG (MAE = 1,49 dechů/min), a odhad dechové frekvence vycházející z amplitudové modulace EKG (MAE = 1,42 dechů/min). Při této fúzi byl jako výsledná dechová frekvence též zvolen medián z původních tří odhadů dechové frekvence. V tabulce 4.8 jsou zapsány odchylky MAE u těchto dvou fúzí.

Výběr metod	Průměrná MAE
Tři nejúspěšnější (medián)	0,99 dechů/min
Tři nejneúspěšnější (medián)	1,41 dechů/min

Tabulka 4.8: Výsledky fúzí nejúspěšnějších a nejneúspěšnějších metod

5 Diskuze výsledků

V této práci byly realizovány tři metody odhadu dechové frekvence z EKG a PPG. Vyhodnocení bylo prováděno funkcí *REF_K2.m*, kterou byla vypočítána průměrná MAE pro každou realizovanou metodu. V rámci práce byla použita pro tuto funkci šablona *REF_K2_sablona.mat*. Ta odstraní některé úseky signálů, v jejichž hodnocení se experti lišili více než o dva dechy/min. Výsledky to lehce zlepšil. Nejúspěšnější výsledky měl odhad dechové frekvence vycházející pouze z extrémů driftu PPG. Druhá nejúspěšnější byla fúze tří nejúspěšnějších variant (odhad dechové frekvence z driftu PPG, z amplitudové modulace EKG i PPG, a z maxim spekter EKG i PPG), jejíž průměrná MAE se od nejúspěšnější metody lišila pouze o jednu setinu dechu/min. Na třetím místě v žebříčku úspěšnosti se pak umístila fúze odhadů dechové frekvence vycházející z počtu extrémů i maxim spekter driftů EKG i PPG. Za zmínku stojí i fúze metod vycházejících ze všech druhů modulací (drift, amplitudová a frekvenční modulace) signálů EKG i PPG. V tabulce 5.1 je přehled odchylek MAE těchto nejúspěšnějších metod odhadu dechové frekvence.

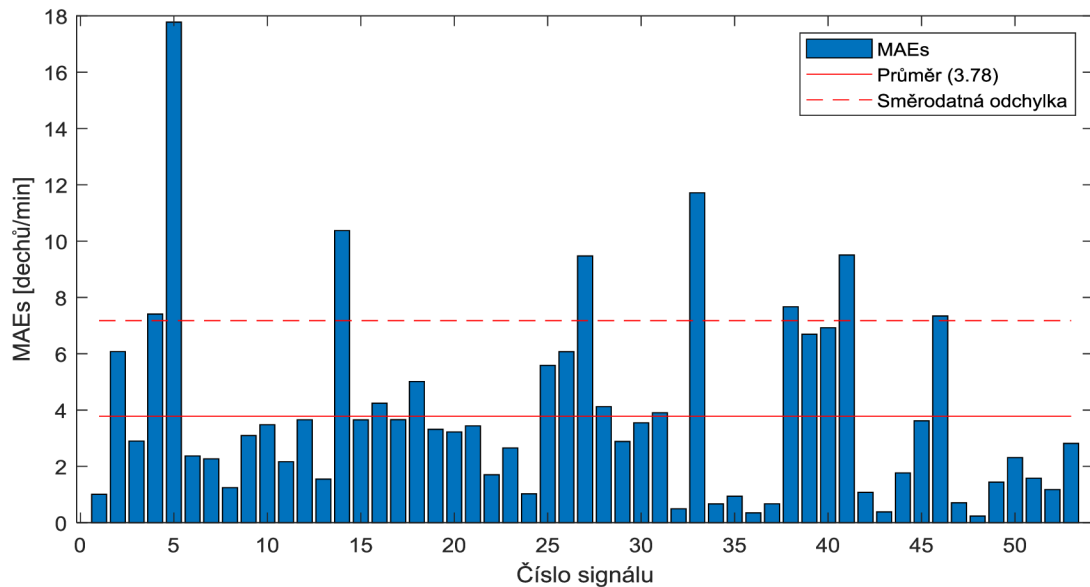
Metoda	Průměrná MAE
Průměrný počet maxim a minim v minutě driftu PPG	0,98 dechů/min
Fúze tří nejúspěšnějších variant metod (medián)	0,99 dechů/min
Extrémy a spektrum obou driftů (medián)	1 dechů/min
Drift, amplitudová a frekvenční modulace EKG i PPG (medián)	1,14 dechů/min

Tabulka 5.1: Vyhodnocení realizovaných metod

Nejlépe si dle tabulky 5.1 vedla metoda odhadující pouze z jednoho signálu, z něhož byla dechová frekvence odhadována pouze jedním způsobem, všechny ostatní výsledky však poukazují právě na to, že je pro odhad dechové frekvence vhodné využít fúzi odhadů, tedy sledovat více signálů více způsoby. V případě, že jsou fúzovány více než dvě metody, je výhodnější místo průměru odhadů použít medián, tedy prostřední hodnotu, čímž se zamezí zkreslení výsledku případnými odlehlými hodnotami.

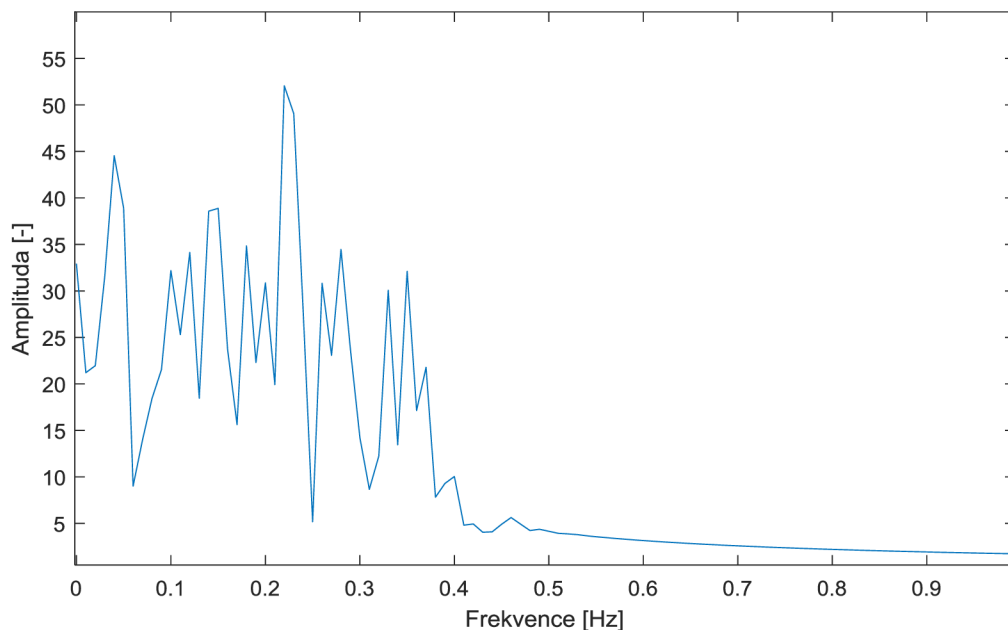
Zajímavostí je, jak velkou roli při filtraci signálů i dechových křivek hrají parametry jako impulsní charakteristika filtru, jejíž vhodná volba může výsledné odchylky MAE posunout o desetiny dechů/min. Volba mezní frekvence filtru, který vyhlazoval odhadovanou dechovou křivku nebo extrahoval drift, výslednou MAE ovlivňuje taktéž. Setiny Hz při volbě mezní frekvence ovlivňují odchylku MAE též v řádu desetin dechů/min, desetiny Hz pak o jednotky Hz. Kupříkladu u metody RSA, sledující

frekvenční modulaci EKG, lze filtrem s mezní frekvencí 0,5 Hz, dosáhnout MAE v hodnotě 3,78 dechů/min. Na obrázku 5.1 je ukázka odchylek MAE při odhadu dechových frekvencí metodou RSA při volbě této příliš vysoké frekvence.



Obrázek 5.1: Průměrné absolutní odchylky od dechových frekvencí stanovených z frekvenční modulační EKG při použití filtru s mezní frekvencí 0,5 Hz

U metody vycházející z maxim spekter driftů je vhodné mít na vědomí vysoké falešné spektrální čáry, kvůli nimž je nutné volit, od kolikáté spektrální čáry bude maximum hledáno. Z obrázku 5.2 je patrné, že spektrum může obsahovat mnoho falešných vysokých spektrálních čar, které nemusí souviset s dýcháním pacienta.



Obrázek 5.2: Spektrum signálu PPG č.5 s falešně vysokou spektrální čarou na frekvenci kolem 0.25 Hz (dechová frekvence se u pacienta č.5 pohybovala kolem šesti dechů/min)

6 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala problematikou odhadu dechové frekvence ze signálů EKG a PPG. Cílem práce je realizace algoritmů pro odhad dechové křivky z těchto druhů signálů. To by mohlo mít pozitivní vliv jednak na komfort pacienta, a jednak na snížení množství měřicích přístrojů, snížily by se tedy i náklady na lékařskou péči.

Nejdříve byla vypracována literární rešerše, která uvádí do problematiky. První kapitola tedy obsahuje pojednání o EKG i o srdci. Dále se potom práce zabývá snímáním dýchání, a to včetně plicních objemů a kapacit a spirometrie, metody určené přímo k měření dýchání. V druhé kapitole je rovněž zmíněna fotopletysmografie, jelikož z tohoto signálu bude dechová frekvence též odhadována.

Ve třetí kapitole se následně nachází i popisy jednotlivých metod, kterými lze dechovou křivku z EKG a z PPG odhadnout. První metoda pozoruje kolísání nulové izoliny, které mimo jiné souvisí i s dýcháním pacienta. Druhá metoda sleduje amplitudovou modulaci signálů, tedy kolísání hodnot extrémů signálů. Třetí metoda sleduje frekvenční modulaci, tedy kolísání vzdáleností extrémů signálů v čase.

Zajímavá by mohla být rovněž metody, která sice není realizována v praktické části, avšak je stále stručně zmíněna v části teoretické. Jde o metodu EMGDR, která by odhadovala dechovou křivku ze zkreslení EKG způsobeného svalovou aktivitou.

V praktické části je pak věnována pozornost realizaci vybraných metod, jež jsou prezentovány na datech z BIDMC databáze. První metoda využívající extrakce driftu přinesla nejlepší výsledky, co se týče MAE. Metoda sledující amplitudovou modulaci pracuje se změnami hodnot extrémů signálů, a metoda sledující frekvenční modulaci pro změnu počítá s časovými vzdálenostmi extrémů signálů od sebe, respektive s jejich převrácenými hodnotami.

Při realizaci různých možných fúzí odhadů dechových frekvencí je patrné, že se vyplatí odhadovat dechovou frekvenci různými metodami a vybírat kupříkladu jejich medián. Fúze tří nejneúspěšnějších metod měla dokonce lepší výsledky, než ty, kterých nejlepší metoda z této nejhorší trojice dosahovala samostatně.

Hodnocení probíhalo pomocí funkce *REF_K2.m*, což je modifikace funkce, která byla dříve vytvořena pro hodnocení výsledků v projektu do předmětu MPC-ACS 2020, došlo zde však k odstranění úseků, kde se výsledky expertů lišily o více než 2 dechové cykly za minutu. Výsledky se nachází v tabulce 5.1 a jsou popsány v Diskuzi v kapitole 5.

7 Literatura

- [1] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 2005, c1996. ISBN 80-247-0960-0.
- [2] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [3] HANUŠOVÁ, Jaroslava. *Kapitoly z biologie člověka* [online]. V Praze: Univerzita Karlova, Pedagogická fakulta, 2014 [cit. 2021-04-18]. ISBN 978-80-7290-.
- [4] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [5] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [6] JAYASREE, V.K., *Selected cardiovascular studies based on photoplethysmography technique*, Cochin University of Science and Technology, International School of Photonics, 2009
- [7] CHERIYEDATH, Susha. *Photoplethysmography (PPG)*. *News Medical* [online]. Feb 27, 2019 [cit. 2021-04-19].
- [8] PAUL, Michael, Ana Filipa MOTA, Christoph Hoog ANTINK, Vladimir BLAZEK a Steffen LEONHARDT. Modeling photoplethysmographic signals in camera-based perfusion measurements: optoelectronic skin phantom. *Biomedical Optics Express* [online]. 2019, **10**(9) [cit. 2021-04-19]. ISSN 2156-7085. Dostupné z: doi:10.1364/BOE.10.004353
- [9] 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*. In: *IEEE Sensors Journal* [online]. 2013, s. 2666-2674. ISSN 1530-437X. Dostupné z: doi:10.1109/JSEN.2013.2257742
- [10] Pimentel, M.A.F. et al. *Towards a Robust Estimation of Respiratory Rate from Pulse Oximeters*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(8), pp. 1914 - 1923, 2016. [DOI: 10.1109/TBME.2016.2613124]

- [11] CHARLTON, Peter H., Drew A. BIRRENKOTT, Timothy BONNICI, et al. Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2018, **11**, 2-20 [cit. 2020-11-22]. ISSN 1937-3333. Dostupné z: doi:10.1109/RBME.2017.2763681
- [12] BIAN, Dayi, Pooja MEHTA a Nandakumar SELVARAJ. *Respiratory Rate Estimation using PPG: A Deep Learning Approach* [online]. IEEE, 2020, 2020, , 5948-5952 [cit. 2021-5-6]. ISBN 978-1-7281-1990-8. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC44109.2020.9176231
- [13] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů, elektronická skripta*. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně, 2012
- [14] 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. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020
- [15] MEHLSSEN, J., K. PAGH, J. S. NIELSEN, L. SESTOFT a S. L. NIELSEN. Heart rate response to breathing: dependency upon breathing pattern. *Clinical Physiology* [online]. 1987, **7**(2), 115-124 [cit. 2021-5-6]. ISSN 0144-5979. Dostupné z: doi:10.1111/j.1475-097X.1987.tb00153.x
- [16] FAJMON, Břetislav, Irena HLAVIČKOVÁ a Michal NOVÁK. *Matematika 3, elektronická skripta*. Brno: Ústav matematiky FEKT VUT v Brně, 2014.

Seznam symbolů, veličin a zkratk

BW	Baseline Wander (kolísání nulové izolinie)
BIDMC	Beth Israel Deaconess Medical Centre (lékařské centrum Beth Israel Deaconess)
EKG	Elektrokardiogram
EMG	Elektromyogram
EMGDR	Respirace odvozená z EMG (z anglického EMG-Derived Respiration)
FIR	Konečná impulzní charakteristika (z anglického Finite Impulse Response)
f_{vz}	Vzorkovací frekvence
HRV	Variabilita srdečního rytmu (z anglického Heart Rate Variability)
IHR	Okamžitá srdeční frekvence (z anglického Instantaneous Heart Rate)
LED	Elektroluminescenční dioda (z anglického Light Emitting Diode)
MAE	Průměrná absolutní odchylka (z anglického Mean Absolute Error)
PPG	Fotoplethysmografie (z anglického Photoplethysmography)
RSA	Respirační sinusová arytmie
RIAV	Amplitudové změny ovlivněné dýcháním (z anglického Respiratory Induced Amplitude Variations)
SA uzel	Sinoatriální uzel

Seznam příloh

A	Popis realizovaných funkcí	42
B	Popis realizovaných funkcí	44

A Popis realizovaných funkcí

V této práci je celkem 8 funkcí realizujících odhad dechové frekvence:

- *BW.m* – Odhaduje dechovou frekvenci z driftu obou signálů pomocí počtu extrémů driftu nebo maxima spekter.
- *BW_EKG.m* – Odhaduje dechovou frekvenci pouze z driftu EKG pomocí počtu extrémů driftu nebo maxima spektra.
- *BW_PPG.m* – Odhaduje dechovou frekvenci pouze z driftu PPG pomocí počtu extrémů driftu nebo maxima spektra.
- *AM_EKG.m* – Odhaduje dechovou frekvenci z množství extrémů křivky vzniklé interpolací extrémů kmitu R signálu EKG.
- *AM_PPG.m* – Odhaduje dechovou frekvenci z množství extrémů křivky vzniklé interpolací systolických pík signálu PPG.
- *RSA.m* – Odhaduje dechovou frekvenci metodou RSA ze signálu EKG.
- *FM_PPG.m* – Odhaduje dechovou frekvenci ze signálu PPG na základě frekvenční modulace.
- *fusion.m* – Umožňuje kombinovat výše uvedené metody a odhadovat přesnější dechovou frekvenci skrz průměr nebo medián více odhadů.

Vstupem každé z výše uvedených funkcí je signál EKG nebo PPG (podle toho, ze kterého ze signálů funkce dechovou frekvenci odhaduje) a vzorkovací frekvence. Výstupem je odhad dechové frekvence. Práce obsahuje také čtyři pomocné funkce a jednu funkci vyhodnocovací:

- *detektor_R_vlny.m* – detektor QRS komplexů, po domluvě s vedoucím převzat od studentek Nikoly Polzerové a Barbory Pomykalové. Vstupem je signál EKG, výstupem hodnoty extrémů kmitu R a jejich pozice.
- *findextrema.m* – funkce odhadující dechovou frekvenci z lokálních maxim a minim dechové křivky, která je vstupem, stejně jako vzorkovací frekvence křivky.
- *maxspektra.m* – funkce odhadující dechovou frekvenci z maxima spektra dechové křivky, která je vstupem, stejně jako vzorkovací frekvence křivky.
- *us5avg.m* – funkce, která podvzorkuje signál na vstupu o frekvenci 125 Hz na vzorkovací frekvenci 5 Hz.

- *CSE_QRS_tester_Isvod.m* – Funkce sloužící k hodnocení úspěšnosti detektoru QRS. Po domluvě s vedoucím byla převzata od Ing. Martina Vítka, Ph. D.
- *REF_K2.m* – Vyhodnocovací funkce, která volá vždy jedna funkce, která odhaduje dechovou frekvenci. Tento odhad potom spolu s příslušnou referenční dechovou frekvencí použije ke stanovení MAE. Vstupem je signál EKG, PPG a vzorkovací frekvence. Úseky některých signálů jsou zde však vynechány. Které to jsou, je zaznamenáno v šabloně *REF_K2_sablona.mat*. Jejím vstupem je signál EKG, PPG a vzorkovací frekvence. Výstupem je sloupcový diagram jednotlivé odchylky MAE u jednotlivých signálů. Tyto funkce byly po domluvě s vedoucím převzaty od Ing. Lukáše Smitala, Ph.D.

B Šablona vynechaných úseků signálů

Vynechané minuty signálů dle *REF_K2_sablona.mat*

Signál	Vyřazené minuty
9	6
10	5, 8
11	7
13	1
15	7, 8
19	3, 5, 6
26	1
27	8
34	2
38	8
40	2, 3, 5, 6
46	1, 2, 3, 4
48	1, 8
53	1