

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2021

Bc. JAROSLAVA JANÁKOVÁ



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 DECHOVÉHO SIGNÁLU Z EKG A PPG

ESTIMATION OF RESPIRATORY SIGNAL FROM THE ECG AND PPG

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Jaroslava Janáková

VEDOUCÍ PRÁCE

ADVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2021

Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Jaroslava Janáková

ID: 221420

Ročník: 2

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Odhad dechové frekvence z elektrokardiogramu a fotopletysmogramu

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 podrobně popište algoritmy pro odhad DF, které ověřte na vybraných signálech. Kromě jednoduchých metod realizujte některou metodu odhadu DF, která vychází z časově-frekvenčního rozkladu signálu. 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 také 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: 21.5.2021

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

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá problematikou získání dechové křivky ze signálů EKG a PPG, které jsou nejen v klinické praxi hojně využívanými měřitelnými signály. Teoretická část práce nastiňuje problematiku získávání dechové křivky z těchto signálů. Praktická část práce je zaměřena na realizaci pěti vybraných metod a jejich závěrečném zhodnocení a porovnání.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, EDR, drift, fotopletysmografie, dechová křivka, diskretní vlnková transformace, DWT, empirický režim rozkladu, EMD, Matlab

ABSTRACT

The master thesis deals with the issue of gaining the respiratory rate from ECG and PPG signals, which are not only in clinical practice widely used measurable signals. The theoretical part of the work outlines the issue of obtaining a breath curve from these signals. The practical part of the work is focused on the implementation of five selected methods and their final evaluation and comparison.

KEYWORDS

Electrocardiography, ECG-derived respiratory, baseline wander, photoplethysmography, PPG-derived RFs, respiratory rate, Matlab software, Discrete Wavelet Transform, DWT, Empirical Mode Decomposition, EMD

JANÁKOVÁ, Jaroslava. *Odhad dechového signálu z EKG a PPG*. Brno, 2021, 75 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Odhad dechového signálu z EKG a PPG“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové 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

Touto formou bych ráda poděkovala vedoucímu mé diplomové práce panu doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi CSc. za cenné rady, podněty a připomínky, za vstřícný přístup a trpělivost.

Obsah

Úvod	11
1 Odhad dechové křivky z EKG a PPG	12
1.1 Elektrokardiografie a EKG signál	13
1.2 Pulsní oxymetrie a PPG signál	14
1.3 Respirační modulace EKG a PPG	15
2 Algoritmy pro odhad dechové křivky	17
2.1 Eliminace velmi nízkých frekvencí	17
2.2 Metody založené na vlastnostech signálu	18
2.2.1 Metoda založená posunech osy	18
2.2.2 Metoda vycházející z respirační sinusové arytmie	20
2.2.3 Multiparametrický odhad	21
2.3 Metody založené na filtru	23
2.3.1 Diskrétní vlnková transformace	23
2.3.2 Empirický rozklad signálu	25
2.3.3 Ensemble Empirical Mode Decomposition	27
2.4 Eliminace nerespiračních frekvencí	28
2.5 Fúze respiračních signálů	29
2.6 Odhad dechové frekvence	29
2.7 Fúze dechových křivek	29
3 Realizace algoritmů pro odhad dechové křivky	30
3.1 Detekce maxim EKG křivky a PPG křivky	30
3.1.1 QRS	30
3.1.2 PPG	32
3.2 Interpolace kubickým splajnem	33
3.3 Hodnocení úspěšnosti algoritmu	33
3.4 Realizace metody založené na modulaci výchylky extrémů v signálech	34
3.4.1 Vyhodnocení metody	38
3.5 Realizace metody založené na splajnové interpolaci extrémů	41
3.5.1 Výsledné hodnoty	45
3.6 Realizace metody založené na kolísání driftu pro odhad dechové křivky	48
3.6.1 Výsledné hodnoty	50
3.7 Realizace metody založené na DWT	53
3.7.1 Výsledné hodnoty	56
3.8 Realizace metody založené na empirické modální dekompozici EMD	58

3.8.1	Výsledné hodnoty	61
4	Výsledné porovnání získaných hodnot	64
4.1	Porovnání s výsledky jiných autorů	68
	Závěr	71
	Literatura	72
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	75

Seznam obrázků

1.1	EKG křivka	13
1.2	PPG křivka	15
1.3	Respirační modulace	16
2.1	Přehled fází algoritmu	18
2.2	Technika založená na vlastnostech signálů	19
2.3	EDR na základě posunů osy QRS	20
2.4	Metoda využívající RSA	21
2.5	Schéma multiparametrické metody	21
2.6	Ukázka multiparametrické metody	22
2.7	DWT - banka filtrů	23
2.8	Podmínky přechodu mezi úrovní cD9 a cD10	24
2.9	Ukázková DWT na EKG signálu	25
2.10	Rozklad na IMF	27
2.11	Výpočet DF pomocí EDM	28
2.12	Blokové schéma EEMD algoritmu	28
3.1	QRS detektor - blokové schéma	31
3.2	Dokumentace postupu detekce QRS komplexu	31
3.3	QRS detektor	32
3.4	Detekce vrcholů pulsní křivky	32
3.5	Blokové schéma metody EDR	34
3.6	Vstupní EKG signál	35
3.7	EKG - kubická splajn interpolace	35
3.8	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky extrémů	36
3.9	Vstupní PPG signál	36
3.10	PPG - kubická splajn interpolace	37
3.11	Odhad dechové křivky metodou založenou na modulaci výchylky extrémů v PPG	37
3.12	Porovnání odvozených dechových křivek s referenční dechovou křivkou	38
3.13	Hodnoty MAEs fúze 1.+2.+3. pro metodu založenou na modulaci výchylky extrémů.	39
3.14	Boxplot hodnot MAEs získaný fúzí 1.+2.+3. pro metodu založenou na modulaci výchylky extrémů	40
3.15	Blokové schéma metody založené interpolací extrémů	41
3.16	Vstupní EKG signál	42
3.17	Kubická splajn interpolace extrémů v EKG	42
3.18	Odvozená dechová křivka z EKG	43

3.19	Vstupní PPG signál	43
3.20	Kubická splajn interpolace extrémů v PPG	44
3.21	Odvozená dechová křivka z PPG	44
3.22	Porovnání odvozených dechových křivek s referenční	45
3.23	Hodnoty MAEs fúze 1.+2.+3. pro metodu založenou na spajnové in- terpolaci ozkmitu extrémů.	46
3.24	Boxplot hodnot MAEs získaný fúzí 1.+2.+3. v rámci DWT	47
3.25	Blokové schéma metody založené na driftu	48
3.26	Vstupní EKG signál	48
3.27	Kolísání driftu EKG signálu	49
3.28	Vstupní PPG signál	49
3.29	Kolísání driftu PPG signálu	50
3.30	Odhad dechové křivky na základě driftu	50
3.31	Hodnoty MAEs vzájemné korelace driftů EKG a PPG	52
3.32	Boxplot hodnot MAEs získaný korelací driftů EKG a PPG	52
3.33	Blokové schéma metody DWT	53
3.34	Rozklad signálu EKG pomocí DWT	53
3.35	Odvozená dechová křivka metodou DWT	54
3.36	Rozklad signálu PPG pomocí DWT ze signálu EKG	54
3.37	Odvozená dechová křivka metodou DWT ze signálu PPG	55
3.38	Odvozené dechová křivky metodou DWT v porovnání s referenční dechovou křivkou	55
3.39	Hodnoty MAEs vzájemné korelace driftů EKG a PPG	57
3.40	Boxplot hodnot MAEs získaný fúzí 2.+3. v rámci DWT	57
3.41	Blokové schéma EMD metody	58
3.42	Rozklad vstupního EKG signálu pomocí EMD	59
3.43	Rozklad vyfiltrovaného EKG signálu pomocí EMD	60
3.44	Odvozená dechová křivka metodou EMD z EKG	60
3.45	Rozklad signálu PPG pomocí EMD	61
3.46	Odvozená dechová křivka metodou EMD z PPG	61
3.47	Hodnoty MAEs celkové fúze EMD	62
3.48	Boxplot hodnot MAEs získaný celkovou fúzí v rámci EMD	63
4.1	Hodnoty MAEs vzájemné celkovou fúzí při potlačení signálu č. 5 a 27	65
4.2	Hodnoty MAEs DWT vycházející z analýzy koeficientů	66
4.3	Ukázka problému s detekcí signálu č. 5	68

Seznam tabulek

3.1	Výsledné hodnoty MAEs pro první metodu	39
3.2	Výsledné hodnoty MAEs pro druhou metodu	45
3.3	Výsledné hodnoty MAEs pro třetí metodu	51
3.4	Výsledné hodnoty MAEs pro čtvrtou metodu	56
3.5	Výsledné hodnoty MAEs pro pátou metodu	62
4.1	Porovnání všech získaných hodnod	64

—

Úvod

Tato diplomová práce se zabývá problematikou odhadu dechového signálu a zisku dechové frekvence z EKG a PPG signálu. Důvodem využití těchto dvou neinvazivních technik, které nejsou ani primárně určeny pro monitoraci dechu je možnost z naměřených výsledků poměrně jednoduše a pohodlně odvodit dechový signál. Jak elektrokardiografie, tak i fotopletysmografie jsou metody hojně využívané nejen ve zdravotnictví k monitoraci základních životních funkcí, ale i jako senzory pro měření jsou dnes ve velké míře součástí spotřební elektroniky.

Cílem diplomové práce je vytvoření stručné literární rešerše metod využívaných pro odhad dechové křivky z EKG a PPG signálů s následným návrhem, realizací a popisem metod, algoritmů, které budou ověřené a vyhodnocené na doporučené databázi signálů.

Práce je členěna do dvou hlavních částí. Teoretická část pojednává o základních informacích týkajících se EKG a PPG signálu a jeho získávání, respiračních modulacích projevujících se v obou signálech, díky nimž jsme schopni dosáhnout odvození dechové křivky, a nakonec je zde prostor pro metody, kterými lze tohoto odvození dosáhnout. Metody jsou děleny do dvou kategorií - metody založené na filtru a metody založené na vlastnostech signálu. Vybraní zástupci z obou kategorií jsou poté stručně popsáni.

Praktická část je pak zaměřena na vlastní realizaci metod pro odhad dechové křivky. Celkově je v práci realizováno pět algoritmů metod, které jsou stručně popsány a poté aplikovány na reálné databázi PhysioNetu BIDMC. Pro oba druhy signálů je každou metodou odvozena příslušná dechová křivka. Na základě těchto křivek je pak provedena autokorelace a vzájemná korelace. Hodnocení úspěšnosti algoritmu probíhá je odvozeno od střední průměrné chyby získané dechové frekvence od referenčních hodnot těchto dechových frekvencí. V samotném závěru jsou pak dosažené výsledky porovnány s výsledky jiných autorů.

1 Odhad dechové křivky z EKG a PPG

Monitorace rychlosti dýchání je klíčovým fyziologickým parametrem využívaným v řadě klinických aplikací k identifikaci abnormalit nejen respiračního, ale i kardiovaskulárního systému. Dechová frekvence, respirační frekvence, je v nemocniční péči vysoce citlivým markerem poukazující jak na je jemné, tak i akutní změny stavu pacienta a umožňuje potenciálně poskytnout včasné varování před blížícím se život ohrožujícím poškozením. Zvýšená respirační frekvence může být prediktorem srdeční zástavy či může naznačovat respirační dysfunkci. Snížená dechová frekvence naopak může značit respirační depresi. Z hlediska primární léčby se využívá při identifikaci pneumonie, sepse, plicní embolie a jako marker k rozpoznání hyperkapnického respiračního selhání neboli hyperkapnie. Z hlediska pohotovostní služby se jedná o základní screeningovou monitoraci a hraje důležitou roli při nutnosti resuscitace. Kromě výše uvedených aplikací má své významné zastoupení pro detekci spánkové apnoe. Svě místo také nachází u zátěžových testů, jako je například schopnost srdce reagovat na vnější stres v kontrolované prostředí nebo rozhodování o anaerobním bodě během sportovního tréninku. Celkově jsou respirační biomarkery relevantní pro detekci psychického stresu a úzkosti [1].

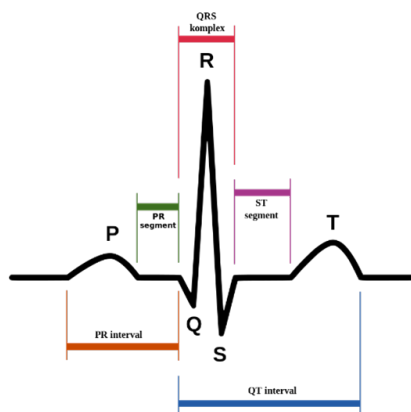
Existuje mnoho metod, které slouží k monitorování dýchání. V klinické praxi je dechová křivka je nejčastěji zaznamenávána konvenčními technikami jako je spirometrie, respirační indukční pletysmografie a impedanční pneumografie. Pletysmografie a pneumografie jsou metody dechové impedance, nepřímé metody, které jsou založené na pozorování pohybu svalů a na změnách hrudního objemu souvisejících s dýcháním. Pohyby hrudníku vykazují změny nízkonapětového vysokofrekvenčního oscilačního signálu získaného a měřeného pomocí EKG elektrod bez použití samotného EKG signálu, které jsou detekované specializovanými obvody. Tenzometrické a indukční měřicí pásy jsou využívány při snímání obrazu pomocí CT nebo MRI a při monitorování spánku. K přímému monitorování nosního proudění vzduchu se používají akustické a tepelné senzory umístěné v blízkosti nosních dýchacích cest nebo v nosních kanálcích. Všechny tyto techniky lze využít k dlouhodobému monitorování pacienta, avšak v případech jako je ambulantní péče, zátěžové testy nebo spánkové studie je jejich využití nevhodné. Na vině je možnost ovlivnit přirozené dýchání pacienta, těžkopádnost přístrojů zapříčiňuje komplikovanost a nepraktičnost měření, u dlouhodobých záznamů se potýkáme s finanční náročností a možností ztráty záznamu a samozřejmě je ovlivněn komfort pacienta [2].

Jako řešením problémů konvenčních technik byly vyvinuty přístupy pomocí neinvazivních technik, které nejsou primárně určeny k detekci dýchání, ale z jejich naměřených výsledků lze pohodlně odvodit dechovou křivku. Mluvíme o elektrokardiografii a pulzní oxymetrii. Elektrokardiografické (EKG) a fotopletysmografické

(PPG) signály jsou snadno a širokospektrálně získávány neinvazivními senzory ve zdravotnických zařízeních, které jsou dnes hojně součástí spotřební elektroniky, a tudíž se staly vhodnými kandidáty pro odvození dechové křivky v řadě nastavení. Využití těchto metod je náplní této práce.

1.1 Elektrokardiografie a EKG signál

Elektrokardiografie je základní diagnostická neinvazivní metoda umožňující snímání a záznam elektrické aktivity srdce v čase. Záznam se provádí pomocí elektrokardiografu a samotný grafický záznam tohoto měření se nazývá elektrokardiogram. Vlivem depolarizace šíří se ze síní myokardu do komor, dochází ke vzniku rozdílů potenciálů, jež vytvářejí elektrické pole myokardu šířící se okolními strukturami – okolními svaly a plícemi. Elektrické pole myokardu je tvořeno sumací elementárních elektrických polí, které vznikají v průběhu akčního potenciálu v buňkách myokardu, kardiomyocytech. Poznatkem že pouze část kardiomyocytu je depolarizovaná a druhá část ne, vzniká na úrovni buňky dipól, který určuje velikost a orientaci elementárního elektrického pole. EKG je tedy míra elektrického proudu generovaného akčními potenciály vznikajícími při činnosti srdce. Získává se měřením rozdílu napětí mezi dvěma elektrodami umístěných na povrchu těla v průběhu času. Grafický záznam elektrické aktivity (obr.1) je pak tvořen vlnou P charakterizující depolarizaci síní, tří vrcholovým kmitem QRS – komorový komplex, který odpovídá depolarizaci komor a překrývá grafický projev repolarizace síní a vlnu T, která reprezentuje repolarizace komor [3] .



Obr. 1.1: EKG křivka. [20]

EKG signály dnes lze získat z velkého množství aplikací, ať už se bavíme o klinickém využití nebo je monitorování začleněno do nositelných senzorů u ambulantní péče nebo v osobních elektronických zařízeních. Lze je využít k diagnostice kardiovaskulárních onemocnění, rozpoznání arytmií, k detekci spánkové apnoe, předpovědi srdeční zástavy, sledovat biologickou zpětnou vazbu, rozpoznat emoční či fyzickou aktivitu z biometrických systémů a v neposlední řadě zajistit dlouhodobý monitoring činnosti srdce [4].

Myšlenka odvození dechové křivky ze signálu EKG je založena hlavně na dvou respiračních účincích: modulaci srdeční frekvence a změnách morfologie rytmu EKG. V modulačním jevu dochází při nádechu ke zvýšení srdeční frekvence, po které následuje pokles během výdechu. Tato modulace srdeční frekvence způsobená procesem dýchání je označována jako respirační sinusová arytmie (RSA) a popisuje tedy modulaci srdeční frekvence během dýchání. Změny v hrudní impedanci, jakož i změny relativní polohy EKG elektrod vzhledem k srdci způsobené změnou velikosti plicního objemu během nádechu a výdechu jsou důvodem změn v morfologii rytmu EKG signálu. Díky obou těmto variacím lze neinvazivně ze signálu odvodit pomocí algoritmů respirační křivku. Odvozená dechová křivka je označována jako EDR (ECG – derived respiration) [5].

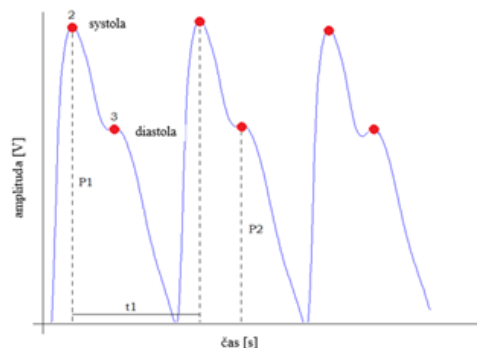
1.2 Pulsní oxymetrie a PPG signál

Fotopletysmografický signál je signál získaný z pulsni oxymetrie. Primárně se PPG signály využívají k měření saturace krve kyslíkem (SpO₂). Využití ale nacházejí i při neinvazivním měření různých fyziologických parametrů včetně krevního tlaku, srdeční frekvence, respirační frekvence a srdečního výdaje. Výhodou pulsni oxymetrie je jednoduchost, nenáročnost a praktičnost zařízení, které je schopno monitorovat několik těchto vitálních fyziologických funkcí nejen při rutinním zdravotním dohledu, ale i v klinické diagnostice kardiorespiračních problémů. Kromě toho se PPG používá pro nepřetržité monitorování srdeční frekvence ve fitness zařízeních [1] [6].

PPG je měřítkem změn objemu krve v průběhu času v tkáňové vrstvě. Pro odhad okysličování využívá Beer-Lambertův zákon. Měření se provádí jednak aplikací senzoru na kůži nebo bezkontaktním zobrazením oblasti kůže pomocí kamery. Kontaktní pulsni oxymetrie je prováděna na periferních částech těla, jako jsou ušní lalůčky a konečky prstů. Pulsni oxymetr obsahuje dvě světelné diody, nejčastěji LED, které pro osvětlení tkání produkují červené světlo v oblasti 660 nm a světlo infračervené v oblasti 940 nm. Okysličená krev přenáší červené světlo a infračervené absorbuje, neokysličená krev naopak přenáší infračervené světlo a červené absorbuje. Intenzita světla procházejícího nebo odraženého je měřena fotodetektozem. V důsledku srdeční aktivity se intenzita detekovaného světla mění s každým srdečním

úderem v důsledku změny objemu krve v tkáních. Tyto změny v objemu krve se v průběhu času zobrazují pomocí PPG signálu skládajícího se z konstantní a pulsuující složky. Pulsující složka vyjadřuje periodicitu PPG signálu, který je podobný srdečnímu rytmu. Bezkontaktní měření se provádí měřením odraženého světla od exponované kůže např. obličej, ruka. Běžně se měří v širokém rozmezí klinických nastaveních, aby se dosáhlo měření saturace periferní arteriální krve kyslíkem a tepové frekvence [1] [6].

Morfologii PPG impulzů lze rozdělit do dvou fází – na vzestup impulsu na jedné straně, který charakterizuje systolu a sestupu impulsu na straně druhé, který odpovídá diastole a odrazům vln, viz obr 1.2. Při systolické fázi dochází ke smrštění srdeční svaloviny s následným vytlačěním krve do cévního řečiště, to odpovídá maximální vrchol pulsní křivky. Období, kdy je srdce v klidu a plní se krví je nazýváno jako diastola, diastolická fáze. Druhý vrchol pak odpovídá v této fázi odražené tlakové vlně, která se šíří zpět k srdci z periferií. Hranici mezi oběma fázemi tvoří tzv. dikrotický zářez viditelný jako údolí na sestupném rameni křivky, který má souvislost s uzavíráním aortálních chlopní. Jednoduše lze říct, že PPG signál má dva komponenty – jednu složku, která odráží arteriální pulz produkovaný činností srdce a druhou složku v důsledku nepulzujícího objemu krve a okolních tkání produkující signál s pomalými změnami [7].

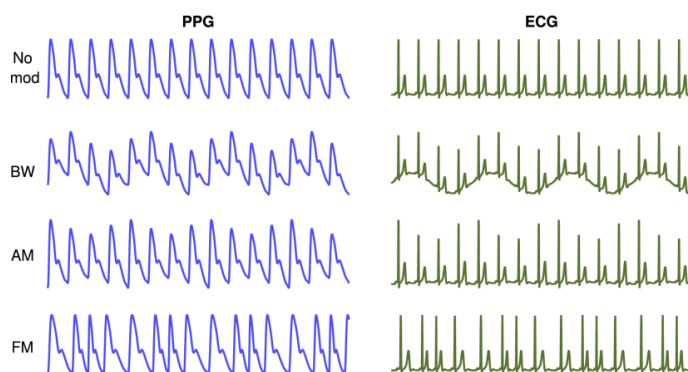


Obr. 1.2: PPG křivka s vyznačenými srdečními fázemi [21].

1.3 Respirační modulace EKG a PPG

EKG a PPG křivky podléhají třem společným respiračním modulacím a to, kolísání základní izoliny (BW, baseline wander), amplitudové modulaci (AM, amplitude modulation) a frekvenční modulaci (FM, frequency modulation). Respirační modulace znázorňuje obrázek přiložený níže, obr. 1.3, kdy na prvním řádku jsou znázorněny

signály bez jakékoliv modulace, druhý řádek představuje kolísání izoliny, třetí řádek zobrazuje modulaci v amplitudové oblasti a poslední pak frekvenční modulaci. Algoritmy pro odhad dechové křivky pak využívají jednu nebo více těchto uvedených modulací [1].



Obr. 1.3: Ukázky respiračních modulací projevujících se na EKG a PPG záznamech [1].

Kolísání základní izoliny a amplitudová modulace je v záznamech EKG způsobena změnami orientace elektrické osy srdeční vzhledem k elektrodám umístěných na hrudníku a změnami hrudní impedance.

V PPG záznamech je kolísání základní izoliny způsobeno změnami objemu krve ve tkáni. Příčinami jsou změny nitrohruďního tlaku přenášené prostřednictvím arteriální stromu a vazokonstrikce tepen, ke které dochází při vdechování a přenosu krve do žil. AM je zapříčiněna sníženým tepovým objemem během inhalace v důsledku změn nitrohruďního tlaku, který vede ke snížení amplitudy pulzu.

FM je v obou případech spojena se zvýšením srdečního rytmu během nádechu a jeho poklesu během výdechu, známého jako respirační sinusová arytmie. Tu způsobují tři mechanismy – změny v nitrohruďního tlaku během nádechu natahují sinoarteriální uzel a zvyšují srdeční frekvenci; při nádechu je utlumena tonická vagová funkce, čímž se srdeční frekvence také zvýší a při výdechu naopak vagová funkce není potlačena a frekvenci srdce snižuje; snížený nitrohruďní tlak během nádechu snižuje tepový objem levé komory, což vede ke zvýšení srdeční frekvence zprostředkované díky baroreflexu [1].

Velikost jednotlivých modulací se liší mezi skupinami pacientů, a i mezi jednotlivými subjekty, kdy byly pozorovány velké variace mezi testovanými skupinami. U starších osob se například více projevovало snížení frekvenční modulace. Díky těmto variacím mnoho algoritmů pro odhad dechové křivky analyzuje více modulací a tím zpřesní výsledky [1].

2 Algoritmy pro odhad dechové křivky

EKG a PPG jsou signály primárně srdečního původu, u kterých se sekundárně projevují respirační modulace o mnohem nižších velikostech. Metody extrakce respirační křivky lze rozdělit do dvou kategorií – podle filtru, nebo podle funkce. Metody založené na filtru využívají filtraci surového signálu k útlumu nerespiračních frekvenčních složek, jsou jimi např. pásmová propust filtrující PPG signál vykazující kolísání izolované k extrakci dechové křivky. Techniky založené na vlastnostech spočívají v extrakci dechové křivky procházením krok po kroku vybrané vlastnosti, např. amplitud každého QRS komplexu [1].

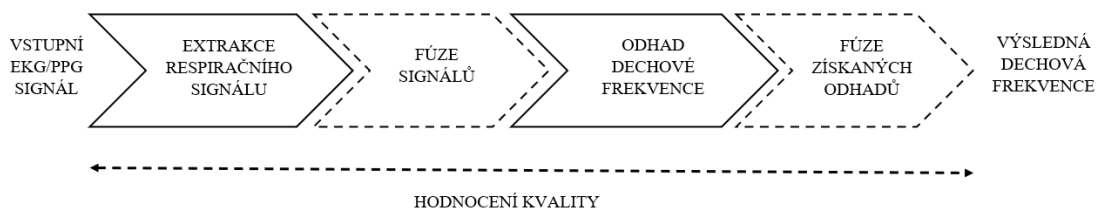
Klasický přístup pro odhad dechové frekvence ze signálů EKG a PPG spočívá v prvním získání odvozeného signálu z EKG (EDR) nebo odvozeného z PPG pomocí některé variace morfologie vyvolané dýcháním či pomocí variability srdeční frekvence, variability tepové frekvence. Odvozené signály poté mohou být analyzovány pomocí spektrální analýzy, kdy je vybírána nejdominantnější frekvence, nebo analýzy v časové oblasti, kde je využíváno pro získání počtu cyklů/minutu detekce vrcholů/koryt nebo detekce nulového přechodu. Jako slabina přístupů založených na frekvenci spočívá v předpokladu, že spektrum respiračního signálu má jeden jediný dominantní vrchol, což neplatí za přítomnosti hluku a určitých fyziologických parametrů. Naopak přístupy v časové doméně se potýkají s proměnlivostí mezi jednotlivými subjekty, ale i u jednoho subjektu. Tato proměnlivost u jednoho subjektu může být dána přítomností pohybových a šumových artefaktů a způsobuje ztěžnění využití obecného algoritmu napříč různými subjekty. Pro tyto skutečnosti byly navrženy algoritmy založené na časově - frekvenční analýze [14].

Obecně metody založené na EKG jsou považovány za spolehlivější a to díky morfologii signálu, která je lépe definována a je srozumitelnější oproti signálu získaných z pulzních oxymetrů. Detekce R vlny pak může být prováděna celkem spolehlivým způsobem i za přítomnosti šumu. PPG signál se velmi liší v morfologii a spolehlivá detekce špiček pulzní vlny je náročnější, a to zejména v přítomnosti pohybového artefaktu [14].

Na následujících stránkách jsou zpracovány vybrané metody zahrnující jak klasický přístup, tak i algoritmy časově - frekvenční, které lze aplikovat pro oba druhy signálu. Každá metoda je pak popsána na jednom signálu.

2.1 Eliminace velmi nízkých frekvencí

Prvním krokem v obou metodách je eliminace nízkofrekvenčních složek (VLF, very low frequencies), tedy takových, které mají subrespirační frekvence. Té můžeme



Obr. 2.1: Přehled fází algoritmu pro získání dechové frekvence z EKG a PPG signálu. Přerušované fáze označují dobrovolnost jejich využití.

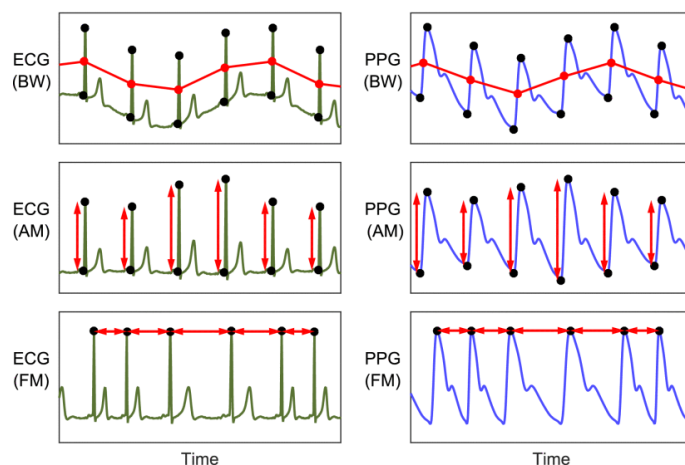
dosáhnout využitím filtrů s horní propustí, s pomocí mediánového filtru, odečtení izoliny vypočítané pomocí lineárního nebo polynomického přizpůsobení nebo měření izoliny v určitém bodě srdečního cyklu, například krátce před komplexem QRS. Mezní frekvence se typicky volí mezi 0,3 – 0,05 Hz [1].

2.2 Metody založené na vlastnostech signálu

Tyto metody využívají k extrakci dechové křivky funkci „beat-by beat“. Prvním krokem je odstranění vysokofrekvenčního šumu pomocí nízkopřechodových filtrů. Tím se zlepší přesnost detekce rytmu a měření funkcí. U EKG se využívají vyšší mezní frekvence a to přibližně 40, 75 nebo 100 Hz než u PPG, kde se pohybují okolo 10 nebo 35 Hz, a to z důvodu zachování komplexu QRS. Poté určí výchozí body, které budou detekovány v každém srdečním úderu („beat-to-beat“), nejčastěji jimi jsou vlna R u EKG signálu, u PPG signálu se jedná o vrchol křivky. Tyto výchozí body slouží k měření některé z vlastností, které se dýcháním mění, např. rozdílem ve velikosti výchylek mezi vlnami R a S v amplitudové modulaci. Obrázek 1.4 pak graficky znázorňuje tyto techniky, kdy na prvním místě se jedná o kolísání izoliny, pod ním je ukázka měření velikosti mezi vlnou Q a R u EKG, vrcholem pulsní křivky a jejím „údolím“, uplatňující se při amplitudové modulaci a poslední je ukázka frekvenční modulace, kdy měříme vzdálenosti sousedních Q vln v EKG signálu a vzdálenost sousedních vrcholů pulsních křivek [1].

2.2.1 Metoda založená posunech osy

Metoda je pro EKG signál založena na posunech osy QRS, ke které dochází vlivem změn srdečních vektorových projekcí na měnící se geometrii elektrod. K těmto

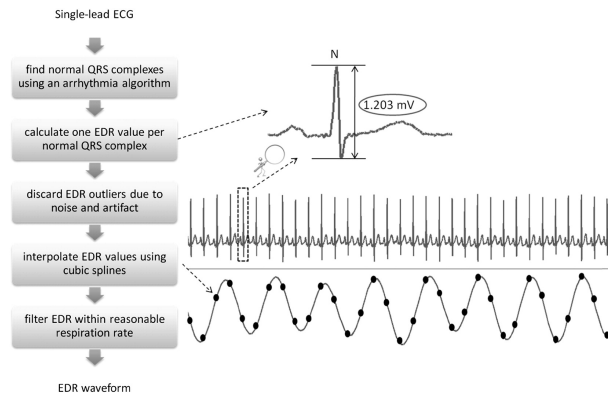


Obr. 2.2: Ukázka techniky založené na vlastnostech pro extrakci dechové křivky z EKG a PPG signálů [1].

změnám dochází v rámci dechového cyklu, když jsou plíce naplněny vzduchem. Amplitudový posun v důsledku pohybu hrudníku pak vykazuje dobrou korelaci s dechovým objemem. Algoritmus využívá snadno měřitelnou celkovou (peak-to-trough) výchylku QRS komplexu, nevyžaduje výpočet oblasti QRS a přesnou detekci a odstranění izoliny. Prvním krokem algoritmu je detekce srdečních úderů za pomoci QRS detektoru. Následně se změří celková velikost výchylky v komplexu QRS (rozmezí vrcholů R a Q vlny). Hodnoty, které jsou větší, než dvě standardní odchylky pro střední hodnoty jsou vyřazeny. Výchylky QRS splňující velikosti, hodnoty EDR, jsou využity jako výchylky respiračního signálu v době každé srdeční akce, na obrázku jsou znázorněné černou tečkou. K následnému vytvoření kontinuálního průběhu EDR signálu se využívá kubická splajn interpolace. Interpolovaný signál je nakonec filtrován pásmovým filtrem v rámci očekávaných rychlosti dýchání v nastavení aplikace, a to z důvodu zachování hlavní respirační složky [2].

U signálů získaných z pletysmografu je postup identický. Nevyužívá se detektoru komplexu QRS, ale vrcholy pulsní křivky lze získat aplikací jednoduché pásmové propusti nebo užitím algoritmu přírůstkové slučovací segmentace (směs iterativních koncových bodů a přírůstkových algoritmů). Z každého srdečního úderu jsou pak získány výchozí body – pulsní vrcholy a pulsní žlaby. Další postup už je identický s výše uvedeným postupem.

Výhodou této metody je odolnost detekce a měření QRS vůči svalovému artefaktu. Díky dobré korelaci s dechovým objemem je vhodná pro detekci epizod centrální apnoe. Naopak nevýhodou je, že mohou chybět epizody obstrukční apnoe v případech, kdy dojde k pohybu hrudníku bez přítomného proudění vzduchu. Další



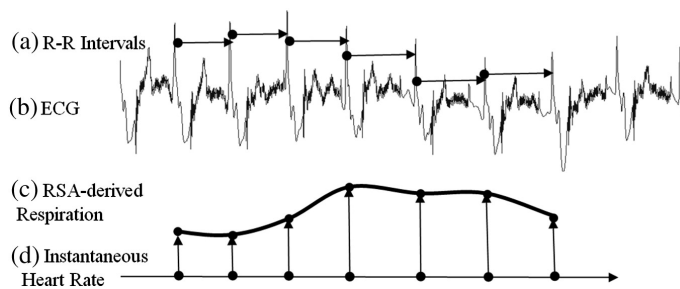
Obr. 2.3: Sousednost kroků využívaných k odvození signálu EDR z jednosvodového EKG [2].

potenciální nevýhodou může být stav, kdy vrcholová EDR neodpovídá špičkovému dechovému objemu, kdy se může například vyskytovat mimo fázi o 180° . K nedostatečnému vzorkování signálu může dojít, pokud je nízká srdeční frekvence nebo vysoká frekvence dýchání [2].

2.2.2 Metoda vycházející z respirační sinusové arytmie

Tato metoda využívá variability srdečního rytmu (HVR) označovanou jako respirační sinusová arytmie. Je založena na pozorovatelné respirační sinusové arytmií, která je řízena senzitivitou baroreflexu. Receptory hlavních a periferních arterií reagují na mírné změny tlaku, jež jsou vyvolané dýcháním - během nádechu dochází ke zvyšování IHR, pokles přichází s výdechem s velmi rychlou dobou odezvy. Pro odhad dechové křivky je využíváno každého RR intervalu v EKG k výpočtu IHR, která je inverzní k RR. Výhoda aplikace IHR namísto RR intervalů je v převrácení signálu tak, aby vrcholy signálu odpovídaly konci nádechu a údolí konci výdechu, což pak odpovídá bodům maximální a minimálního dechového objemu. K finálnímu průběhu respiračního signálu je použita kubické splajn interpolace. Obrázek níže pak graficky znázorňuje výše popsany postup získání dechové křivky [2].

Při realizaci této metody jsou zapotřebí pouze místa s QRS komplexy, jejichž detekce je odolná proti svalovému artefaktu. Nevýhody ovšem se vyskytují již ve větším měřítku, než např. u předchozí metody a nesetkáváme se s nimi prakticky jen u mladých a zdravých pacientů. K přirozenému snižování RSA dochází s věkem a je také ovlivněna nemocí typu ventrikulárních arytmií, nebo užíváním léků na kontrolu rytmu a rychlosti srdeční akce. V rekonstruovaných signálech se mohou objevovat fázová zpoždění, která mohou být zapříčiněná náhlými změnami v dechovém cyklu.



Obr. 2.4: Ukázka odvození dechové křivky z RSA [2].

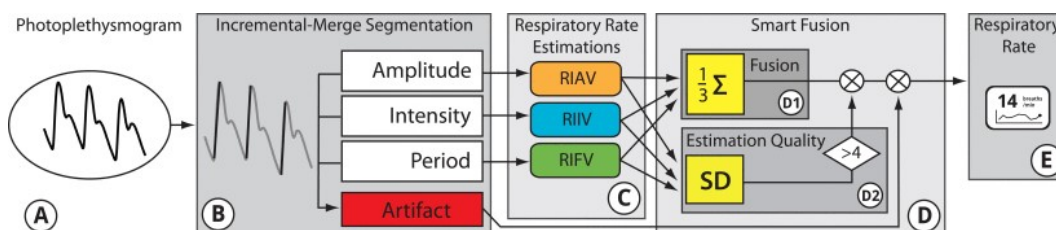
A jako v předchozím případě se i zde můžeme setkat s nedostatečným vzorkováním respiračního signálu, jelikož jsou vzorky respiračních vln k dispozici v QRS a vysoce závisí na přesnosti kubické splajn interpolace [2].

2.2.3 Multiparametrický odhad

Pro realizaci automatického víceparametrického odhadu dechové frekvence je nutné ze vstupního PPG nebo EKG signálu extrahovat dvě periodické složky.

1) pravidelné pulzy srdečního rytmu, které jsou charakterizované maximální objemovým vrcholem pro extrakci RSA a změnu pulsní síly (velikosti výchylky mezi žlabem a vrcholem PPG křivky a Q a R vlnou)

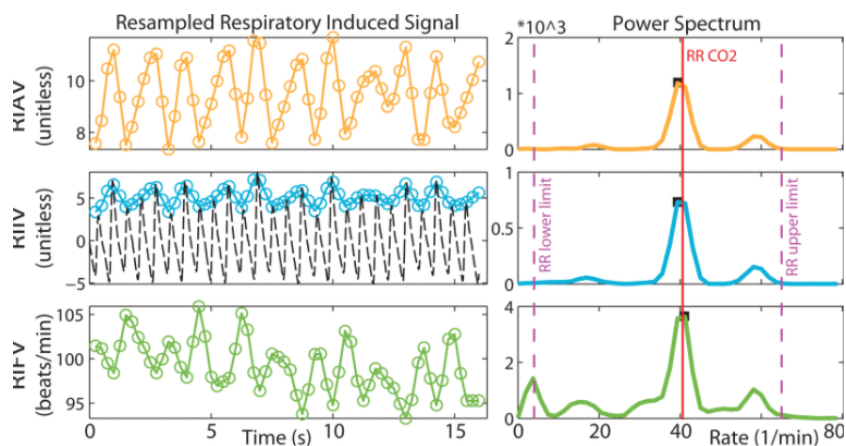
2) vzor nižší frekvence charakterizovaný kolísáním nulové isolinie Pro extrakci obou složek je průběh zpracováván pomocí algoritmu segmentace rozdělující EKG a PPG na pulzy. Informace o respirační frekvenci je získána pomocí přístupu maximální spektrálního výkonu pro každý parametr. Výsledný odhad dechové frekvence je dán fúzí [9].



Obr. 2.5: Schéma průběhu algoritmu multiparametrické metody pro PPG signál [9].

Segmentace PPG signálu je zprostředkována pomocí metody přírůstkové slučovací segmentace (IMS), jenž je směsí algoritmů Iterative-End-Point-Fit a Incremental. IMS má strukturu posuvného okna umožňující výpočet v reálném čase. V

závislosti na vzorkovací frekvenci je nastaven parametr m délky úseček v počtu vzorkovacích bodů minus jedna. Po segmentaci je každý pulz reprezentován jako přímka, jejíž délka odpovídá amplitudě pulzu s úměrností periferní perfusi pacienta. Zpracování vytváří amplitudu pulzu, maximální a minimální intenzitu pro každý pulz a jeho periodu, které se využívají pro detekci artefaktů a odhadu DF. Odhad DF je proveden analýzou frekvenčního obsahu všech tří modulací pomocí rychlých Fourierových transformací, které vyžadují rovnoměrně vzorkovaná data. Nutný je převod pulsních period na tachogramy. Tachogram synchronizace srdečního rytmu s DF, označenou v obrázku RIFV, je převzorkování do rovnoměrné 4 Hz mřížky pomocí Bergerova algoritmu. Data trendu amplitudy (RIAV) a intenzity (RIIV) jsou převzorkování do 4 Hz mřížky pomocí lineární interpolace. Takto převzorkování data do frekvenční oblasti jsou rozdělena do posuvných oken s výkonem dvou vzorkovaných bodů. Každé okno je posunuto o 1 s pro simulaci analýzy v reálném čase a vynásobeno Hammingovým oknem k minimalizaci prvních postranních laloků frekvenční odezvy. Poté jsou tachogramy převedeny do frekvenční domény pomocí FFT, kdy výsledné výkonové spektrum každého okna je analyzováno na maximálním frekvenčním výkonu v očekávaném rozsahu respirační frekvence. Pro PPG signál se jedná o 0,067 - 1,08 Hz, nebo 4-65 dechů/min. Konečný odhad DF je dán směrodatnými odchylkami od všech tří DF získaných modulacemi v případě pokud jsou tři odhady od sebe navzájem v rozmezí 4 tepů/min, pak jsou tyto odhady sloučeny výpočtem jejich průměru a následně zfúzován s eliminací nedůvěryhodných datových oken [8] [9].



Obr. 2.6: Ukázka multiparametrické metody PPG signálu [9].

Grafická ukázka získání DF pomocí multiparametrické metody z PPG signálu o délce trvání 16 s. Pravý sloupec znázorňuje vypočítané výkonové spektrum pro kaž-

dou variantu s výběrem maximálního výkonu (černé tečky), svislá čára představuje referenční dechovou frekvenci, přerušované svislé čáry pak ohraničují fyziologický rozsah DF, který je zde stanoven na hodnoty od 4 do 65 dechů/min.

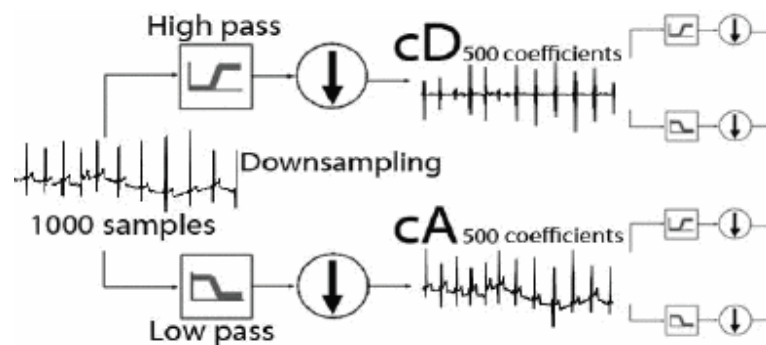
2.3 Metody založené na filtru

Metody založené na využití filtru se provádějí v jednom kroku. Filtrační techniky využívané k extrakci dechové křivky z EKG, PPG signálu nejsou vhodné, pokud dechová frekvence leží mimo předem definované pásmo dýchání, a naopak jsou účinnější pro signály s velkým hlukem. Mezi tyto metody patří například realizace pásmové propusti, filtru pro eliminaci frekvencí mimo rozsah pravděpodobných respiračních frekvencí, nebo rozklad pomocí diskretní vlnkové transformace (DWT) či empirický režim rozkladu (EMD) [1].

2.3.1 Diskretní vlnková transformace

Techniku DWT lze využít k rekonstrukci detailních signálů a k odhadu EDR signálu. Pomocí této metody získáváme časové měřítko reprezentace jednorozměrného signálu. Lokalizace frekvence je logaritmická, čímž lokalizace času bude jemnější na vyšších frekvencích. DWT rozkládá signál sadou základních funkcí [10].

Metoda DWT spočívá aplikací po sobě jdoucích nízkoprůchodových a vysokoprůchodových filtrů, které dělí analyzovaný signál na dvě odlišné složky obsahující polovinu původní informace. Tento princip je následně vyobrazen níže na obrázku.



Obr. 2.7: Ukázka banky filtru pro DWT rozklad [11].

V rámci EKG a PPG signálu musí být daný signál rozložen s dostatečnou úrovní do doby, dokud nebude v DWT koeficientech pozorován obsah nejnižších frekvencí souvisejících s respiračními modulacemi. Se zvyšující stupnicí dochází k rozšiřování

základní funkce, kdy odpovídající koeficienty poskytují informace o nízkofrekvenčních složkách signálu a naopak. Velikost signálu udává měřítko, zatímco množství detailů je spjato s rozlišením [10] [11].

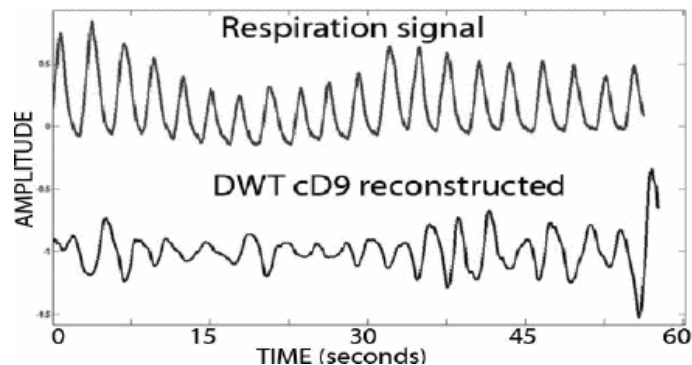
Tyto metody zahrnují rozklad vstupního signálu pomocí DWT až na 9. nebo 10. úroveň, za účelem získání signálu odpovídajícího skutečné rychlosti dýchání. Stupeň rozkladu tedy závisí na vzorkovací frekvenci daného signálu, kdy v 1. stupni je velikosti pásma $fvz/4 - fvz/2$, ve druhém stupni $fvz/8 - až fvz/4$ atd. Šířka pásma odražející respirační modulaci v signálech se 0,23 Hz, což odpovídá průměrné rychlosti dýchání dospělého člověka s 12 cykly za minutu. O úroveň vyšší rozklad je pak nutný u pacientů, u nichž rychlost dýchání je nižší než 12 cyklů za minutu. Nevýhodou nutnosti přechodu mezi těmito dvěma úrovněmi je neexistence referenčního signálu pro možnost porovnání. Z tohoto důvodu dochází k různé analýze koeficientů cA a cD , za účelem identifikace charakteristiky umožňující odlišení pacientů s pomalejším dechovým cyklem. K nejrelevantnějším přístupům patří vyjádření vztahu mezi počtem vrcholů cD_9/cA_8 a cD_{10}/cA_9 , pro devíti úrovněvý a deseti úrovněvý stupeň rozkladu. [11].

PR2 < 1	PR2 = (PR2-1)/4
PR2 < 1	PR2 = 1,5(1-PR2)
PR1 + PR2 < 1,4	dechová křivka z cD9
PR1 + PR2 > 1,4	dechová křivka z cD10

Obr. 2.8: Pravidla, ze kterých je určován přechod mezi cD_9 a cD_{10} . PR_1 se rovná podílu cD_9 a cA_8 a PR_2 podílu cD_{10} a cA_9 . [11].

V následujícím kroku dochází k rekonstrukci odpovídající úrovně rozkladu vysokofrekvenčních rekonstrukčních filtrů DWT - cD koeficientů, čímž dojde k odstranění cA koeficientů. Po získání rekonstrukce cD koeficientů se využívá algoritmu detekce prahové špičky, pro detekci obou vrcholů, jak pozitivního, tak i negativního mající minimální rozdíl amplitudy, který je definován na prahovou hodnotou s ohledem na předchozí definovaný bod. Výsledky jsou pak interpretovány jako respirační pohyby pro každou dvojici bodů, ze kterých lze následně extrahovat rychlost dýchání [11].

Obrázek 2.9 znázorňuje odvozený dechový signál získaný 9. úrovní rozkladu v porovnání s referenčním dechovým signálem.



Obr. 2.9: Ukázka výsledku devítistupňového rozkladu EKG v porovnání se referenčním dechovým signálem [11].

2.3.2 Empirický rozklad signálu

Hilbert Huangova transformace je metoda používána na analýzu signálu, kdy velmi dobře funguje i na nestacionárních a nelineárních datech. Je složena z algoritmu EMD (Empirická modální dekompozice) rozkládající EKG i PPG signál na komponenty, které v jednom okamžiku obsahují pokaždé jen jednu frekvenční složku a Hilbertovy transformace (Hilbertovy spektrální analýzy) [12].

EMD připomíná vlnkovou transformaci, ale na místo básových funkcí je využíváno rozkladu na součet vnitřních funkcí IMF (Intrinsic Mode Function) odvozených ze samotného zpracování signálu. Stejně jako v předchozím případě, tak i technika EMD rozkládá časovou řadu na jednotlivé složky využitím místních časových i strukturálních charakteristik dat. V EMD jsou základní funkce přímo extrahovány z dat, zatímco v DTW je před analýzou vybrána předem navržená mateřská vlnka určující základní funkce pro různé stupnice. Díky tomu EDM může lépe reprezentovat místní charakteristiky signálu a v průběhu času se přizpůsobovat oscilačním vzorům signálu, z čehož vyplývá výhoda vhodnosti pro analýzu nelineárních a nestacionárních signálů jako je EKG a PPG [12] [13].

Výchozím bodem je odhad signálu, který lze získat součtem nízkofrekvenční části signálu (lokálního trendu) a vysokofrekvenční složky (lokálního odhadu). V EMD jsou jednotlivé vysokofrekvenční komponenty označeny jako tzv. vlastní modální funkce IMF a představují původní signál, který je rozložen do frekvenčních pásem.

Nízkofrekvenční část je označena jako reziduální, zbytková. Tato zbytková nízkofrekvenční část je považována za novou časovou řadu, na kterou se znovu aplikuje tentýž postup a tím dochází k extrakci nového IMF a nového zbytku. Opakování tohoto postupu je následně ukončeno v případě, kdy po nějakém kroku nebude poslední reziduum monotónní funkcí, tedy nebude možnost z něj extrahovat další IMF. Původní signál je na konci procesu dekompozice vyjádřen jako součet všech IMF a posledního rezidua [10] [12].

IMF celkově podléhají dvěma empirickým podmínkám:

1) v celém souboru dat musí být počet extrémů (minim a maxim) a přechodů funkce nulou stejný, nebo se může lišit nejvýše o jeden (jednosložkový signál)

2) v každém okamžiku musí být střední hodnota obálky definovaná lokálními maximy a obálky definovaná lokálními minimy rovna nula (zanedbatelná) [10].

Postup získání signálu:

1) nalezení všech lokálních extrémů, minim a maxim, z $x(t)$

2) vytvoření obálky signálu z nalezených extrémů spojením maxim a minim kubickým splajnem, získáme signál ohraničený obálkami shora i zespoda

$$(e_{min}(t), e_{max}(t))$$

3) vypočítání lokálního průměru

$$r(t) = (e_{min}(t) + e_{max}(t))/2 \quad (2.1)$$

4) extrakce detailu

$$d(t) = x(t) - r(t) \quad (2.2)$$

5) iterace zbytku

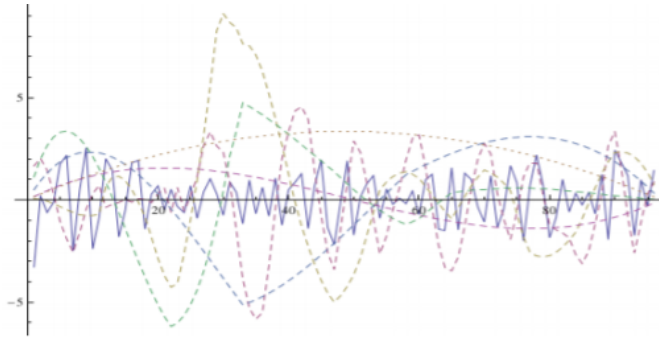
$$r(t)$$

6) na konci rozkladu je signál vyjádřen jako součet konečného počtu IMF $h_i(t)$ a zbytku $r_n(t)$, který musí být menší než zvolená prahová hodnota

$$x(t) = \sum_{i=1}^n h_i(t) + r_n(t) \quad (2.3)$$

Algoritmus pracuje iterativně, identifikuje extrémy v signálu a následně je roz-bíjí, čímž zajišťuje konečný počet režimů. Obálka se odhaduje pomocí interpolace extrémů signálu při každé iteraci. EDM algoritmus musí být zaměřen jednak na výběr extrémů, aby se zabránilo problémům s nadměrným vzorkováním, ale i na okrajové pomníky pro analýzu diskretních časových sekvencí [10].

Vlastní výpočet dechové frekvence může být realizován pomocí posuvného okna o délce 1 minuty s překrýváním 30 sekund. PPG a EKG signály jsou rozděleny



Obr. 2.10: Ukázka rozkladu signálu na IMF [12].

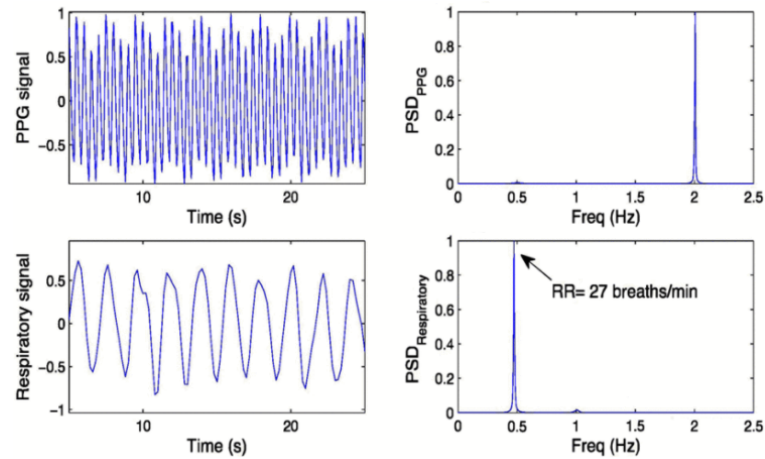
do segmentů a rozloženy na IMF, kde jsou vyhodnocovány ve spektrální oblasti na základě hodnocení frekvenčního peaku s maximálním výkonem. Respirační modulace se odhaduje na základě přidání IMF, ve kterých frekvence peaku leží v rozsahu respiračních frekvencí. Na takto vyčleněné signály se aplikuje následná spektrální analýza pro získání počtu frekvenčních peaků odrážející DF. Dechovou frekvenci definujeme v rozsahu 8 - 45 dechů/minutu odpovídající frekvenčnímu rozsahu 0,14 - 0,75 Hz (0,1 - 0,85 Hz) [13].

Nebo z nastavené úrovně rozkladu je získán určitý počet IMF, které jsou porovnávané s referenčním signálem k hledání synchronicity. Ve většině případů vykazují tuto synchronizaci již IMF2 a IMF3, čímž se zbývající IMF vylučují. Výsledkem je tedy extrakce dvou IMF ze signálu, následně je proveden jejich součet s následnou filtrací pásmovou propustí v rozsahu fyziologických hodnotách dechové frekvence mezi 0,1 - 0,6 Hz. Z takto odvozené dechové křivky je pak odvozena dechová křivka pomocí detekce maxim, nebo na principu zero-crossingu[14].

První řádek obrázku znázorňuje vstupní část signálu PPG a jeho spektrální hustotu výkonu, řádek po něm reprezentuje odvozený respirační signál a jeho spektrální hustotu výkonu s frekvenčním vrcholem odpovídající hodnotě dechové frekvence, v tomto případě 27 dechů/min.

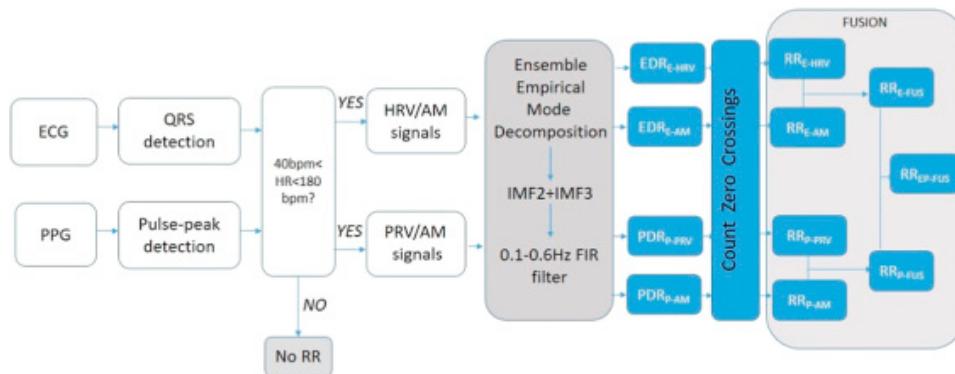
2.3.3 Ensemble Empirical Mode Decomposition

V některých publikacích autoři využívají místo klasické EMD metody metodu Ensemble Empirical Mode Decomposition (EEMD) za účelem získání dechového režimu ze vstupních EKG a PPG signálů. Tato metoda má být zdokonalením empirického režimu rozkladu, popsána o kapitulu výše. Využívá se při extrakci signálů z dat získaných ve větší míře postižených šumem, kdy algoritmus obsahuje artefakt pohybu eliminující poškození signálů způsobených tímto šumem. Ve větší míře se jedná o údaje zaznamenaných z nositelných senzorů. EEMD vychází z rozkladu EMD s tím



Obr. 2.11: Ukázka odvození DF ve spektrální oblasti daného segmentu signálu [13].

rozdílem, že to algoritmu EMD jsou přidány různé instance bílého šumu k původnímu signálu [14]. Pro ukázkou, jak může takový algoritmus vypadat, je na obrázku 2.12 znázorněno blokové schéma.



Obr. 2.12: Vývojový diagram algoritmu využívajícího pro získání dechové křivky s EKG a PPG signálů EEDM [14].

Tato metoda je v práci zmíněna jen pro zajímavost, takže nebude realizována, a to také z důvodu, že v testované databázi se s takto zašuměnými signály nesečkáme.

2.4 Eliminace nerespiračních frekvencí

Spektrální složky, které neodpovídají žadáním respiračním frekvencím by měly být odstraněny z respiračních signálů, aby se zabránilo chybné identifikaci. Využívá se

k tomu pásmového filtrování s mezními hodnotami nastavenými na obou koncích v rozsahu věrohodného respiračních frekvencím. Nejčastěji se můžeme setkat s mezními hodnotami kolem 0,1 - 0,6 Hz, odpovídající dechové frekvenci 6-36 cyklů/min. Ovšem neexistuje shoda ohledně přesně daného optimálního rozsahu věrohodných respiračních frekvencí, který je pak samozřejmě odlišný například u dětí a starších osob [1].

2.5 Fúze respiračních signálů

Druhou, nepovinnou, fází algoritmu může být fúze respiračních signálů za účelem poskytnutí jednoho respiračního signálu, ze kterého pak lze odhadnout dechovou frekvenci. Více respiračních signálů lze získat současnou extrakcí většího počtu signálů, tedy např. použitím EKG a PPG signálů, dále pomocí multiparametrického rozkladu nebo rozdělením respiračního signálu na několik překrývajících se oken a považovat je tak za jednotlivé signály. Zamýšlené využití této fáze je v možném zvýšení přesnosti a robustnosti odhadu DF [1].

2.6 Odhad dechové frekvence

Závěrečný odhad dechové frekvence ze vstupních EKG nebo PPG signálů může být realizován na základě analýzy v časové nebo frekvenční oblasti. Technika vycházející z časové oblasti zahrnují detekci jednotlivých dechů, po nichž pak následuje výpočet dechové frekvence jako průměrné doby dechů. Detekce jednotlivých dechů může být zprostředkována jako detekce peaků signálu EDR/odvozeného z PPG, detekce na základě zero-crossingu s pozitivním gradientem nebo s pomocí adaptivního prahování na základě detekcí vrcholů a koryt. Techniky ve frekvenční doméně zahrnují identifikace frekvenční složky související s dýcháním prostřednictvím spektrální analýzy, nebo identifikace okamžité dominantní frekvence [1].

2.7 Fúze dechových křivek

Pro zlepšení robustnosti konečného odhadu dechové frekvence se může využívat vzájemné fúze odvozených respiračních signálů. Fúze může být realizována na základě průměrování pomocí střední hodnoty, mediánu či módu volitelně pro odstranění nežádoucích hodnot. Dále může být využito Kalmanova filtru, kombinace váhování podle získaných odchylek, ve frekvenční oblasti pomocí kritéria velikosti pólu (the pole magnitude criterion), či kritéria umístění pólu (the pole ranking criterion) [1].

3 Realizace algoritmů pro odhad dechové křivky

Praktická část diplomové práce je zaměřena na realizaci vybraných metod pro odhad dechového signálu a s tím i související dechové frekvence ze signálů EKG a PPG. Realizováno je celkově 5 metod, tři metod vycházejících z vlastností signálu a dvou metod využívajících filtrů. Součástí je pak hodnocení úspěšnosti jednotlivých metod na základě základě získaných hodnot MAE (Mean Absolute Error, MEA) a poté i závěrečné porovnání výsledků napříč všemi metodami. V závěru jsou ještě uvedeny výsledky jiných autorů pracujících se shodnou databází a využívající stejnou metodu hodnocení.

Pro ověření funkčnosti algoritmů je využito signálů pocházejících z internetové online databáze PhysioNet z datové sady BIDMC PPG and Respiration Dataset. Sběr dat probíhal u kriticky nemocných pacientů v rámci jejich hospitalizace v Beth Israel Deaconess Medical Center v Bostonu, MA, USA. Do měření bylo zapojeno 53 dospělých pacientů, z toho 32 žen a 21 mužů, ve věkovém rozpětí 19 - 90 let s mediánem věku 64,81 let. Datovou sadu tedy tvoří 53 záznamů o délce 8 minut, které obsahují: [15] [16]

- 1) fyziologické signály se vzorkovací frekvencí 125 Hz - PPG signál, EKG signál II. svodu, impedanční respirační signál
- 2) fyziologické parametry vzorkované při 1 Hz - srdeční frekvence odvozená z EKG [cyklů/min], dechová frekvence odvozená z impedančního signálu [dechů/min], tepová frekvence odvozená z PPG [tepů/min], hladina kyslíku v krvi [%]
- 3) základní informace o pacientech - věk, pohlaví
- 4) ruční anotaci dechů.

Zpracování algoritmů vybraných metod je provedeno v programovacím prostředí Matlab R2015b.

3.1 Detekce maxim EKG křivky a PPG křivky

3.1.1 QRS

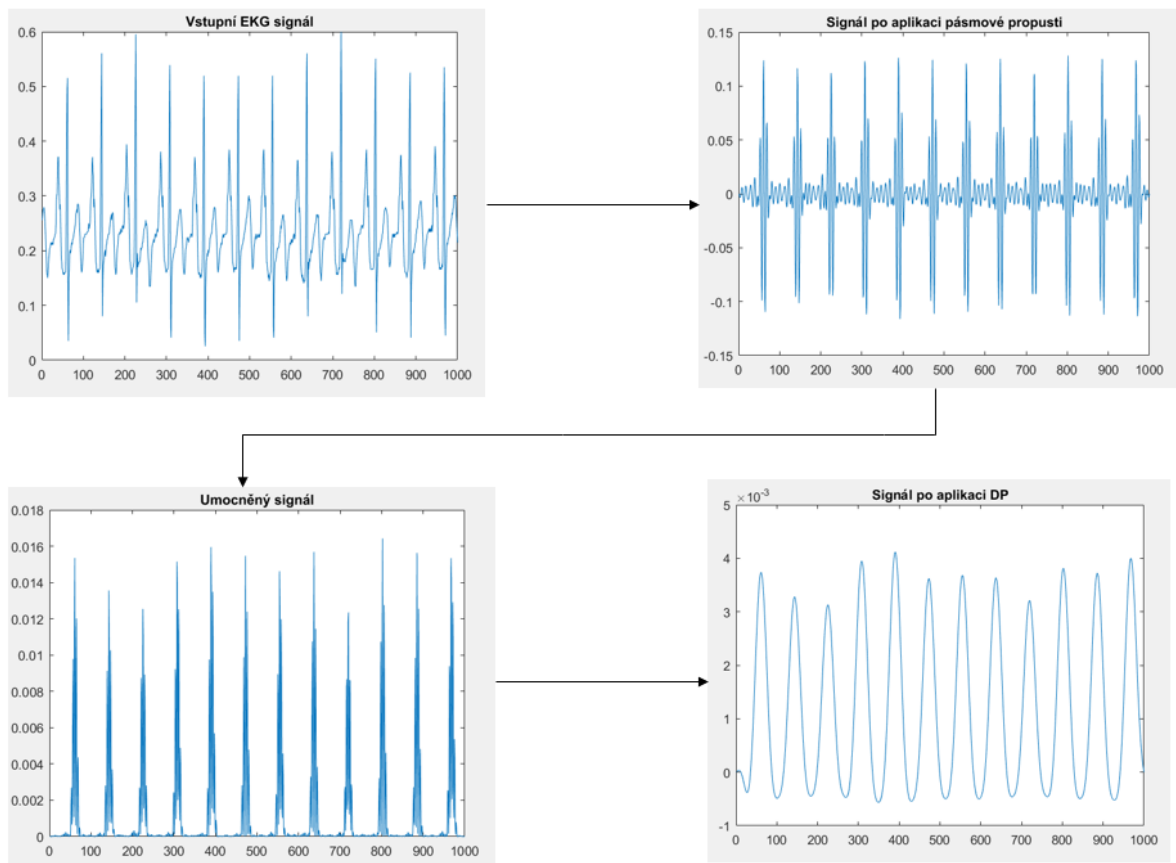
Pro tento krok je vybrán detektor, který je založený na umocnění filtrovaného signálu. Blokové schéma 3.1 umístěné níže představuje jednotlivé kroky nutné k jeho realizaci. Vstupní signál je nejprve filtrován pásmovou propustí nastavenou na rozsah hodnot 10 - 21 Hz, což odpovídá hodnotám, v němž se nachází maximum výkonu komplexu QRS. Filtrovaný signál je následně umocněn druhou mocninou, což má za následek převedení všech složek signálu do kladných hodnot a zvýraznění výskytu QRS komplexu. Na takto zvýrazněný signál je aplikován filtr typu dolní propust o hodnotě 3 Hz pro vyhlazení signálu. Nakonec se jako rozhodovací pravidlo využije

stanovená minimální vzdálenost s minimální velikostí peaku, kdy může docházet k detekci dalšího extrému.

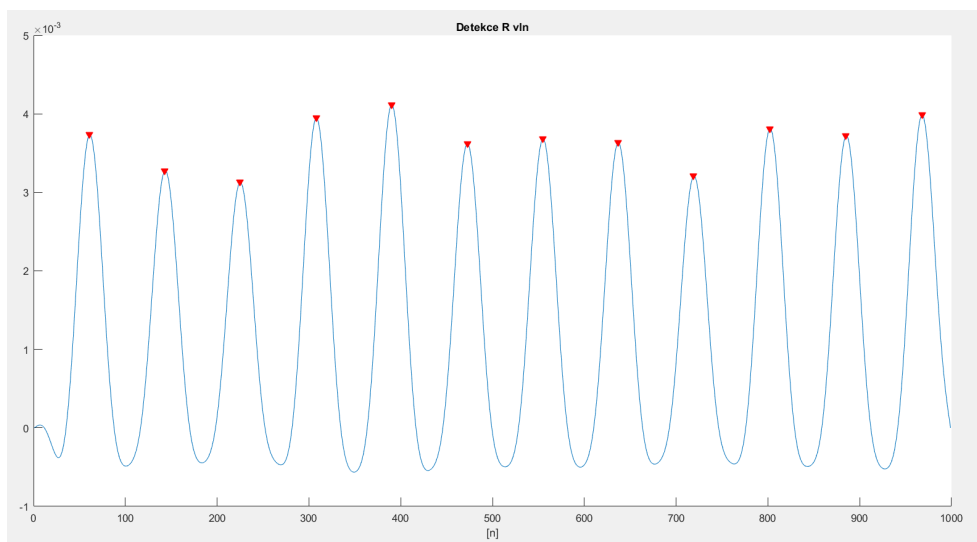


Obr. 3.1: Blokové schéma ukázky detekce QRS komplexu.

Přiložené obrázky představují výslednou realizaci postupu práce výše popsánoho QRS detektoru. Konečná detekce extrémů je pak vyobrazena na obrázku 3.3.



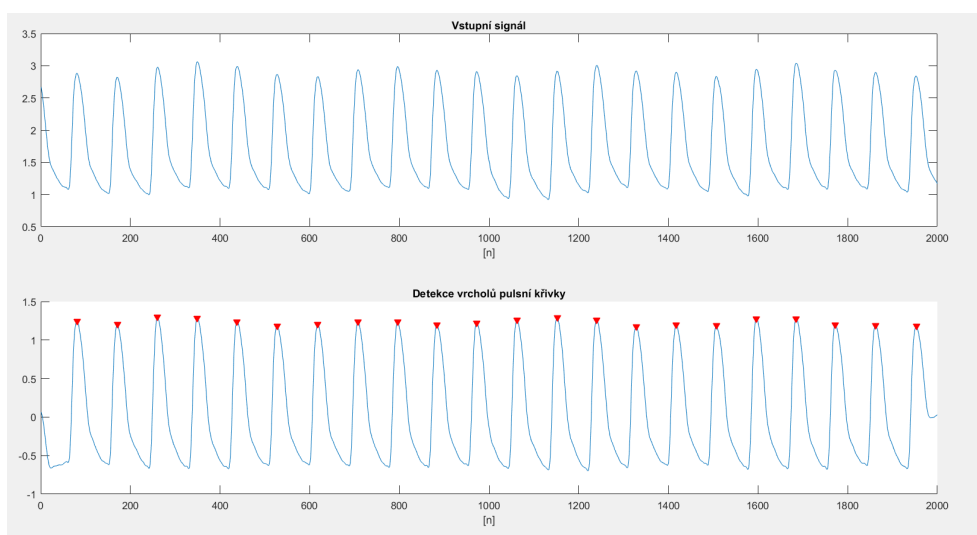
Obr. 3.2: Dokumentace postupu realizace QRS detektoru (signál č. 2 1000:2000 n).



Obr. 3.3: Výsledná detekce vrcholů R vln (signál č. 2 1000:2000 n).

3.1.2 PPG

Zpracování PPG signálu je založeno pouze na implementaci pásmové propusti na detekci maxim a případných minim, pokud jsou stěžejní pro danou metodu. Hodnota pásmové propusti byla pro tento účel nastavena na 0,5 a 15 Hz. Ukázka realizované detekce vrcholů pulsní křivky je na obrázku 3.4.



Obr. 3.4: Ukázka detekce vrcholů pulsní křivky (signál č. 42 1:2000 n).

3.2 Interpolace kubickým splajnem

Aby byla zaručena spojitá realizace dechové křivky, která vzniká průchodem naměřených bodů, využíváme k tomu interpolačních polynomů. Nejčastěji se setkáváme se splajnem 3. řádu, tzv. kubickým splajnem. Kubický splajn je funkce, které využívá pro konstrukci interpolačního splajnu kubické polynomy na každém subintervalu:

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3, x \in \langle x_i, x_{i+1} \rangle \quad (3.1)$$

kde a_i, b_i, c_i, d_i jsou koeficienty splajnu, $S(x)$ je funkce splajnu

Daný interval je rozdělený na podintervaly, v nichž se konstruuje kubické polynomy, které pak umožňují složit hladkou, na sebe navazující kubickou křivku. Jenotlivé kubické spliny se pak dělí podle okrajových podmínek [17].

3.3 Hodnocení úspěšnosti algoritmu

Hodnocení výstupní odvozené dechové křivky je odvozeno od střední průměrné chyby stanovené dechové frekvence od referenční dechové frekvence. Pro databázi BIDMC, která je v této práci využívána, je hodnota MEA určována podle vzorce vytvořeného autory práce [16]. Z databáze je autory vyřazeno 25 minut¹ z celkových 414 minut záznamů, u kterých se hodnotitelé lišili při stanovování dechové frekvence o více než 2 cykly/min. Referenční hodnoty dechové frekvence pro každý záznam jsou pak tvořeny průměrnými hodnotami DF obou hodnotitelů v celkových 389 (414-25) minutách záznamů [16].

Střední průměrná chyba odhadu DF je pak vyjádřena vzorcem, kde M je počet signálu dané databáze, v našem případě celkem 53 signálů, N je počet minutových úseků zahrnující 25 min vyřazených úseku. tedy $N = 8$, $R(m, n)$ představuje hodnoty odvozené dechové frekvence a hodnoty referenční dechové frekvence jsou vyjádřené $R_{ref}(m, n)$, kde $|R(m, n) - R_{ref}(m, n)| = 0$, pokud se experti lišili o více než dva dechové cykly/min.

$$MAE = \frac{1}{MN - 25} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |R(m, n) - R_{ref}(m, n)| \quad (3.2)$$

Pro tyto účely byl vedoucím této diplomové práce poskytnut skript s funkcí K2.m, který všechny vybrané signály rozdělí na 8 minutových úseků, které posléze vstupují do vytvořené funkce obsahující algoritmus pro danou metodu. Ve výsledku se získá

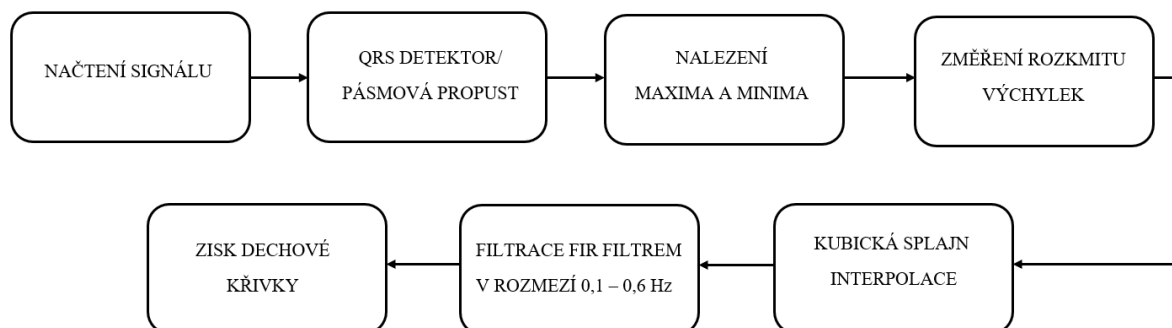
¹Vyřazené minuty u konkrétních signálů - 9. signál 6. min; 10. signál 5. a 8. min; 11. signál 7. min; 13 signál 1. min; 15. signál 7. a 8. min; 19. signál 3.,5., a 6. min; 26. signál 1. min; 27. signál 8. min; 34. signál 2.min; 38. signál 8. min; 40. signál 2., 3., 5. a 6. min; 46. signál 1., 2., 3. a 4. min; 48. signál 1. a 8. min; 53. signál 1. min.

8 hodnot dechové frekvence pro každý signál, který se pak následně porovnává s referenčními hodnotami dechové frekvence.

3.4 Realizace metody založené na modulaci výchylky extrémů v signálech

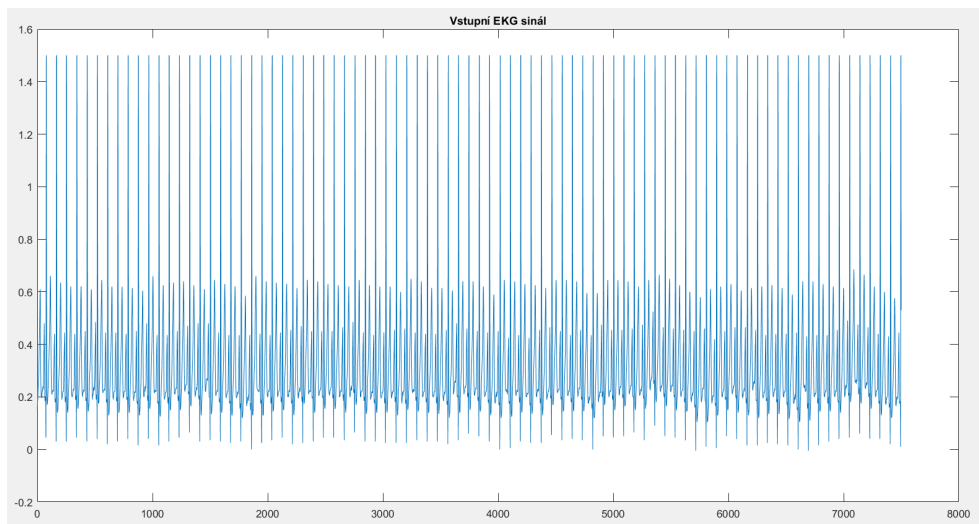
EKG SIGNÁL

Z hlediska EKG signálu je tato metoda založená na výpočtu celkové amplitudy komplexu QRS, velikosti výchylky mezi maximem - vlnou R, a minimem - vlnou S. Je to tedy metoda využívající amplitudových respiračních modulací. Na vybraný načtený signál je nejprve nutné aplikovat navržený QRS detektor (popsaný v předšlé kapitole), čímž je získána hodnota maxima a umožňuje určit i hodnotu minima. Z těchto dvou bodů poté lze dopočítat celkovou hodnotu výchylky komplexu QRS. Tyto hodnoty zanesené na časovou osu jsou následně interpolovány kubickým splajnem. Interpolace kubickým splajnem zaručí výsledný hladký průběh tvaru nově získané dechové křivky. Takto získaná dechová křivka je pak filtrována FIR filtrem v rozsahu fyziologických hodnot DF 0,1 - 0,6 Hz. Blokové schéma 3.5 umístění níže popisuje průběh uvedeného algoritmu.

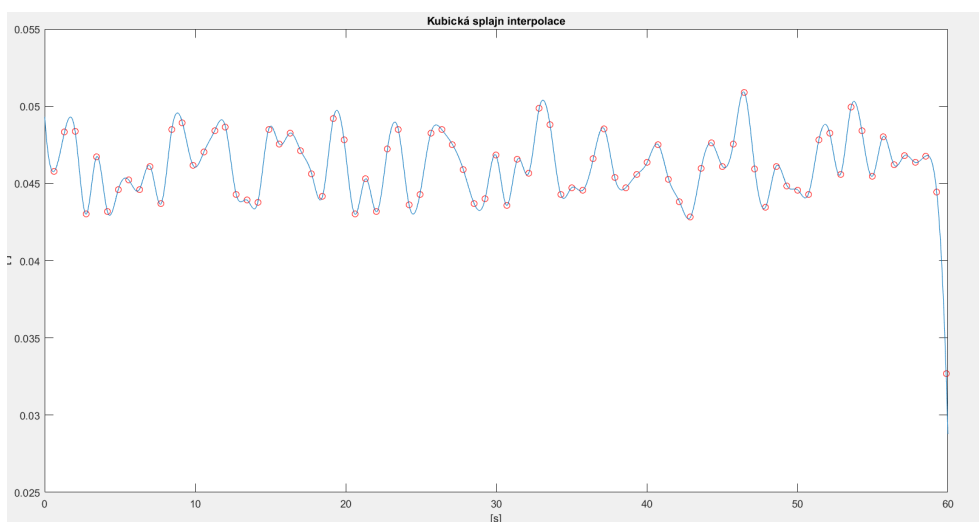


Obr. 3.5: Blokové schéma metody EDR.

Obrázek 3.7 znázorňuje průběh interpolace hodnot kubickým splajnem komplementovaný ze získaných velikostí výchylek v signálu EKG. Druhý obrázek 3.8 pak dává do porovnání dechovou křivku získanou odhadem ze signálu EKG s příloženou odpovídající dechovou křivkou. Pro tyto ukázky byl zvolen EKG signál č. 42 v rozsahu 1000:8500 n, odpovídající jedné minutě snímání.



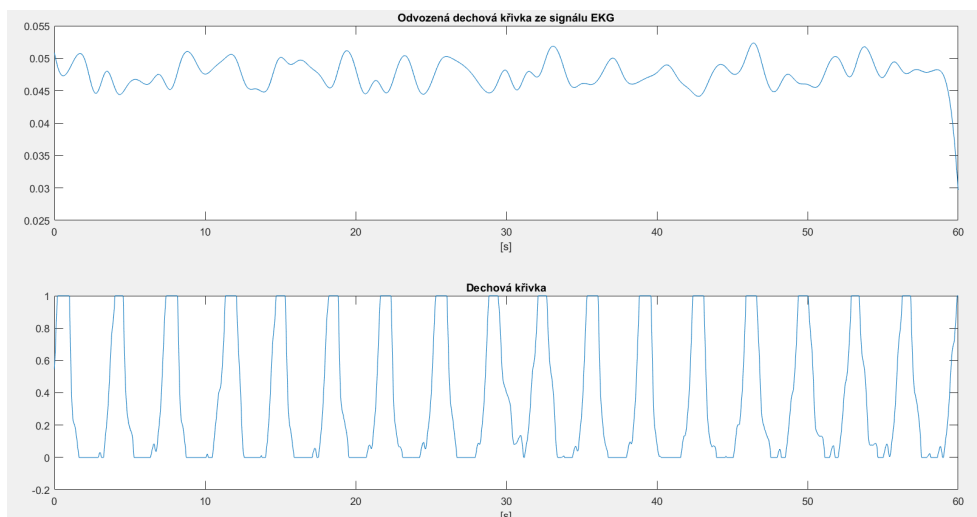
Obr. 3.6: Ukázaka vstupního EKG signálu (signál č. 42 1000-8500 n).



Obr. 3.7: Interpolace kubickým splajnem hodnot výchylek komplexu QRS (signál č. 42 1000-8500 n).

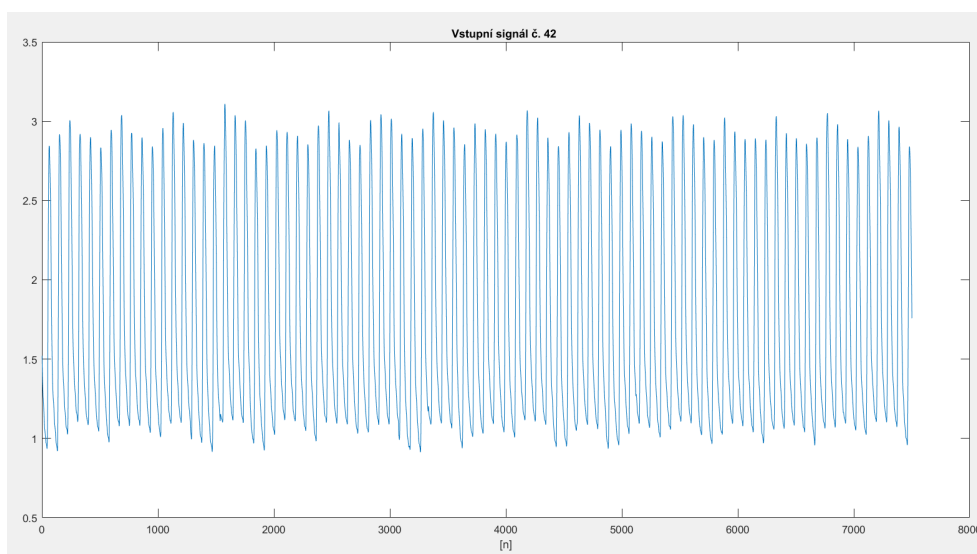
PPG SIGNÁL

Pro realizaci odhadu dechové křivky ze signálu PPG je postup obdobný. Detekují se maxima a minima pulsní křivky po aplikaci pásmové propusti s mezními frekvencemi 0,5 - 15 Hz, poté je získána velikost výchylky, která taktéž podléhá interpolaci kubickým splinem a tím je možné vyobrazit průběh dechové křivky. Postup získání



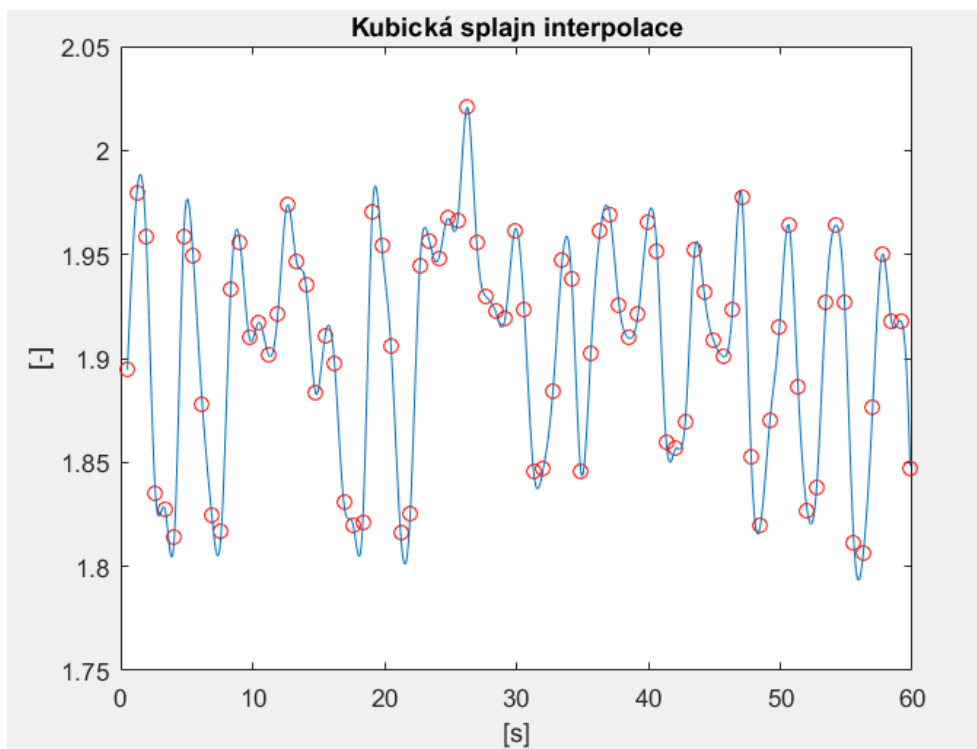
Obr. 3.8: Výstupní dechová křivka EDR získaná metodou založenou na modulaci výchylky extrémů v porovnání s originální dechovou křivkou (signál č. 42 1000-8500 n).

dechové dechové frekvence je graficky znázorněn obrázky 3.9, 3.10, 3.11

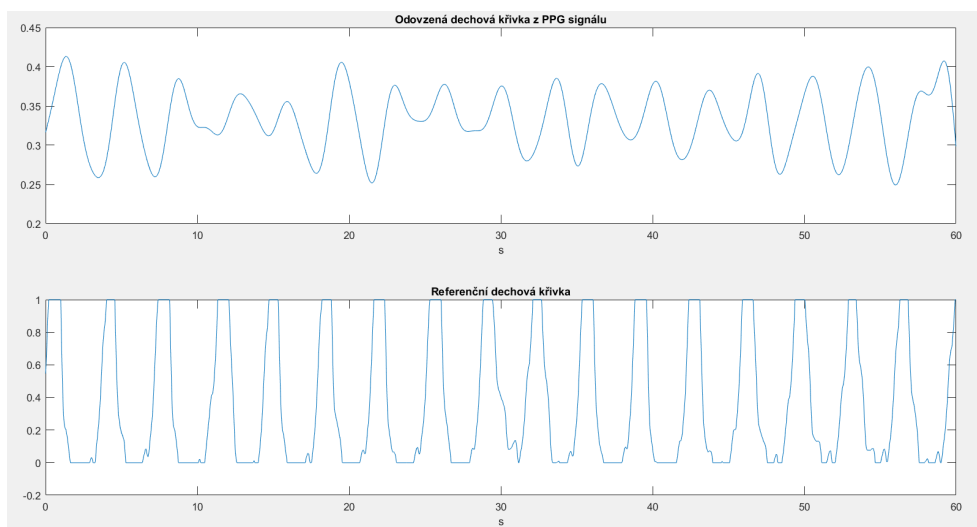


Obr. 3.9: Ukázka vstupního PPG signálu (signál č. 42 1000-8500 n).

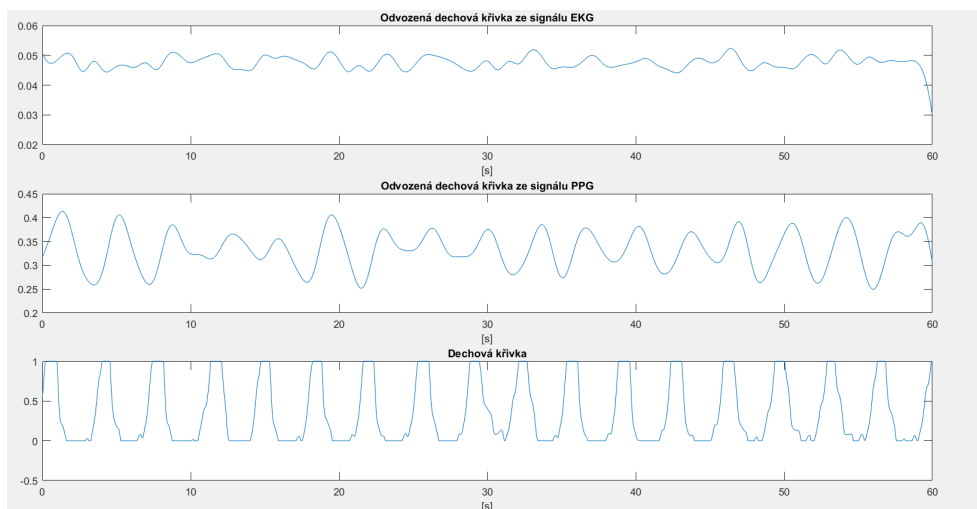
Výsledné porovnání odvozených křivek z EKG a PPG s referenční dechovou křivkou pro signál č. 42.



Obr. 3.10: Interpolace kubickým spajnem hodnot výchylek pulsní křivky (signál č. 42 1000-8500 n).



Obr. 3.11: Výstupní dechová křivky získaná metodou založenou na modulaci výchylky extrémů ze signálu PPG v porovnání s originální dechovou křivkou (signál č. 42 1000-8500 n).



Obr. 3.12: Porovnání odvozených dechových křivek z EKG a PPG signálu metodou založenou na modulaci výchylky extrémů v porovnání s referenční dechovou křivkou (signál č. 42 1000-8500 n).

3.4.1 Vyhodnocení metody

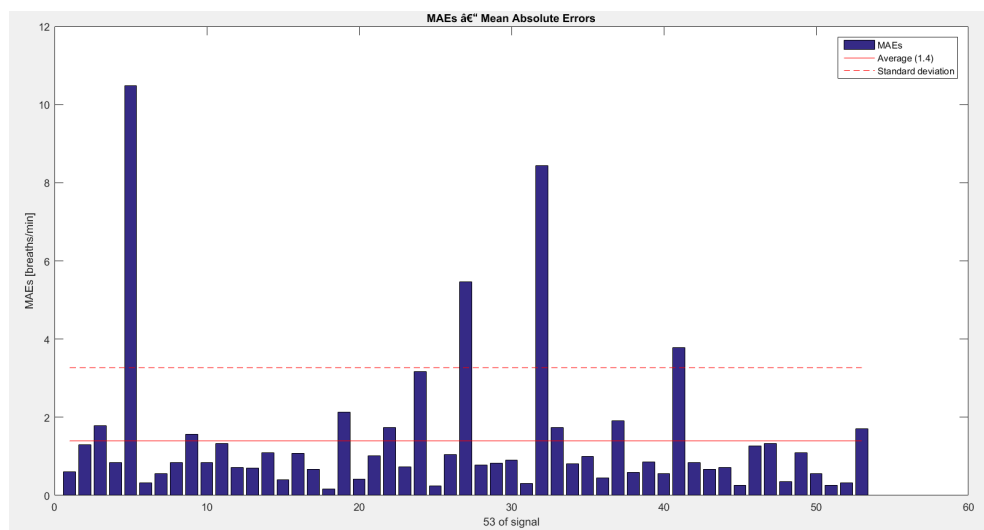
K vyhodnocení úspěšnosti metody založené na modulaci extrémů v EKG a PPG signálech bylo celkově využito pět dechových křivek. Krom přímo odvozených EDR a dechových křivek z PPG byla provedena pro každou tuto křivku její autokorelace a jejich vzájemná korelace. Výsledná dechová frekvence pak byla odvozována z mediánů diferencí extrémů těchto křivek, vzájemnou fúzí EDR a dechové křivky z PPG, fúzí autokorelací, fúzí s korelací, a nakonec fúzí všech křivek dohromady. V tabulce 3.1 jsou zaznamenány získané hodnoty MAE odvozené pro všech 53 signálů v porovnání s referenčními hodnotami získanými od obou hodnotitelů.

Ze získaných výsledků je patrné, že nejlepší hodnoty jsme dosáhli u metody vzájemné korelace přímo odvozených dechových křivek, kdy hodnota MAE byla 1,36 cyklů/minutu. Dále si lze povšimnout, že metoda byla výrazněji přesnější pro odhad DF ze signálů EKG, a to v obou případech. Z hlediska autokorelace je zajímavý drobný nárůst zaznamenaný u PPG signálu. Velmi podobných odchylek je pak dosaženo všemi typy fúze s korelací.

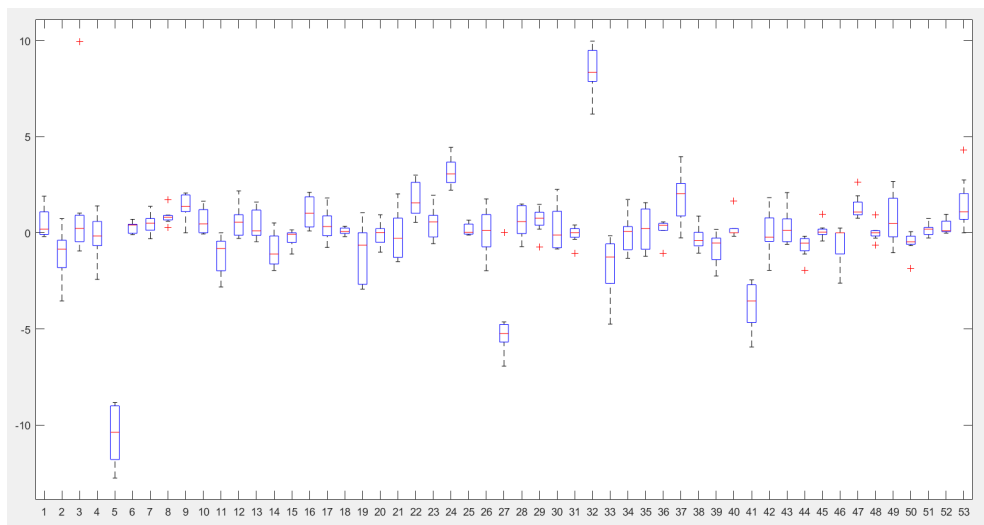
Obrázek 3.13 zobrazuje graf průměrných absolutních odchylek získaných korelací pro všech 53 signálů. Boxplot podávající přesnější informace o jednotlivých signálech v rámci odchylky od referenčního signálu je pak na obrázku 3.14. V boxplotu je pro každý signál vyobrazena max a min odchylka, hodnota mediánu a 1. s 3. kvantilem.

Tab. 3.1: Tabulka získaných hodnot středních absolutních odchylek metodou založenou na splajnové interpolaci rozmiku extrémů.

ZPŮSOB ZÍSKÁNÍ	DF z EKG	DF z PPG	DF z FÚZE EKG A PPG
1. dechová křivka	1,54	1,92	1,6
2. autokorelace	1,37	2,04	1,53
3. vzájemná korelace	-	-	1,36
fúze 1.+3.	-	-	1,4
fúze 2.+3.	-	-	1,43
fúze 1.+2.+3.	-	-	1,4



Obr. 3.13: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získaných fúzí všech pěti dechových křivek pro metodu založenou na na modulaci výchylky extrémů.

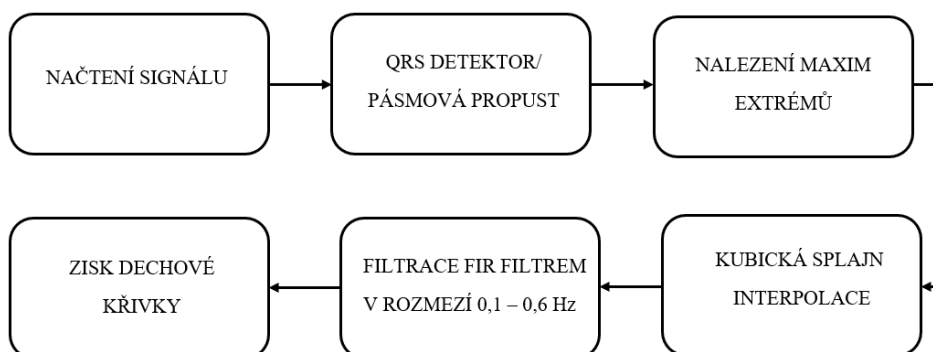


Obr. 3.14: Boxplot odchylek počtu cyklů/min pro každý signál v porovnání s referenčním. DF je získána fúzí všech pěti dechových křivek v rámci metody založené na modulaci výchytky.

3.5 Realizace metody založené na splajnové interpolaci extrémů

Další metodou je metoda založená na splajnové interpolaci extrémů signálu pro odvození dechové křivky. Je založená na splajnové interpolaci extrémů R kmitů v signálech EKG, nebo vrcholu pulsní křivky v signálech PPG. Pro realizaci je stěžejní, stejně jako v přechozím případě, kvalitní detekce extrémů v signálech. V případě EKG signálu využijeme zmiňovaný QRS detektor, u PPG signálu si vystačíme s pásmovou propustí definovanou na 0,5 - 15 Hz. Získané hodnoty extrémů jsou následně interpolované do časové osy pomocí kubického splajnu, čímž dojde k zisku respirační křivky. Na takto odvozenou křivku je aplikován FIR filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,1 - 0,6 Hz. Z takto vyfiltrované křivky je následně odečtena výsledná dechová frekvence.

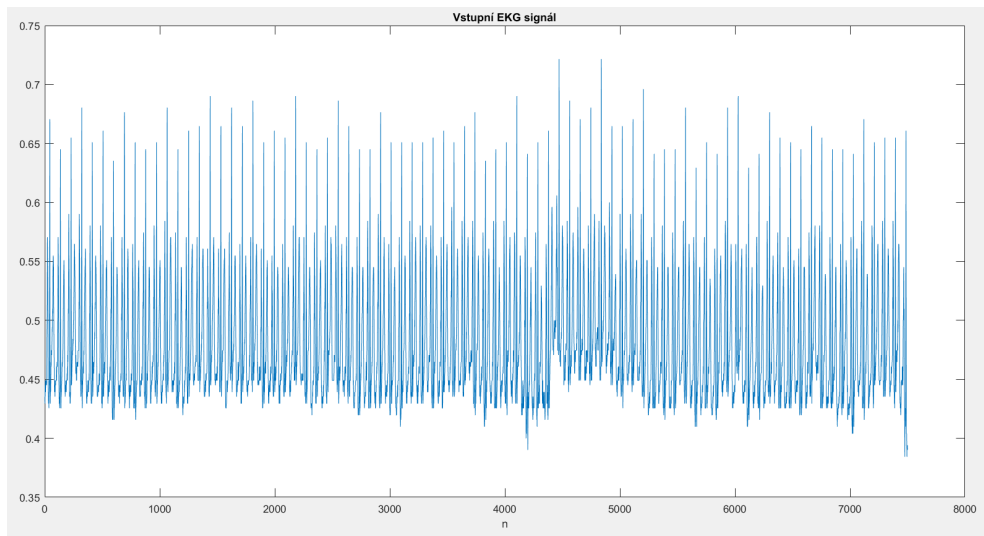
Blokové schéma 3.15 znázorňuje průběh práce této metody.



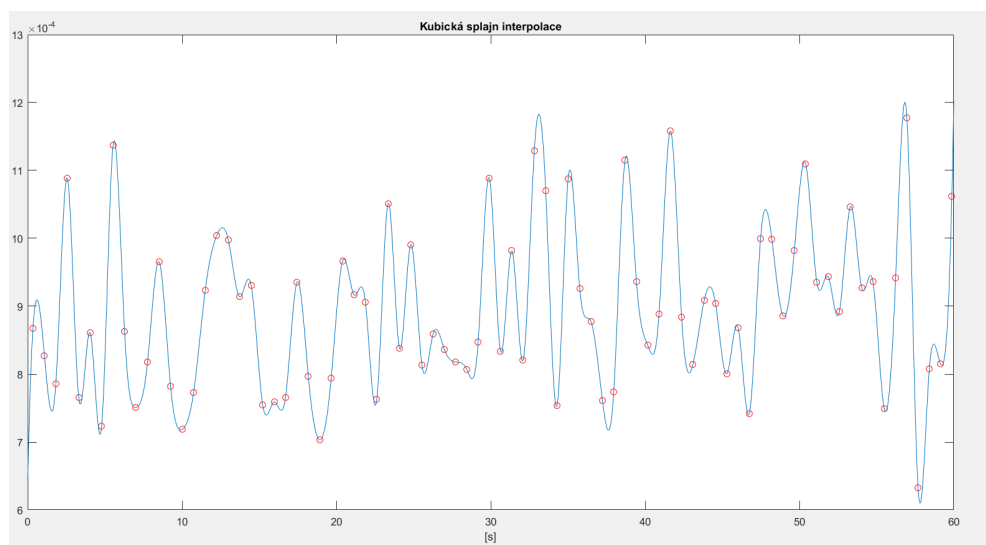
Obr. 3.15: Blokové schéma metody založené na splajnové interpolaci extrémů v EKG a PPG.

Vstupní signál, kubická splajn interpolace a porovnání odvozené dechové křivky s referenční dechovou křivkou pro signál č. 6 je zobrazeno pro oba signály na obrázcích níže.

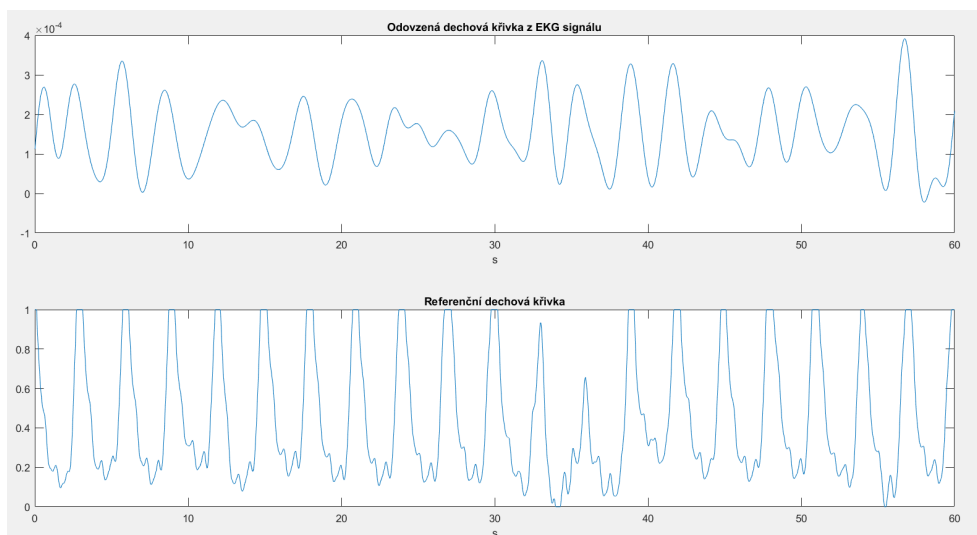
EKG SIGNÁL



Obr. 3.16: Ukázka vstupního EKG signálu (signál č. 6 1-7500 n).

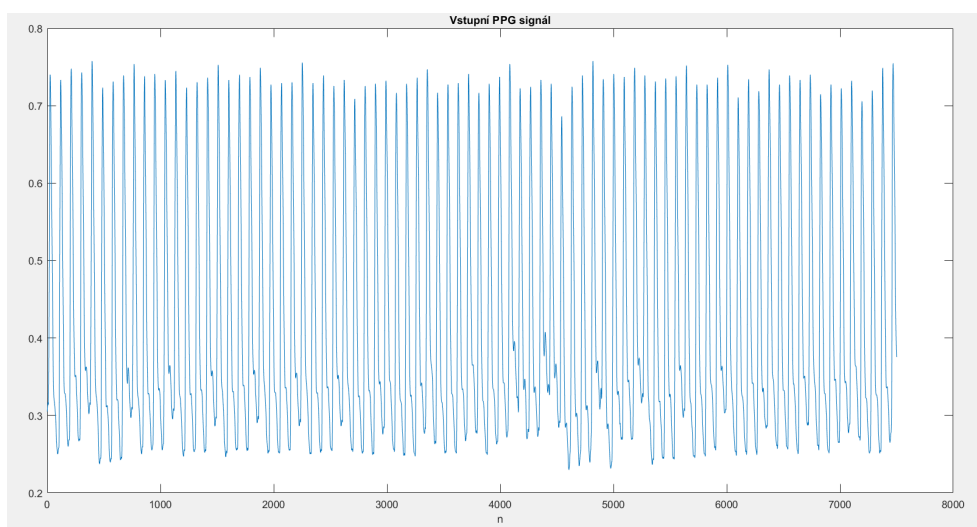


Obr. 3.17: Výsledná respirační křivka odvozená ze signálu PPG metodou založenou na splajnové interpolaci extrémů (signál č. 6 1-7500 n).



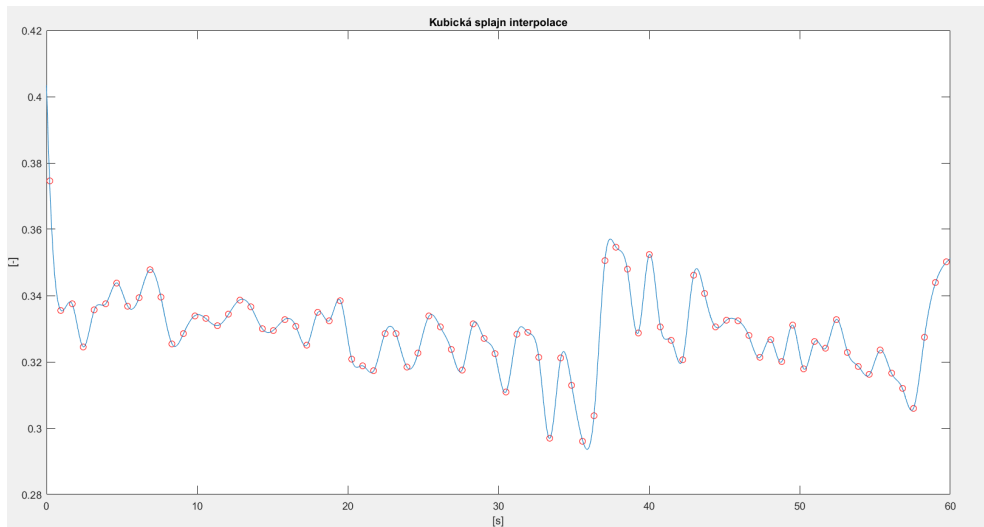
Obr. 3.18: Výsledná respirační křivka odvozená ze signálu EKG metodou založenou na splajnové interpolaci extrémů (signál č. 6 1-7500 n).

PPG SIGNÁL

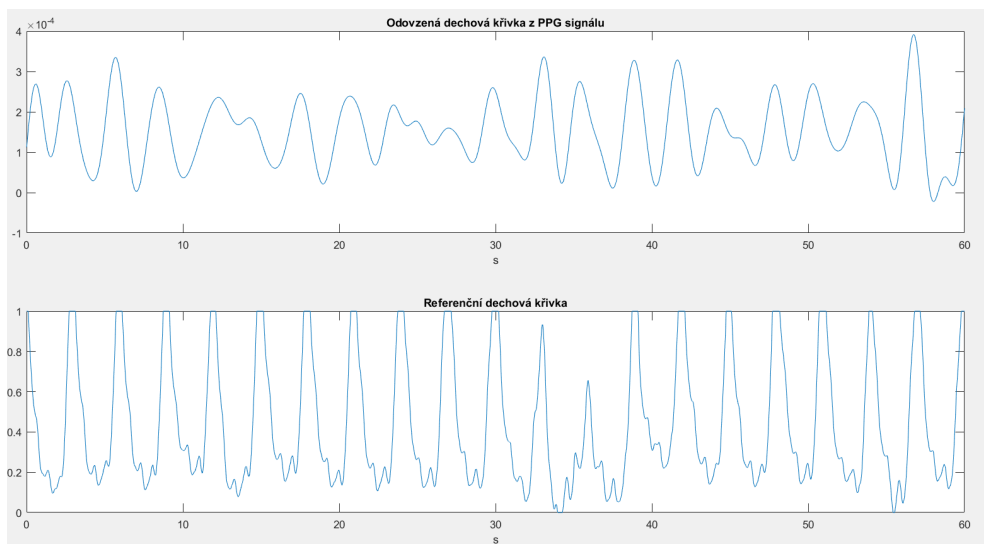


Obr. 3.19: Ukázka vstupního PPG signálu (signál č. 6 1-7500 n).

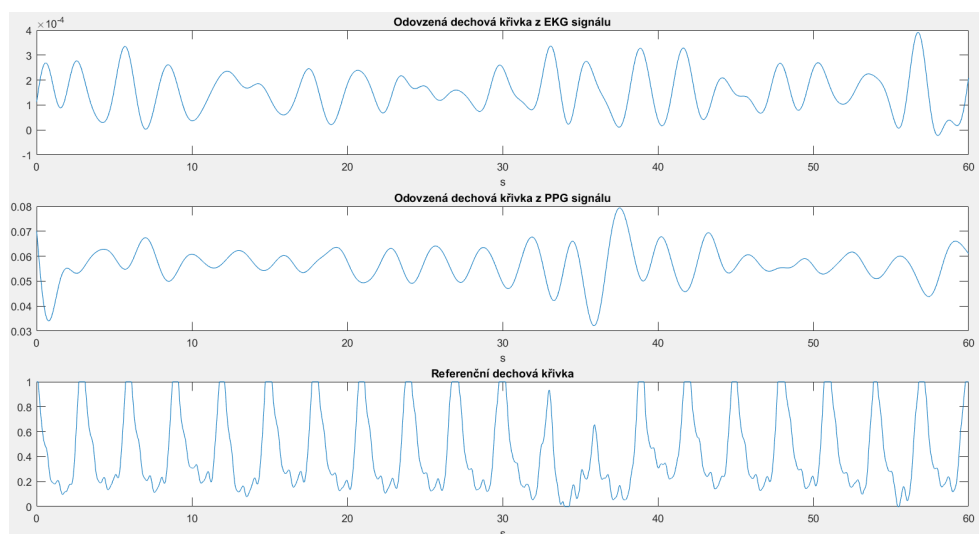
Výsledné porovnání odvozených křivek z EKG a PPG s referenční dechovou křivkou pro signál č. 6 v první minutě snímání.



Obr. 3.20: Výsledná splajn interpolace extrémů pulsní křivky (signál č. 6 1-7500 n).



Obr. 3.21: Výsledná respirační křivka odvozená ze signálu PPG metodou založenou na splajnové interpolaci extrémů (signál č. 6 1-7500 n).



Obr. 3.22: Výsledná respirační křivka odvozená ze signálu PPG metodou založenou na splajnové interpolaci extrémů (signál č. 6 1-7500 n).

3.5.1 Výsledné hodnoty

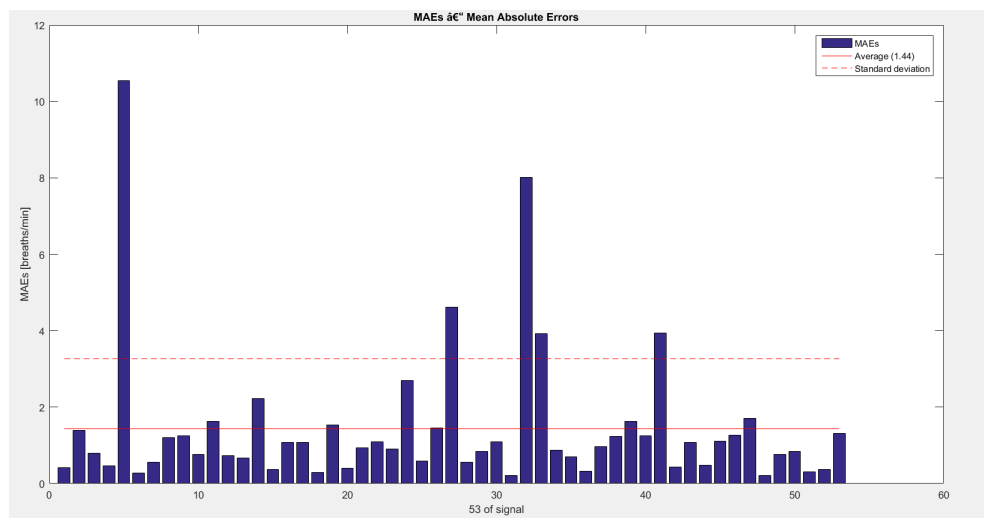
Vyhodnocení úspěšnosti metody založené na splajnové interpolaci extrémů EKG a PPG bylo provedeno z pěti křivek odrážející dechový signál. Z přímo odvozených křivek ze signálů EKG a PPG byla provedena jejich autokorelace a poté i vzájemná korelace. Dechová frekvence pak byla odvozována z mediánů diferencí extrémů těchto křivek, jejich vzájemnou fúzí, fúzí autokorelací, fúzí s korelací, a nakonec fúzí všech křivek dohromady. V tabulce 3.2 jsou zaznamenány získané hodnoty MAE odvozené pro všech 53 signálů v porovnání s referenčními hodnotami získanými od obou hodnotitelů.

Tab. 3.2: Tabulka získaných hodnot středních absolutních odchylek metodou založenou na splajnové interpolaci rozmiku extrémů.

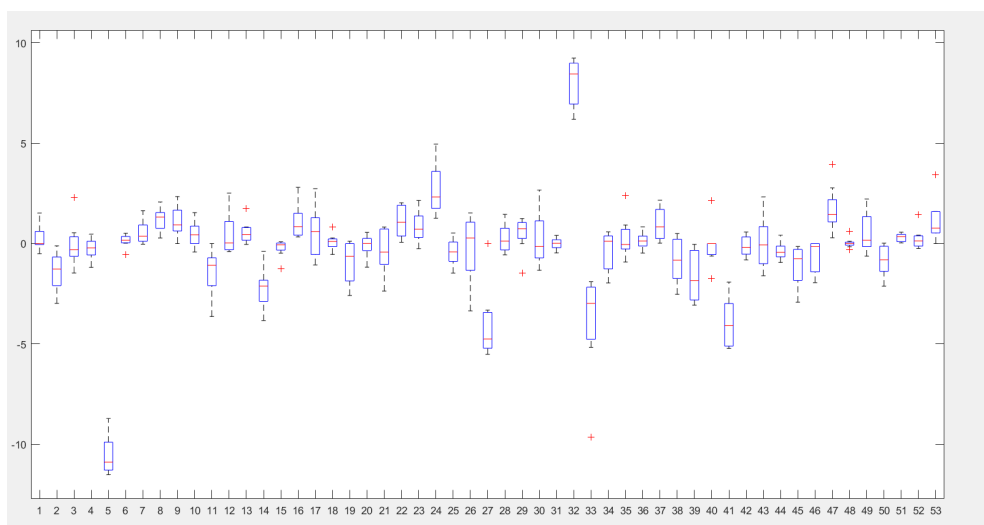
ZPŮSOB ZÍSKÁNÍ	DF z EKG	DF z PPG	DF z FÚZE EKG A PPG
1. dechová křivka	1,55	1,98	1,6
2. autokorelace	1,32	2,3	1,61
3. vzájemná korelace	-	-	1,6
fúze 1.+3.	-	-	1,51
fúze 2.+3.	-	-	1,47
fúze 1.+2.+3.	-	-	1,44

Z tabulky získaných hodnot středních absolutních odchylek pro tuto metodu lze vyčíst, že nejnižší hodnota chybovosti se získala fúzí celkovou fúzí odvozených signálů, jejich autokorelací a vzájemnou korelací, kdy hodnota MAE dosáhla velikosti 1,44 cyklů/min. I v tomto případě byla metoda přesnější pro dechové křivky odvozované ze signálu EKG. Odchylna od hodnot MAEs pro všechny fúze se pak pohybovala kolem hodnoty 0,17 cyklů/min.

Výsledný sloupcový graf pro všech 53 signálů odrážející chybovost dechové frekvence získané celkovou fúzí 1.+2.+3. v jednotlivých signálech je na obrázku 3.23. Boxplot podávající přesnější informace o jednotlivých signálech v rámci odchylky od referenčního signálu je pak na obrázku 3.24. V boxplotu je pro každý signál vyobrazena maximální a minimální odchylka, hodnota mediánu a první s třetím kvantilem.



Obr. 3.23: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získaných fúzí 1.+2.+3. pro metodu založenou na spajnové interpolaci rozkmitů extrémů.



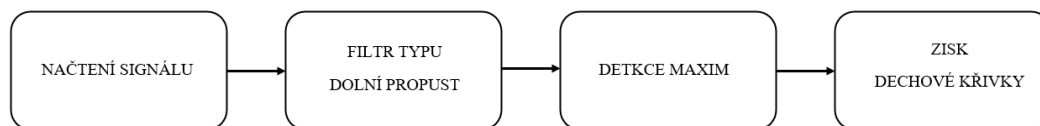
Obr. 3.24: Boxplot odchylek počtu cyklů/min pro každý signál v porovnání s referenčním. DF je získána celkovou fúzí 1.+2.+3. v rámci metody založené na splajnové interpolaci rozkmitu extrémů.

3.6 Realizace metody založené na kolísání driftu pro odhad dechové křivky

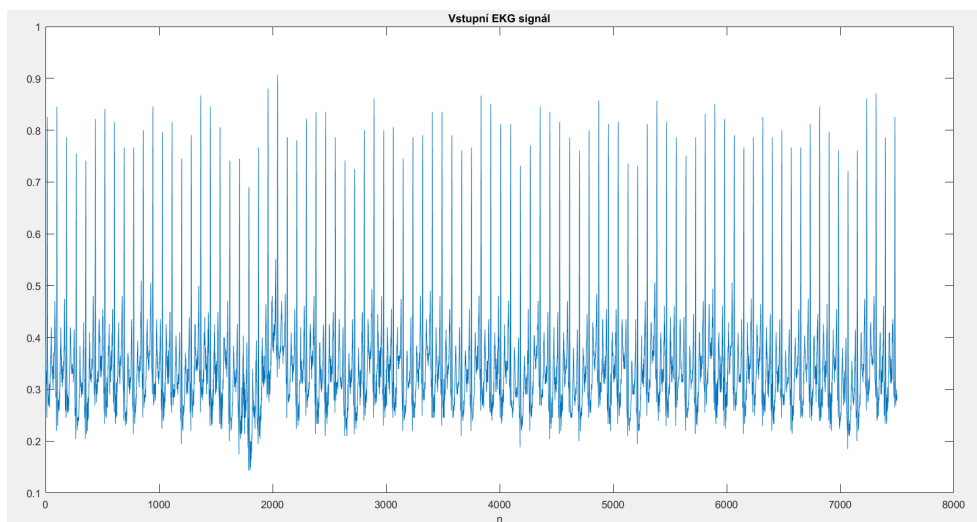
Další navrhovaná metoda vychází z kolísání základní isolinie (driftu), která je jednou ze základních respiračních modulací postihující jak signál EKG, tak i PPG a charakterizuje samotný průběh dechové křivky.

Realizace této metody vyniká svojí jednoduchostí. Základem metody je správný odhad frekvenční meze pro získání samotného driftu, který se pohybuje mezi hodnotami 0,4 - 0,5 Hz. Pro získání průběhu kolísání driftu je využito filtru typu dolní propustí s mezní frekvencí 0,45 Hz. Detekcí maxim z takto vykreslené křivky se následně získala hodnota dechové frekvence pro daný signál.

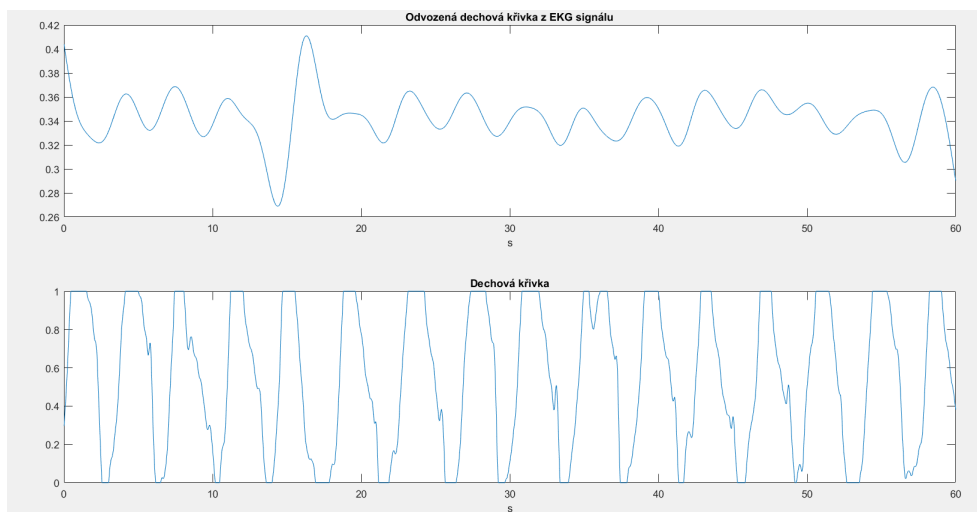
Blokové schéma, dílčí vykreslení průběhu driftu z obou signálu a porovnání výsledných odvozených křivek s křivkou dechovou je zobrazeno níže. Pro vykreslení byl použit vzorek č. 2 v rozsahu 1 - 7500 n.



Obr. 3.25: Blokové schéma metody založené na kolísání nulové isolinie.

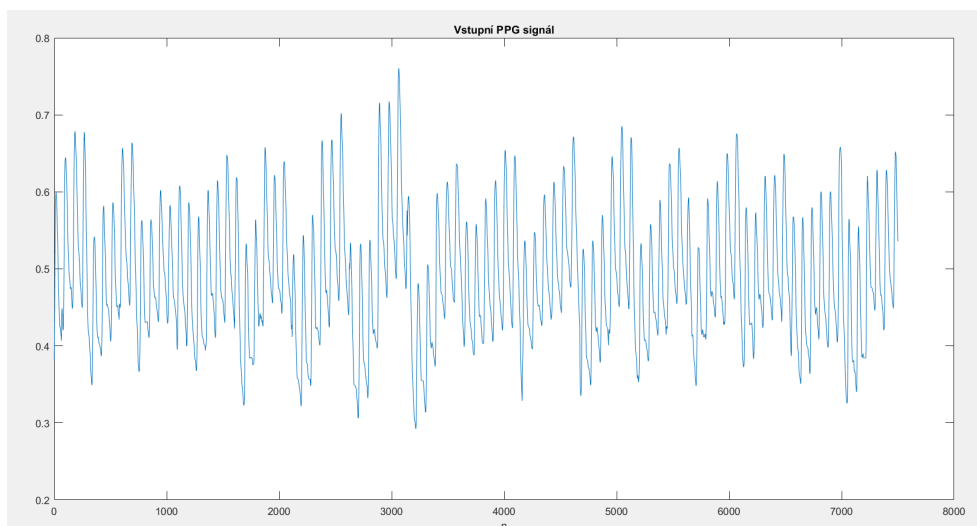


Obr. 3.26: Ukázka vstupního EKG signálu (signál č. 20 1-7500 n).



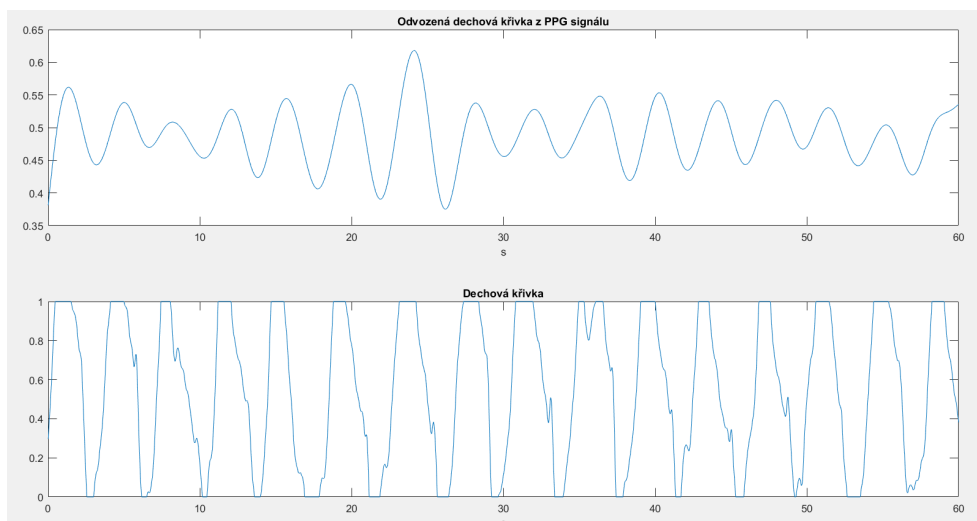
Obr. 3.27: Průběh kolísání nulové isolinie získané z EKG záznamu s vyzančenými maximy (signál č. 20 1-7500 n).

PPG SIGNÁL

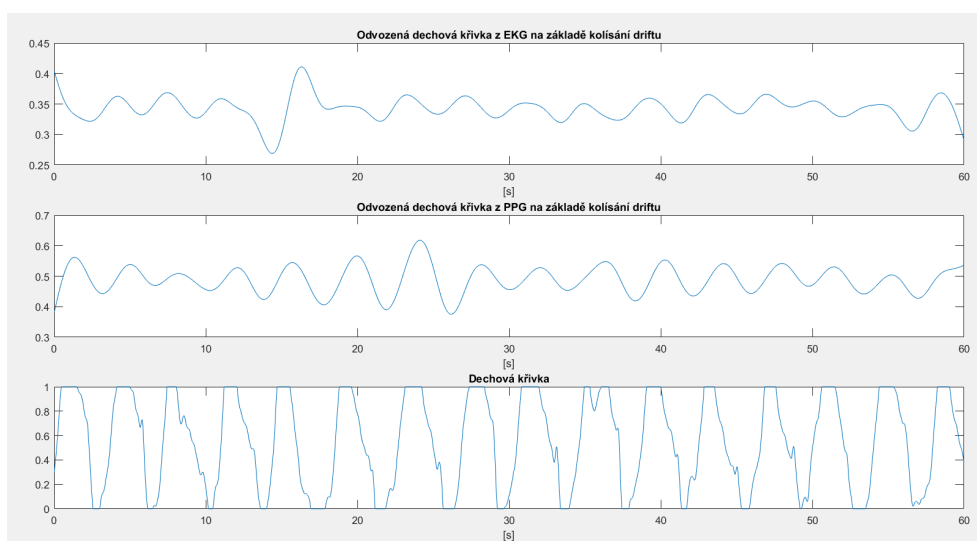


Obr. 3.28: Ukázka vstupního PPG signálu (signál č. 20 1-7500 n).

Poslední obrázek znázorňuje průběh obou odvozených dechových křivek v porovnání s referenční dechovou křivkou pro první minutu signálu č. 20.



Obr. 3.29: Průběh kolísání nulové isolinie získané z PPG záznamu s vyznačenými maximy (signál č. 20 1-7500 n).



Obr. 3.30: Výsledné dechové křivky založené na kolísání nulové isolinie v porovnání s příslušnou dechovou křivkou (signál č. 20 1-7500 n).

3.6.1 Výsledné hodnoty

K vyhodnocení úspěšnosti metody založené na kolísání driftu v EKG a PPG signálech bylo celkově využito pět odvozených dechových křivek. Výsledné hodnoty

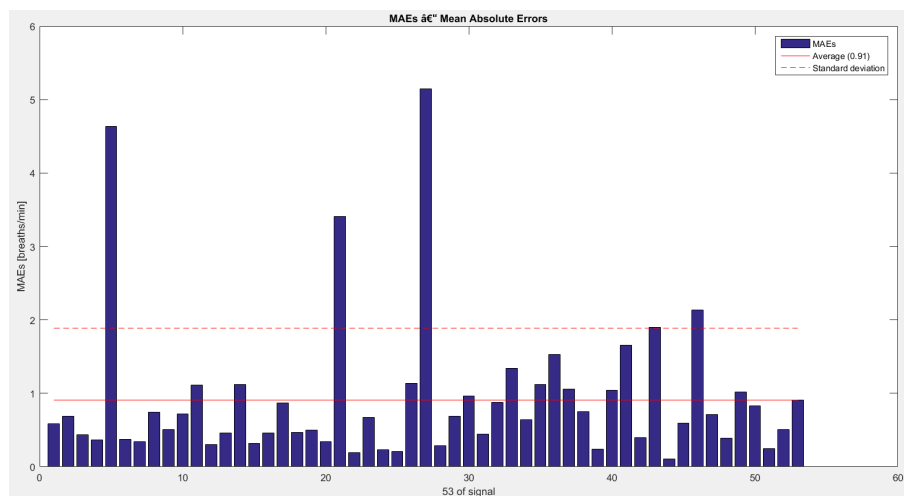
dechové frekvence byly zaznamenávány z mediánů diferencí extrémů, v tomto případě extrémů driftů. Dále byla provedena autokorelace obou odvozených respiračních křivek, a také jejich vzájemná korelace. Nakonec byly provedeny vzájemné fúze driftů, autokorelací v kombinaci s korelací. V tabulce 3.3 jsou zaznamenány hodnoty středních absolutních odchylek DF, kterých touto metodou bylo dosaženo.

Tab. 3.3: Tabulka získaných hodnot středních absolutních odchylek metodou odvozenou ze signálu driftu.

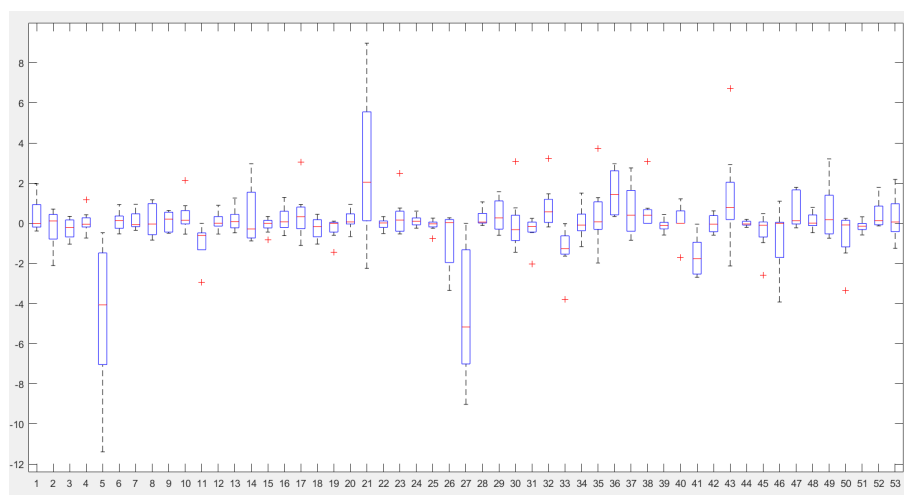
ZPŮSOB ZÍSKÁNÍ	DF z EKG	DF z PPG	DF z FÚZE EKG A PPG
1. drift	1,52	0,99	1,15
2. autokorelace	1,36	1	1,07
3. vzájemná korelace	-	-	0,91
fúze 1.+3.	-	-	1
fúze 2.+3.	-	-	0,95
fúze 1.+2.+3.	-	-	0,96

Navzdory své jednoduchosti tato metoda poskytuje skoro až o polovinu lepší výsledky, než které jsme získali metodou první a druhé. V šesti případech je velikosti MAE menší nebo rovna hodnotě 1 cyklus/min, z toho ve dvou případech má na tom podíl odhad DF z PPG signálu a ve zbylých případech má na tom svůj podíl korelace driftů signálů. Úplně nejlepšího výsledku se dosáhlo při vzájemné korelaci, kdy MAE nabyla velikosti 0,91 cyklů/min, obrázek 3.31.

Výsledný sloupcový graf pro všech 53 signálů odrážející chybovost v jednotlivých signálech je na obrázku 3.31. Boxplot podávající přesnější informace o jednotlivých signálech v rámci odchylky od referenčního signálu je pak na obrázku 3.32. V boxplotu je pro každý signál vyobrazena maximální a minimální odchylka, hodnota mediánu a první s třetím kvantilem.



Obr. 3.31: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získané korelací driftů EKG a PPG.

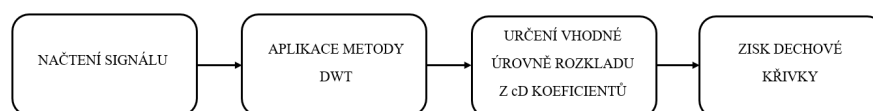


Obr. 3.32: Boxplot odchylek počtu cyklů/min pro každý signál v porovnání s referenčním. Hodnoty DF jsou získány korelací driftů EKG a PPG.

3.7 Realizace metody založené na DWT

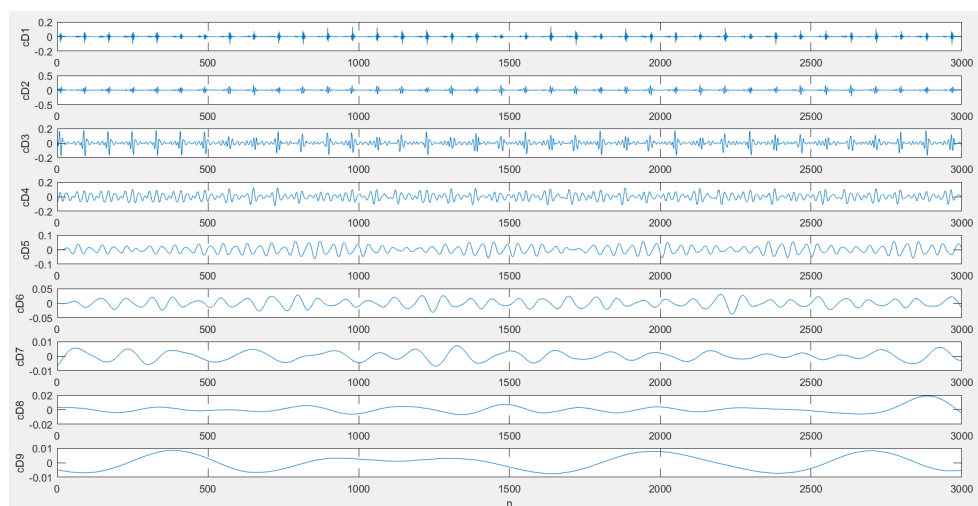
Další realizovanou metodou je diskretní vlnková transformace. Klíčové pro tuto metodu je vhodný výběr mateřské vlnky, od které se bude transformace odvíjet. V rámci této metody byla zvolena vlnka db9, stupeň rozkladu byl stanoven na základě vzorkovací frekvence na devátý. Na vstupní signál byla tedy aplikována DWT, která daný signál rozložila na stanovených 9 úrovní rozkladu. V následujícím kroku došlo k rekonstrukci všech úrovní cD koeficientů (obr.3.34 a 3.36), ze kterých pak byla vybrána úroveň rozkladu poskytující informaci o respiračních modulaci, při $f_{vz} = 125$ Hz se jedná o osmý stupeň rozkladu odpovídající frekvenčnímu pásmu 0,24 - 0,48 Hz . Z vybrané úrovně poté byla odvozována výsledná dechová křivka a zní určena DF na základě detekcí maxim signálu. Výsledný EDR signál je zobrazen na obrázku 3.35 a dechový signál z PPG na obrázku 3.37

Postup zisku dechových křivek je zobrazen blokovým schématem 3.33.

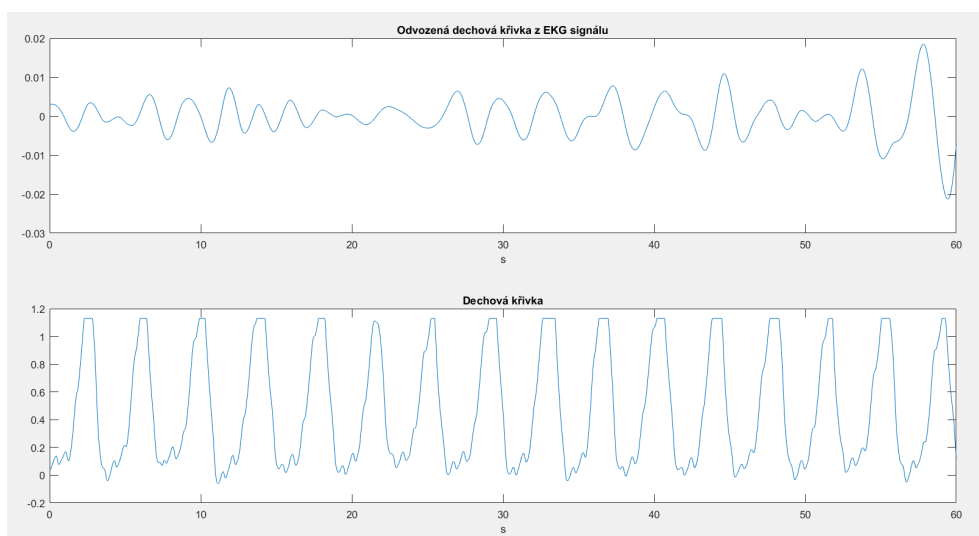


Obr. 3.33: Blokové schéma odhadu dechové křivky metodou DWT.

EKG signál

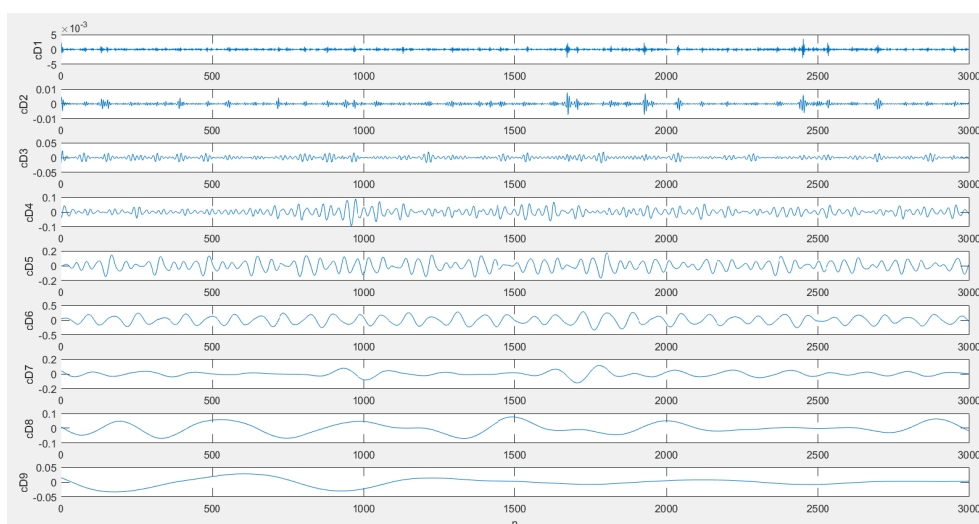


Obr. 3.34: Ukázka rozkladu EKG signálu pomocí metody DWT (sig. č. 2 1-3000 n).

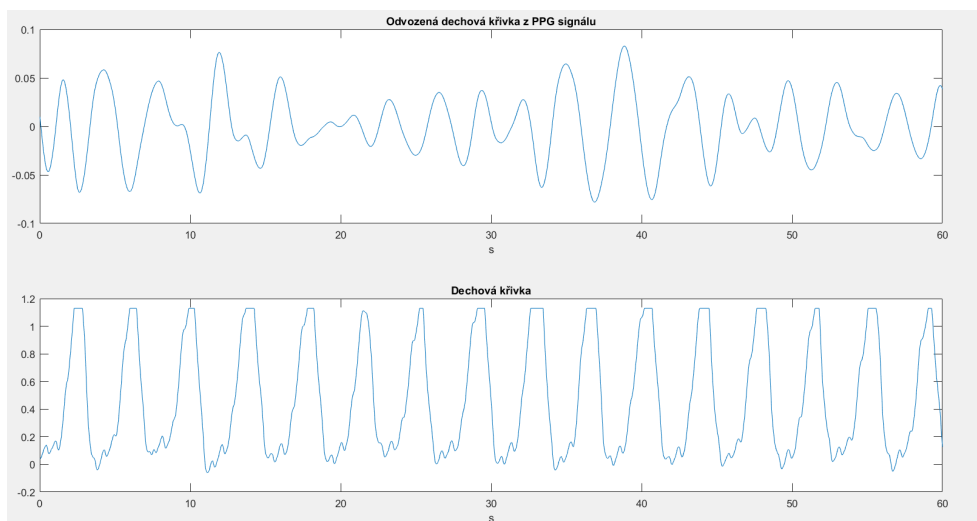


Obr. 3.35: Porovnání dechové křivky odvozené metodou DWT z EKG s referenční dechovou křivkou (signál č. 2 1-3000 n).

PPG signál

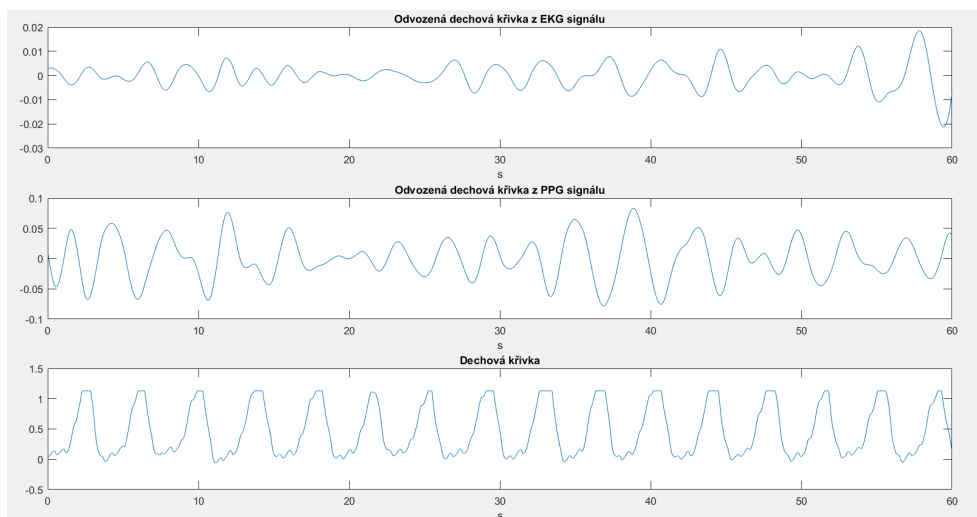


Obr. 3.36: Ukázka rozkladu PPG signálu pomocí metody DWT (signál č. 2 1-3000 n).



Obr. 3.37: Porovnání dechové křivky odvozené metodou DWT z PPG signálu s referenční dechovou křivkou (signál č. 2 1-3000 n).

Porovnání získaných dechových křivek metodou DWT ze signálu EKG a PPG s referenční dechovou křivkou odpovídající signálu č. 2 v první minutě snímání obr. 3.38.



Obr. 3.38: Porovnání dechových křivek odvozených metodou DWT z EKG a PPG signálů s referenční dechovou křivkou (signál č. 2 1-3000 n).

3.7.1 Výsledné hodnoty

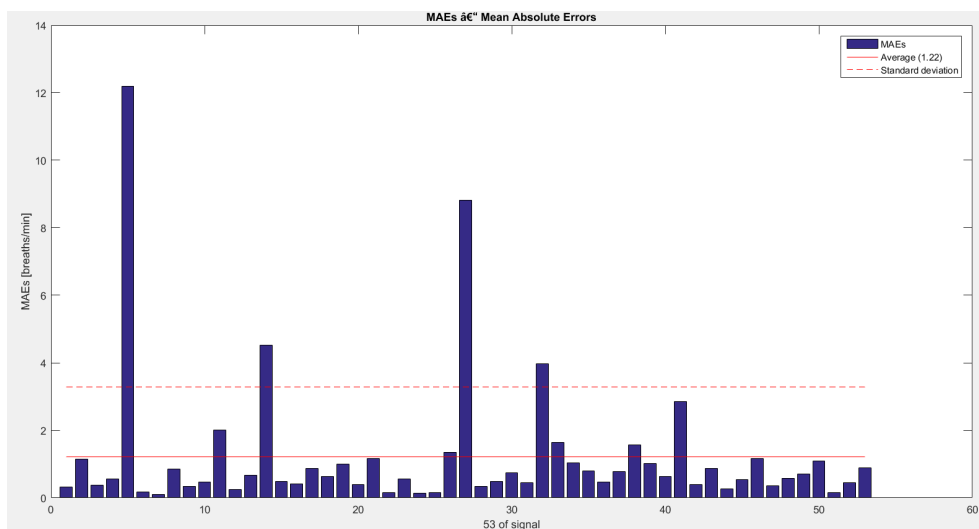
K vyhodnocení úspěšnosti metody založené na diskrétní vlnkové transformaci bylo využito pět dechových křivek. Ze získaných dechových křivek se provedla dále jejich autokorelace a vzájemná korelace. Dechová frekvence byla získána z mediánů diferencí extrémů těchto křivek, fúzí EDR a PFR, fúzí autokorelačních křivek, fúzemí s korelací, a nakonec fúzí všech křivek dohromady. V tabulce 3.4 jsou zaznamenány získané hodnoty MAE všech 53 signálů v porovnání s referenčními hodnotami získanými od obou hodnotitelů.

Tab. 3.4: Tabulka získaných hodnot středních absolutních odchylek metodou DWT.

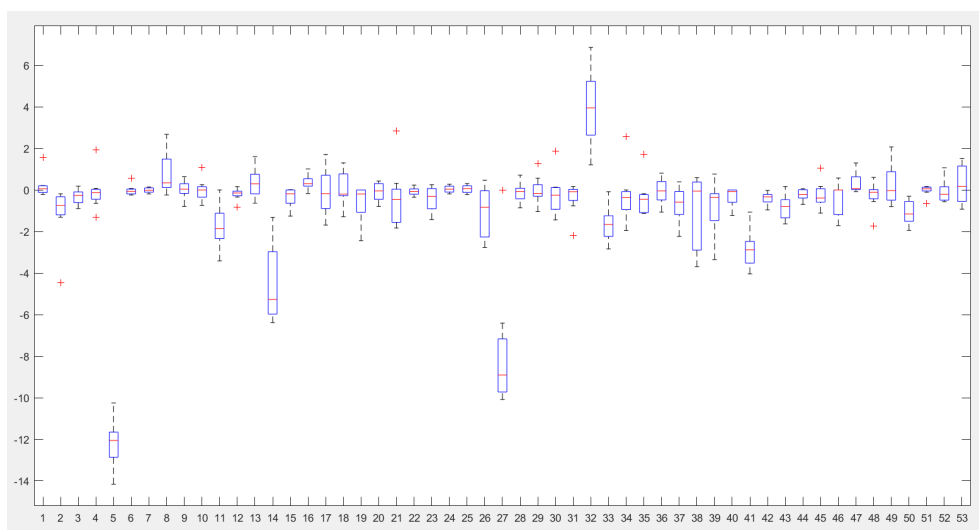
ZPŮSOB ZÍSKÁNÍ	DF z EKG	DF z PPG	DF z FÚZE EKG A PPG
1. dwt	1,56	1,33	1,35
2. autokorelace	1,39	1,37	1,27
3. vzájemná korelace	-	-	1,25
fúze 1.+3.	-	-	1,27
fúze 2.+3.	-	-	1,22
fúze 1.+2.+3.	-	-	1,24

Z tabulkových výsledků je patrné, že nejnižší chybovosti je dosaženo fúzí autokorelačních křivek a křivky vzájemné korelace. Zde hodnota MAE je 1,22 cykly/min. Výsledky odvozené z fúze křivek EKG a PPG se pak v pěti případech pohybují kolem průměrné hodnoty MAE 1,25 cykly/min. Metoda DWT pak byla přesnější pro dechové frekvence odvozené z křivek PPG signálu, v rámci autokorelace jsou ale výsledky velmi podobné.

Výsledný sloupcový graf udávající přehled chybovosti pro jednotlivé signály je zobrazen na obrázku 3.39 níže. Boxplot podávající přesnější informace o jednotlivých signálech v rámci odchylky od referenčního signálu je pak na obrázku 3.40. V boxplotu je pro každý signál vyobrazena maximální a minimální odchylka, hodnota mediánu a první s třetím kvantilem.



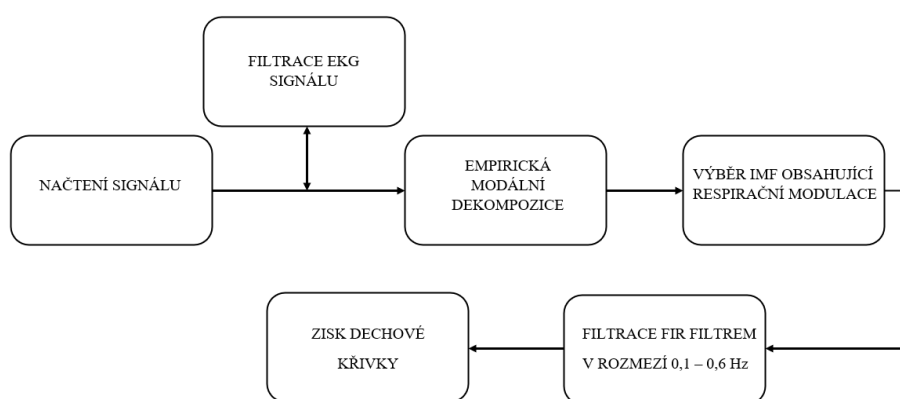
Obr. 3.39: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získané korelací driftů EKG a PPG.



Obr. 3.40: Boxplot odchylek počtu cyklů/min pro každý signál v porovnání s referencí. Hodnoty jsou získány v rámci metody DWT fúzí 2.+3..

3.8 Realizace metody založené na empirické modální dekompozici EMD

Poslední realizovanou metodou je metoda založená na empirické modální dekompozici, která vstupní signál rozkládá na vlastní vnitřní modální funkce IMF do doby, dokud není dosaženo předepsané podmínky ukončující rozklad, čímž dojde ke vzniku rezidua, zbytku signálu dále se nerozkládajícího. EMD pracuje obdobným způsobem jako v předešlé kapitole vlnková transformace, ale s rozdílem, že zde není potřeba k analýze aplikace mateřské vlnky. Základní funkce jsou tedy extrahovány přímo z dat. Průběh algoritmu je zobrazen blokovým schématem.



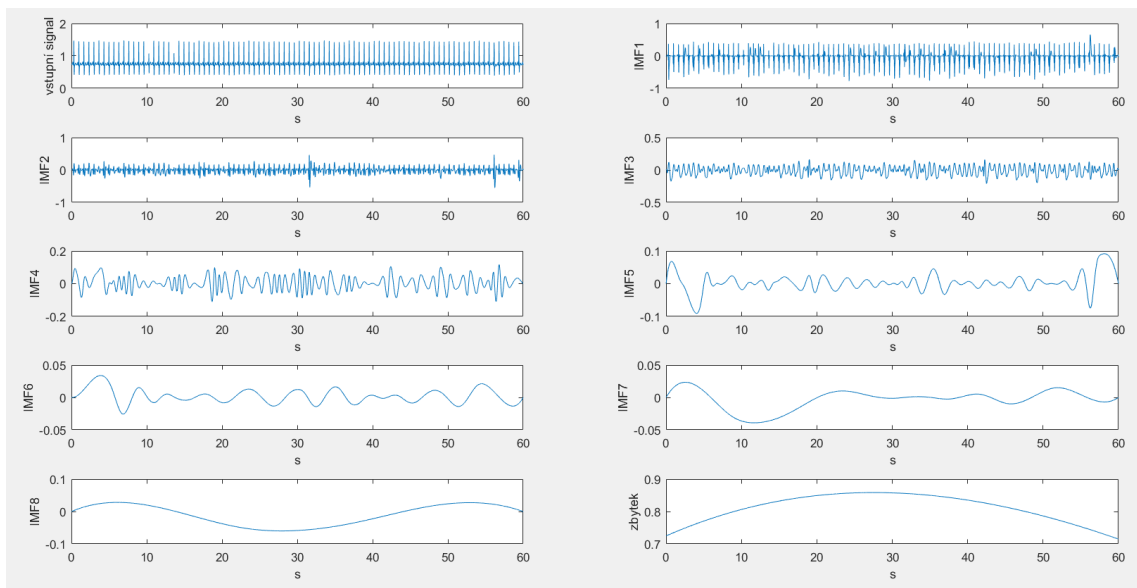
Obr. 3.41: Blokové schéma empirické modální dekompozice

V první fázi algoritmu jsou ve vstupních datech hledána všechna lokální maxima a minima, ze kterých je následně vytvořena pomocí kubické splajn interpolace oboustranná obálka ohraničující signál. Musí zde platit podmínka, že počet maxim v signále je větší než 5. Z vytvořených obálek je vypočítán jejich průměr, který je pak odečten od původního signálu - v dalších iteracích se jedná o signál získaný v předchozí iteraci. Aby takto došlo k vytvoření nové IMF musí být vypočítána směrodatná odchylka, která musí splňovat předem stanovenou podmínku, kdy $SD < 0,3$. Pokud nedojde ke splnění proběhne další iterace a proces se opakuje. Po splnění podmínky tento signál pak považujeme za vlastní modální funkci. Tato nově vytvořená IMF je odečtena od původního signálu, reziduální signál vstupuje následně do nového cyklu a celý proces se opakuje. Dekompozice je ukončena za splnění podmínky, kdy v reziduálním signálu není nalezeno víc jak pět extrémů. Pět extrémů je zvoleno z důvodu, že nejnižší hodnota DF v databázi dosahuje 6 cykl/min. Podle stupně rozkladu dojde následně k součtu dvou vlastních modálních funkcí, které v

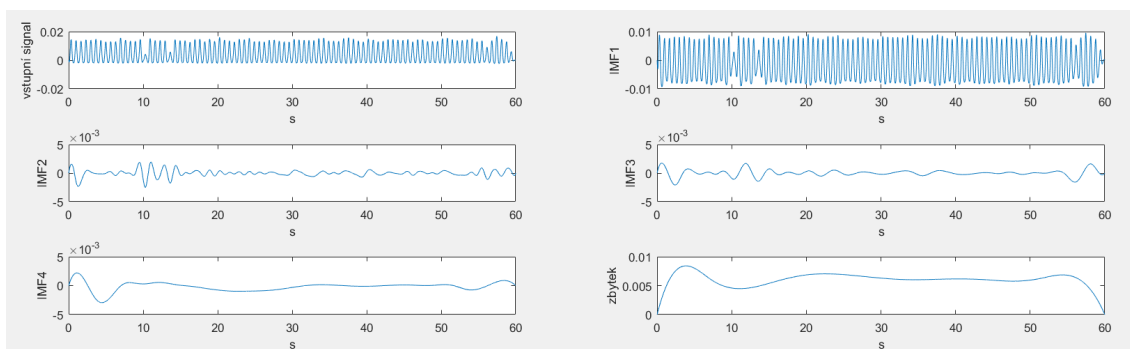
sobě nesou informaci týkající se dechové frekvence. Tato hranice je pak zvláště nastavena pro EKG a PPG signál. Takto získaný signál je poté filtrován FIR filtrem, pásmovou propustí, v rozsahu 0,1 - 0,6 Hz, který je odrazem fyziologických hodnot dechové frekvence v rozmezí 6 - 36 dechů/min [14]. Z výsledné dechové křivky je pak pomocí matlabovské funkce findpeaks určen počet extrémů, tedy výsledná dechová frekvence.

EKG SIGNÁL

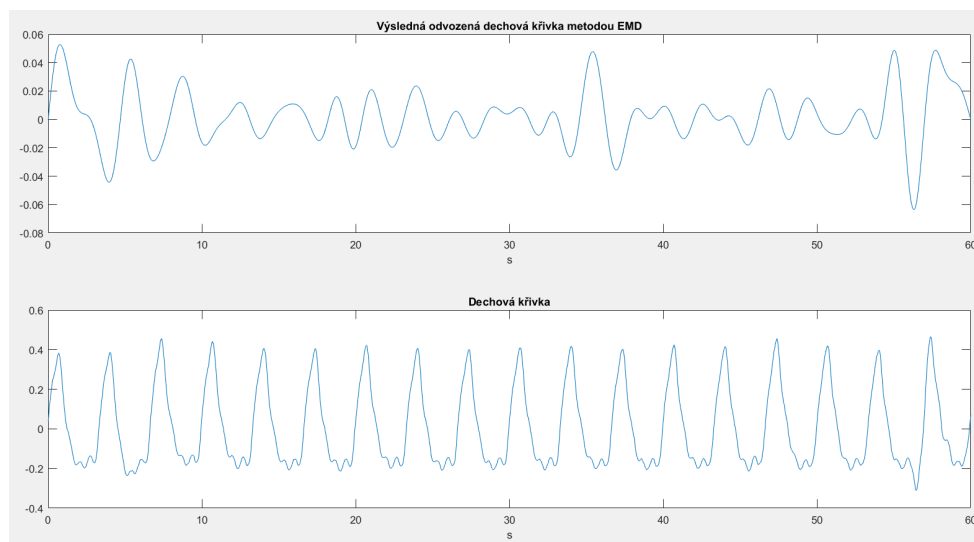
Pro snížení robustnosti metody je na vstupní signál aplikován QRS detektor, kterým dojde k vyhlazení signálu, tím i urychlení dekompozice a zpřesnění metody. Obrázek 3.42 znázorňuje rozklad vstupního nevyfiltrovaného EKG signálu a obrázek 3.43 pak pro porovnání signál vyfiltrovaný před vstupem do EMD.



Obr. 3.42: Ukázka rozkladu vstupního nevyfiltrovaného EKG signálu na několik vlastních modálních funkcí pomocí metody EMD (signál č. 18 1-7500 n).



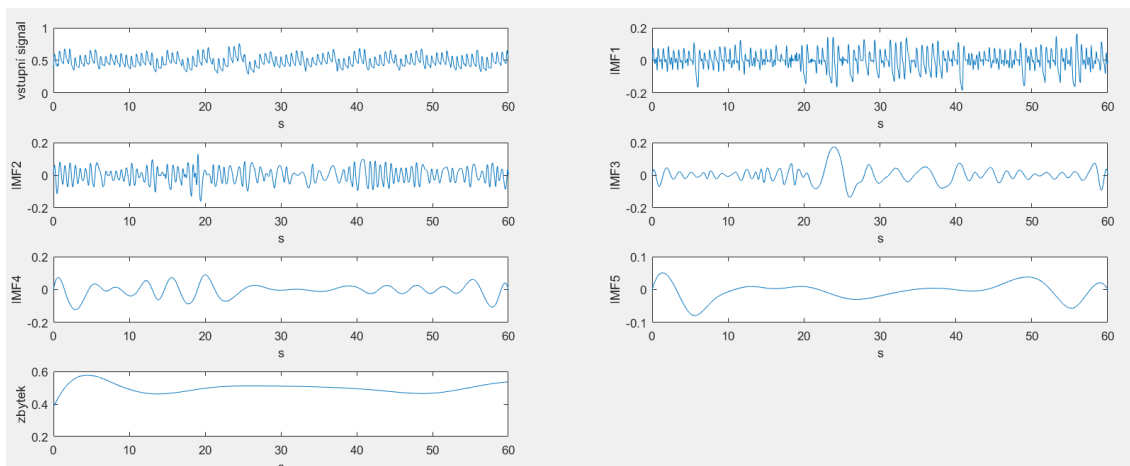
Obr. 3.43: Ukázka rozkladu signálu EKG na několik vlastních modálních funkcí, který byl před vstupem do EMD vyfiltrován (signál č. 18 1-7500 n).



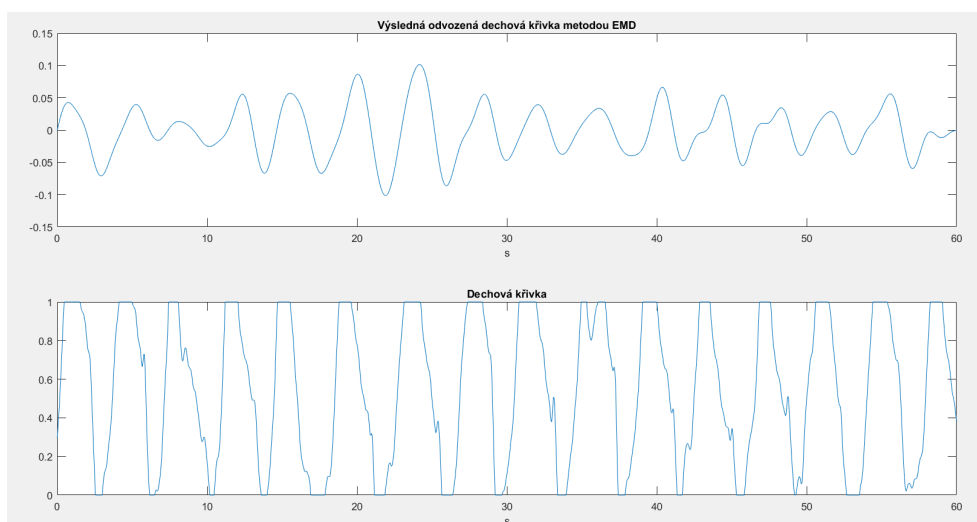
Obr. 3.44: Porovnání dechové křivky odvozené metodou EMD, dechové křivky výsledné po filtraci pásmovým filtrem s referenční dechovou křivkou (signál č. 18 1-7500 n).

PPG SIGNÁL

PPG signál před vstupem do empirické modální kompozice na rozdíl od EKG signálu není potřeba filtrovat, takže tento filtrovací krok je přeskočen.



Obr. 3.45: Ukázka rozkladu vstupního PPG signálu na několik vlastních modálních funkcí pomocí metody EMD (signál č. 20 1-7500 n).



Obr. 3.46: Porovnání dechové křivky odvozené metodou EMD s referenční dechovou křivkou (signál č. 20 1-7500 n).

3.8.1 Výsledné hodnoty

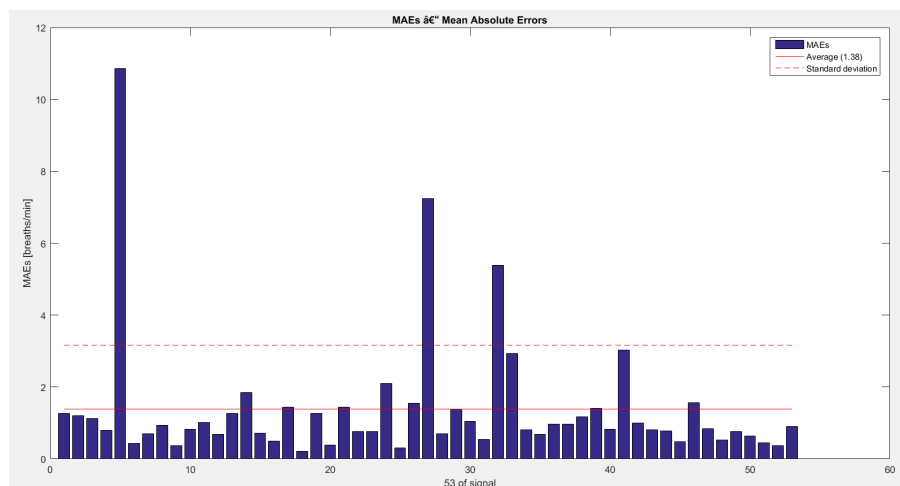
Vyhodnocení úspěšnosti bylo jako v předchozích případech také prováděno z pěti křivek odrážející dechový signál. Z přímo odvozených dechových křivek byla provedena jejich autokorelace a poté i vzájemná korelace. DF je získána z mediánů diferencí extrémů těchto pěti křivek s následnou fúzí přímo dovozených křivek ze signálů EKG a PPG, fúzí autokorelačních křivek, fúzí s korelací a na závěr fúzí všech křivek dohromady. Získané výsledky hodnot MAEs pro všech 53 signálů v porovnání s referenčními hodnotami od obou hodnotitelů jsou v tabulce 3.5.

Tab. 3.5: Tabulka získaných hodnot středních absolutních odchylek metodou odvozenou ze signálu driftu.

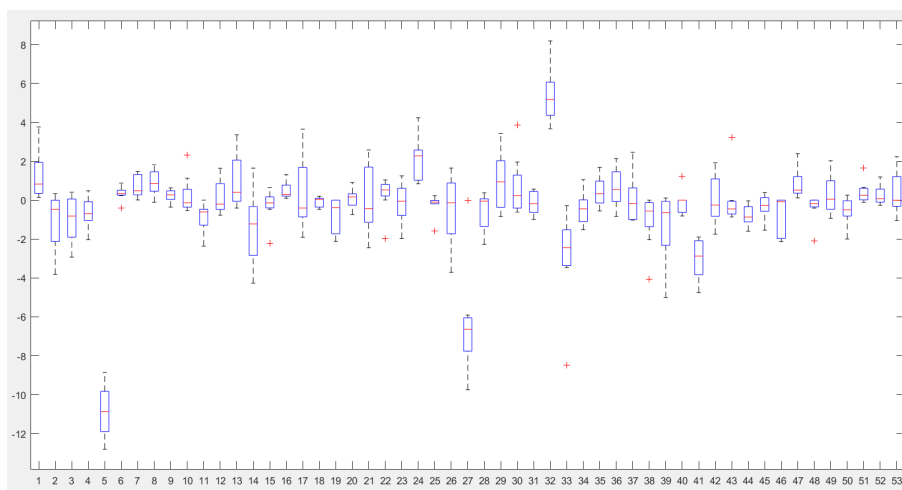
ZPŮSOB ZÍSKÁNÍ	DF z EKG	DF z PPG	DF z FÚZE EKG A PPG
1. EMD	1,74	1,61	1,48
2. autokorelace	1,95	1,6	1,57
3. vzájemná korelace	-	-	1,62
fúze 1.+3.	-	-	1,4
fúze 2.+3.	-	-	1,47
fúze 1.+2.+3.	-	-	1,36

Nejlépších výsledků je dosaženo u celkové fúze všech pěti křivek, kdy výsledná hodnota nabývá 1,36 cyklů/min. Při porovnání hodnot odvozených od EKG a PPG signálu bylo dosaženo menší odchylky pro PPG signál v obou případech, dechového signálu z PPG i jeho autokorelace. Vzájemnou fúzí obou signálů se pak výsledná hodnota taktéž v obou případech v porovnání s oběma signály zlepšila. Fúzemi zahrnující výsledek vzájemné korelace pak bylo dosaženo ještě menší chybovosti, stejně jako v předchozích metodách.

Obrázek 3.47 pak znázorňuje výsledný sloupcový graf pro všech 53 signálů. Největší odchylka je zaznamenána u signálu č. 5. Boxplot s přesnějšími informacemi o jednotlivých signálech v rámci odchylky od referenčního signálu je pak na obrázku 3.48. V boxplotu je pro každý signál vyobrazena maximální a minimální odchylka, hodnota mediánu a první s třetím kvantilem.



Obr. 3.47: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získané fúzí všech pěti odvozených křivek.



Obr. 3.48: Boxplot odchylek počtu cyklů/min pro každý signál v porovnání s referenčním. Hodnoty jsou získány v rámci celkové fúze všech pěti odvozených křivek z metody EMD.

4 Výsledné porovnání získaných hodnot

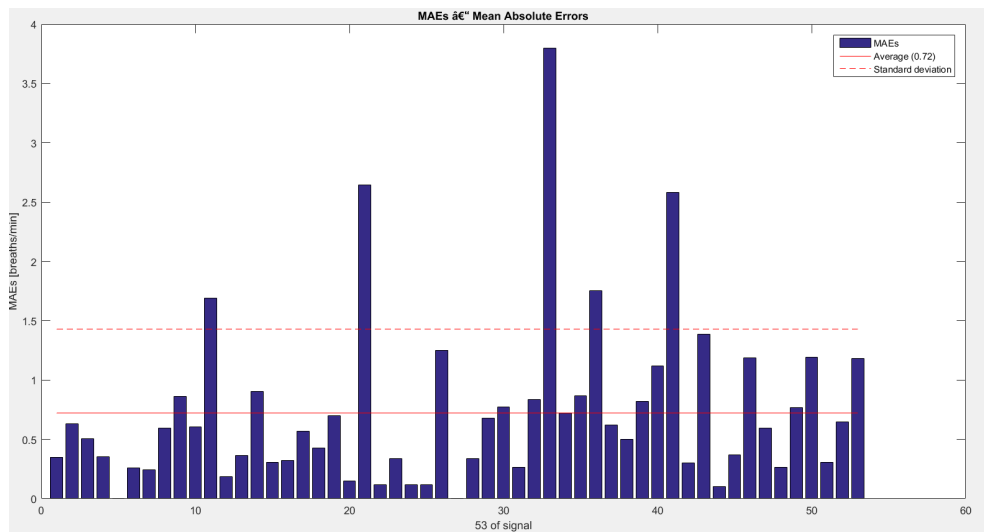
V tabulce 4.1 jsou dány dohromady všechny dosažené hodnoty MAEs odvozených dechových frekvencí získaných z výše popsaných metod odhadu pro závěrečné srovnání. Legenda k tabulce - pro každou metodu odhadu jsou vypsány její získané hodnoty pro jednotlivé druhy odvozených dechových křivek s jejich fúzemí. Pod číslem 1 je zapsána hodnota MAE odvozená od EDR signálu, č. 2 reprezentuje dechový signál odvozený z PPG, č. 3 je výsledkem fúze odvozených signálů z bodu 1 a 2. Číslo 4 je hodnota získaná z autokorelace signálu EDR, č. 5 autokorelace dechového signálu z PPG, č. 6 je výsledkem fúze těchto dvou křivek, č. 7 je výsledkem korelací signálů EDR a PDR. Čísla od 8 -10 jsou vyjádřením výsledků fúze, kdy č. 8 je fúzí EDR, dechového signálu z PPG a korelace, č. 9 fúzuje autokorelační křivky a korelace a č. 10 je výsledkem fúze všech metod.

Tab. 4.1: Tabulka zahrnující výsledky MAEs všech využitých metod rozdělených podle závěrečného druhu získávání DF.

Využitá metoda	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
modulace výchylky	1,54	1,92	1,6	1,37	2,04	1,53	1,36	1,4	1,43	1,4
interpolace extrémů	1,55	1,98	1,6	1,32	2,3	1,61	1,6	1,51	1,47	1,44
drift	1,52	0,99	1,15	1,36	1	1,07	0,91	1	0,95	0,96
DWT	1,56	1,33	1,35	1,39	1,37	1,27	1,25	1,27	1,22	1,24
EMD	1,74	1,61	1,48	1,95	1,6	1,57	1,62	1,4	1,47	1,36

Z výsledků tabulky 4.1 lze vyvodit, že nejnižších hodnot středních průměrných odchylek bylo získáno metodou vycházející z respirační modulace, kolísání driftu, a to ve všech provedených typech měření. Zároveň je to jediná metoda, u které je dosaženo výsledků MAE pod hranicí 1 cyklus/minutu. Pro tuto metodu je stěžejní nastavení vhodné frekvenční meze pro dolnopropustní filtr, kterým získáme samotný kolísající drift, tedy dechovou křivku. Frekvenční rozsah pro stanovení driftu se pohybuje mezi hodnotami DP s f_m mezi 0,4 - 0,5 Hz. Experimentálně byla tedy hledána nejrelevantnější hodnota, kterou se nakonec stal průměr obou hodnot. Pro představu při nastavení DP s $f_m = 0,5$ Hz byla pro PPG signál získána hodnota MAE 1,33 cyklů/min, přičemž došlo k nadměrnějšímu detekování falešných peaků, pro DP s $f_m = 0,4$ Hz hodnota MAE se zvýšila o něco méně - na 1,06 cyklů/min, kdy v tomto případě se chybovost projevila v detekci menšího počtu peaků vyplývající z potlačení užitečných částí signálu. Experimentálně bylo také vyzkoušeno v hodnotící funkci algoritmu pro celkovou fúzi 1.+2.+3. potlačení signálů č. 5 a 27, které se svými hodnotami DF nacházejí v "nefyziologickém rozmezí" a lze je s nadsázkou zařadit do anomálií, a byl spuštěn nový přepočítání hodnot MAEs. Výsledná hodnota

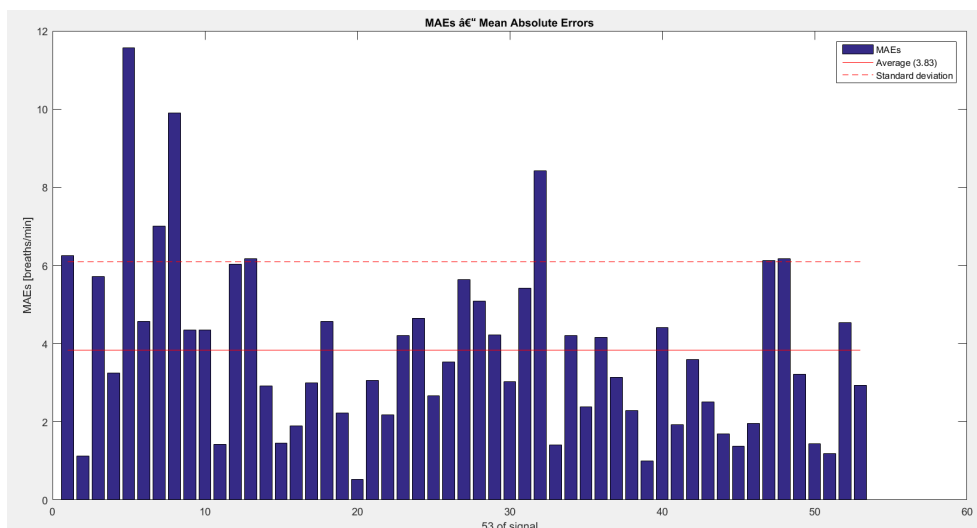
se pak zastavila na chybovosti 0,72 cyklů/min, získaný sloupcový graf MAE je pro ukázkou zobrazen na obrázku 4.1 .



Obr. 4.1: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získaných celkovou fúzí 1+.2+3. s potlačením signálů č. 5 a 27

Podle výsledných hodnot MAEs byla druhou nejpřesnější metodou diskrétní vlnková transformace rozkládající vstupní signál podle zvolené mateřské vlnky do předem nastavených stupňů rozkladu. Zásadní je tedy výběr vhodné mateřské vlnky. Užitečná šířka pásma nesoucí informaci o respiračních modulacích byla odvozena z osmé úrovně rozkladu, tedy v cD8. Šířka pásma v tomto stupni rozkladu je 0,24 - 0,48 Hz a zaručuje detekci dechové frekvence od 12 cyklů/min. Nejnižších hodnot MAE jsme dosáhli vzájemnou korelací vyplývající ze přímo odvozených signálů EKG a PPG a všemi druhy fúze, kdy se výsledná hodnota pohybovala od nejnižších 1,22 do 1,27 cyklů/minutu. Jelikož se v databázi objevují velikosti dechových frekvencí menších než 12 cyklů/min, které spadají do vyšší úrovně rozkladu, byl realizován pokus v rámci algoritmu o přechod v těchto případech na vyšší úroveň rozkladu, na vlnku cD9 na základě analýzy koeficientů cA a cD podle článku [11]. Autoři volí za nejrelevantnější charakteristiku vztah mezi počtem vrcholů cD9/cA8 a cD10/cA9. Pro tuto práci došlo k pozměnění na cD8/cA7 a cD9/cA8, ale bez tíženého výsledku. Výsledná hodnota MAE dosáhla velikosti 3,83 cyklů/min pro PPG signál, viz obrázek 4.2.

Metoda EMD svými získanými hodnotami MAEs obsadila v tabulce 4.1 pomyslné třetí místo. Nejlepších hodnot MAE je dosaženo celkovou fúzí, kdy hodnota



Obr. 4.2: Grafické znázornění průměrných odchylek DF získaných na základě DWT s realizovaným přechodem mezi 8. a 9. vlnkou fúzí všech pěti odvozených křivek.

MAE nabývá 1,36 cyklů/minutu. Pro tuto metodu je klíčové nalezení frekvenčního pásma odpovídající respiračním modulacím daného signálu. Z výsledné úrovně rozkladu jsou pak IMF nesoucí informace o respiračních signálech sečteny a je z nich určována výsledná DF. Vstupní signál EKG byl před vstupem do cyklu EMD vyfiltrován, aby se snížila její výpočetní náročnost. I přes to, nevýhodou této metody je její robustnost a časová náročnost pro výpočet, kdy tato časová náročnost je ještě více umocněna prováděnými fúzemi. Tento subjektivní poznatek se týká především výpočtu hodnot pro větší množství dat, jako je v této práci pro daný datový soubor.

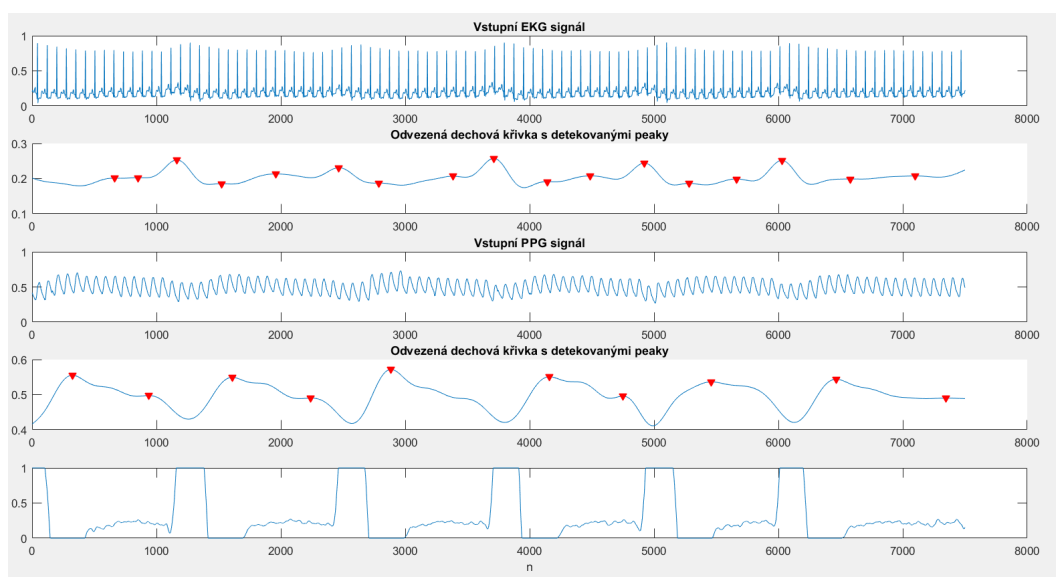
Velmi podobných hodnot odchylek MAE se dosáhlo metodami vyžadujícími použití detektoru komplexu QRS v signálech EKG nebo pásmovou filtraci pro získání extrémů v signálech PPG. Pro prvních pět hodnot v tabulce 4.1 se jedná o hodnoty s minimálním rozdílem, ve zbylých hodnotách pak o trochu lépe vyšly výsledky získané metodou založenou na modulaci výchylky extrémů. V těchto metodách je stěžejní správná detekce R vln/vrcholů pulsních křivek a nastavení vhodné délky impulsních charakteristik, ze kterých pak vyplývá strmost amplitudových spekter. Správným nastavením lze tak předejít falešných detekcí v signálech.

Metoda vycházející z respirační sinusové arytmie projevující se jako FM respirační modulace, nebyla realizována z důvodu jejích velkých nepřesností při odhadu respirační křivky. Tato volba byla i doporučena vedoucím práce. Problémem této metody je, že spolehlivost odhadu je závislá na věku a zdraví pacienta. Pro zdravé a mladé pacienty bude tato metoda fungovat o mnoho lépe, než u starších a nemocných pacientů. Jelikož používaná databáze je tvořena záznamy pacientů nacházejících

se v krickém stavu, nebyla její realizace vůbec provedena, ale v teoretické části zůstala zahrnuta z důvodu velkého množství algoritmů, které z RSA vycházejí, např. setkáváme se s ní v multiparametrických odhadech.

V úvodní kapitole do algoritmů pro odhad dechové křivky 2 jsou podle článku [14] metody vycházející z odečtu dechové křivky z EKG signálu obecně považovány za spolehlivější oproti dechovým křivkám odvozených z PPG signálů. Z dosažených výsledků v práci to ale úplně není vypovídající. Lepších výsledků je dosaženo při aplikaci prvních dvou metod a ve zbylých třech případech vyšlo podle hodnot MAE lépe odvození z PPG signálu. Pro změnu ale u hodnot získaných na základě EKG signálů je zaznamenán jejich menší rozptyl, kdy se výsledná hodnota MAE pohybovala v průměru kolem 1,54 cykly/min (v případě autokorelace 1,34 cykly/min) pro první čtyři metody, u metody EMD se jednalo o 1,74 resp. 1,95 cyklů/min. U PPG signálů jsou hodnoty rozptýleny v rozmezí od 0,99 - 1,98 resp. 1 - 2,3 cykly/min. Z tohoto hlediska jde krásně z výsledků v tabulce 4.1 vidět, jakou důležitou roli hraje korelace, či fúze obou signálů. Celkově lze na základě výsledků souhlasit s tím, že implementováním fúze je dosaženo viditelně lepších výsledků.

Ze všech sloupcových grafů vyjadřující získané hodnoty MAEs je už všech metod dosaženo největší odchylky DF u signálu č. 5. Dechová frekvence toho signálu je průměrně 6,2 cyklů/minutu, což je hluboko pod hranicí průměrné fyziologické hodnoty uváděné kolem 12 cyklů/min. Problémem je šířka frekvenčního pásma, která se pohybuje na samotné hranici filtrovatelnosti. Ve většině publikací se setkáme s nastavováním závěrečného filtrování dechové křivky pomocí FIR filtrů na hodnoty 0,1 - 0,6 Hz odpovídajícím 6 - 36 cyklům/min. Odvozený takovýto dechový signál nelze nijak více vyfiltrovat/uhladit, tak aby zároveň nedošlo ke zhoršení výsledků pro zbytek databáze obsahující DF ve fyziologických hodnotách. Seběmenší odchylky v oblasti nerespiračních frekvencí se tak ve výsledné křivce projeví a způsobí falešnou detekci peaků. Pro ilustraci tohoto problému je přiložen obrázek 4.3, kde odhad dechové křivky vychází z kolísání driftu (třetí metoda v této práci).



Obr. 4.3: Ukázka falešné detekce peaků pro signál č 5, kde jsou dechové křivky odvozeny na základě kolísání driftu. Ukázka na první minutě záznamu 1 - 7500 n

4.1 Porovnání s výsledky jiných autorů

Poslední částí práce je porovnání dosažených výsledků s výsledky od jiných autorů pracujících s danou databází a shodným způsobu vyhodnocování výsledků jejich metod, tedy využitím hodnoty MAE. Vlivem působícím na srovnání výsledků je různý přístup získávání signálu a také odlišný přístup ve vyhodnocování úspěšnosti. Všechny hodnoty MAE jsou získané z dechové frekvence respirační křivky odvozené od PPG signálů.

Pimentel M.A.F. a kol.

Pimentel M.A.F. a kol. publikovali v roce 2018 článek, ve kterém shrnují výsledky získané na databázi BIDMC metodou robustního odhadu ze signálů z pulsních oxymetrů. Navrhovaný algoritmus je založen na fúzi odhadů dechových křivek odvozených z respiračních modulací pomocí odpovídajících spekter, která jsou vypočítána pomocí autoregresních AR modelů různých řádů s výběrem dominantní frekvence výsledného spektra jako frekvence dýchání. Dechové frekvence byly manuálně anotovány dvěma výzkumnými asistenty nezávisle, kdy obě sady anotací pak byly využity k výpočtu referenčních hodnot. Pro vyhodnocování byla využita okna o délce 32 s a 64 s a zachována byla pouze ta, u nichž byla shoda mezi odhady od obou hodnotitelů

menší než 2 cykly/min. Autoři této práce celkem vyřadili 6 % signálů, což odpovídá 25 minutám z celkových 414 minut. Jako referenční signál, na jehož základě prováděli hodnocení, použili průměrnou hodnotu DF od obou hodnotících. V této práci pak autoři dosáhli pomocí aplikace datových oken o délce 64 s hodnotu MAE 2,7 cyklů/min [16].

Autoři této publikace porovnávají své výsledky s dříve navrženými čtyřmi metodami, které byly jimi implementovány na datovou sadu BIDM. U všech těchto metod byly odhady dechových frekvencí získány pouze pro platná okna jejich vytvořeným SQI. Výsledky těchto metod jsou pro zajímavost také níže uvedeny.

Nilsson a kol.

Tato metoda navržená Nilssonem a kol. v roce 2000 vychází z aplikace pásmové propusti Butterworthova filtru s mezními frekvencemi pásma 0,1 - 0,3 odpovídajícím 6 - 18 cyklům/min. Jednotlivé dechy pak byly původně detekovány manuálně z vyfiltrovaného signálu. Tato metoda vychází z vyhodnocování MAE z jedné respirační modulace, konkrétně z modulace vyplývající z kolísání driftu. Výsledná hodnota MAE pro 64 s okno pomocí SQI je 4,6 cyklů/min [16].

Shelley a kol.

Další metoda pracující pouze s jednou respirační modulací je metoda navržená Shelleyem a kol. v roce 2016. Signál PPG je analyzován short - time Fourierovou transformací pomocí pohyblivého Hannova okna o délce 82 s. Maximální frekvence identifikovaná ve spektrech v rozsahu věrohodných frekvencí odpovídá výsledné dechové frekvenci. Dosažená hodnota MAE pro 64 s okno je rovna 2,3 cyklům/min [16].

Fleming a kol.

Z auto-regresivního AR modelování vychází metoda navrhovaná Flemingem a kol. z roku 2007. Respirační signál je extrahován použitím nízkoprůchodového nebo pásmového filtru v rozmezí respiračních frekvencí (0,08 - 0,7 Hz) v signálech EKG a PPG. Póly generované AR modelem odpovídají rezonančním frekvencím, kde je frekvence určena úhlem pólu. Dechový pól je identifikován jako pól s největší velikostí v rámci věrohodného rozsahu respiračních frekvencí. Hodnota MAE pro tuto hodnotu v 64 s okně je 5,5 cyklů/min [16].

Karlen a kol.

Karlen a kol. v roce 2013 publikovali článek využívající pro odhad dechové frekvence tři respiračně indukované variace pomocí tzv. přírůstkové slučovací segmentace. Na-

vrhovaná metoda analyzuje frekvenční obsah každé respiračně vyvolané variace pomocí rychlé Fourierovy transformace. Součástí je i podmínka zahrnující nevytváření odhadu DF, pokud bude směrodatná odchylka třech odhadů větší než 4 cykly/min. V případě, kdy budou směrodatné odchylky podobné dojde k vytvoření výsledného odhadu. Dechová frekvence je pak získána zprůměrováním všech tří odhadů. V závislosti na dané podmínce došlo v databázi v každém záznamu k odstranění v průměru 60 % oken, protože metoda je aplikovatelná pouze pro signály neobsahující artefakty. Výsledná MAE se pak rovnala v 64 s okně hodnotě 5,7 cyklů/min [16].

Bian D. a kol.

Bian D. a kol. ve svém článku z roku 2020 aplikují na databázi metodu SmartQualityFusion a metodu hlubokého učení. Metoda SmartQualityFusion je klasickou metodou odhadu dechové frekvence zahrnující fúzi odhadů z více respiračních signálů, konkrétně z respiračních signálů odvozených ze třech respiračních modulací. Výsledná hodnota respirační frekvence je vypočítána jako vážený průměr ze všech tří respiračních signálů. V této práci nedochází k odstraňování žádného ze záznamů. Každý dechový cyklus je ručně anotován dvěma hodnotiteli a obě sady anotací jsou pak použity k výpočtu referenčních hodnot DF. Získaná hodnota MAE metody SQF odpovídá 2,6 cyklům/min [18].

Chandel V. a kol.

Chandel V. a kol. publikovali v roce 2020 článek, ve kterém prezentují výsledky robustního odhadu dechové frekvence v reálném čase z PPG signálu získaného pomocí chytrých zařízení. Zpracování metody je zprostředkováno analýzou třech modulačních signálů PP spolu s kauzálním signálem filtrovaným FIR filtrem s dolní propustí. V každém ze signálů je každý detekovaný bod (pulsní vrchol i žlab) validován z hlediska časové konzistence. Výstupem je 8 signálů, které jsou zfúzované pro vznik dechové křivky. Pro vyhodnocení vlivu časové validace na dechovém signálu je využito datového souboru BIDMC, ze kterého bylo odstraněno 34 % záznamů. Výsledná hodnota MAE se pohybovala kolem hodnoty 2 cyklů/min (přesná hodnota není pro databázi uvedena) [19].

Závěr

Tato diplomová práce pojednává o problematice odhadu dechového signálu ze signálů hojně využívaných, a to EKG a PPG.

V teoretické části práce je nastíněna problematika obou křivek, EKG a PPG, jak zisku, tak i stručného popisu. Dále je zde zmíněn vliv dýchání na průběh obou signálů, popsány jsou 3 modulace, díky kterým je možná realizace odhadu dechové křivky. Poslední část pojednává o samotných možných algoritmech a průběhu získávání. Algoritmy jsou děleny do dvou skupin na "Metody založené na filtru" a "Metody založené na vlastnostech signálu". K oběma skupinám je pak popsáno pár metod, které vycházejí z dané skupiny.

Praktická část práce je založena na realizaci jak metod založených na vlastnostech signálu, tak i metod založených na filtru. Je zde podrobněji popsán postup získávání přes detekci QRS komplexu/ vrcholu pulsní křivky, vysvětlení kubické spline interpolace, až po samotné metody, které jsou pro přehlednost doplněny blokovým schématem. Celkem bylo realizováno 5 metod - metoda založená na modulaci výchylky extrémů v signálech, metoda založená na splajnové interpolaci extrémů, metoda založená na kolísání driftu pro odhad dechové křivky, metoda vycházející z diskrétní vlnkové transformace a metoda založená na empirické modální dekompozici. Pro všechny metody bylo vygenerováno celkem 5 křivek, ze kterých byla určována výsledná dechová frekvence. Pro zpřesnění výsledných hodnot byly experimentálně zkoušeny fúze. Z výsledků získaných na základně průměrné absolutní odchylky poskytuje nejlepší výsledky metoda založená na kolísání nulové isolinie, kde absolutně nejnižší hodnota MAE je získána vzájemnou korelací odvozených dechových křivek a dosáhla hodnoty 0,91 ciky/min. V závěru praktické části jsou všechny získané výsledky jednotlivých metod sloučeny do jedné společné tabulky a je k nim napsána krátká diskuse. Úplně poslední kapitolkou je výpis výsledků od jiných autorů pracujících s touto databází.

Literatura

- [1] CHARLTON, P. H. et al. *Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review*. IEEE Reviews in Biomedical Engineering [online]. 2018, 11, 2-20. ISSN 1941-1189. doi:10.1109. Dostupné z url: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8081839>>
- [2] 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 [cit. 2020-12-02]. ISSN 0022-0736. Dostupné z doi: <<https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020>>
- [3] TROJAN, Stanislav a kolektiv *Lékařská fyziologie*. 4. Praha: Grada, 2003. ISBN ISBN 80-247-0512-5.
- [4] SATIJA, Udit; RAMKUMAR, Barathram; MANIKANDAN, M. Sabarimalai. *A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment*. IEEE Reviews in Biomedical Engineering [online]. 2018, 11, 36-52. ISSN 1941-1189. doi:10.1109. Dostupné z url: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8304761>>
- [5] SHARMA, Hemat a K.K. SHARMA. *ECG-derived respiration using Hermite expansion..* Biomedical Signal Processing and Control [online]. 2018, 39, 312-326 [cit. 2020-12-02]. ISSN 1746-8094. Dostupné z doi: <<https://doi.org/10.1016/j.bbe.2018.11.001>>
- [6] SHARMA, Hemant. *Heart rate extraction from PPG signals using variational mode decomposition*. Biocybernetics and Biomedical Engineering [online]. 2019, 39(1), 75-86 [cit. 2020-12-02]. ISSN 1941-1189. Dostupné z doi: <<https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020>>
- [7] ALLEN, John. *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. Physiological Measurement [online]. 2007, 28(3), R1-39 [cit. 2020-12-02]. Dostupné z doi: <[10.1088/0967-3334/28/3/R01](https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01)>
- [8] ARLEN, W., S. RAMAN, J.M. ANSERMINO a G.A. DUMONT. *Waveform Analysis to Estimate Respiratory Rate*. Secondary Analysis of Electronic Health Records. Springer, Cham [online]. 2016, [cit. 2021-02-24]. Dostupné z doi: <[10.1007/978-3-319-43742-2_26](https://doi.org/10.1007/978-3-319-43742-2_26)>

- [9] ARLEN, W., S. RAMAN, J.M. ANSERMINO a G.A. DUMONT. *Multiparameter Respiratory Rate Estimation From the Photoplethysmogram*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 2013, 60(7), 1946-1953 [cit. 2021-02-24]. Dostupné z doi: <10.1109/TBME.2013.2246160>
- [10] LABATE, Domenico, F. LA FORESTA, G. OCCHIUTO, F.C. MORABITO, A. LAY-EKUAKILLE a P. 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 [cit. 2020-12-07]. Dostupné z doi: <10.1109/JSEN.2013.2257742>
- [11] ESPÍRITU SANTO, A. E. a C. CARBAJAL. *Respiration rate extraction from ECG signal via discrete wavelet transform*. 2010 2nd Circuits and Systems for Medical and Environmental Applications Workshop (CASME) [online]. , 1-4 [cit. 2021-02-22]. Dostupné z doi: <10.1109/CASME.2010.5706679.>
- [12] BEJČEK, Michal a Jiří FRANC. *Hilbert Huangova transformace*. Business et IT [online]. 2015(1), 68-79 [cit. 2021-01-03]. Dostupné z url: <http://bit.fsv.cvut.cz/issues/01-15/full_01-15_06.pdf>
- [13] GARDE, A., W. Karlen, P. Dehkordi, J. Ansermino, G. Dumont. *Empirical mode decomposition for respiratory and heart rate estimation from the photoplethysmogram*. Computing in Cardiology 2013 [online]. 2013, 799-802 [cit. 2021-02-24]. Dostupné z url: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/6713498>>
- [14] ORPHANIDOU, Christina. *Derivation of respiration rate from ambulatory ECG and PPG using Ensemble Empirical Mode Decomposition: Comparison and fusion*. Computers in Biology and Medicine [online]. 2017, 81, 45-54 [cit. 2021-02-24]. Dostupné z doi: <10.1016/j.combiomed.2016.12.005>
- [15] GOLDBERG, A., L. LAMARAL, L. GLASS a J. HAUSDORFF et al. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals*. Circulation [Online]. 101 (23), pp. e215–e220 [cit. 2021-01-04].
- [16] PIMENTEL, M. A. F. et al. *Toward a Robust Estimation of Respiratory Rate From Pulse Oximeters*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online].

2017, 64(8), 1914-1923 [cit. 2021-01-04]. Dostupné z doi:

<doi:10.1109/TBME.2016.2613124>

- [17] KULIČKA, Jiří. *VÝUKA ZÁKLADNÍCH NUMERICKÝCH ALGORITMŮ V MATLABU – APROXIMACE KUBICKÝMI SPLAJNY*. [online]. In: . [cit. 2021-01-04]. Dostupné z url:
<https://www2.humusoft.cz/www/papers/tcb10/063_kulicka.pdf>
- [18] BIAN, D., et al. *Respiratory Rate Estimation using PPG: A Deep Learning Approach*. Ann. Int. Conf. IEEE, Eng. and Biol. Soc., July 2020, 5948-5952 [cit. 2021-05-10]. Dostupné z doi:
<10.1109/EMBC44109.2020.9176231>
- [19] CHANDEL, V., et al. *Real-Time Robust Estimation of Breathing Rate from PPG Using Commercial-Grade Smart Devices: Demo Abstract*. Proceedings of the 18th Conference on Embedded Networked Sensor Systems, SenSys '20, Virtual Event, Japan, 2020, 633-634 [cit. 2021-05-10]. Dostupné z doi:
<doi.org/10.1145/3384419.3430458->

Citace obrázků

- [20] ATKIELSKI Anthony *Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG (with Czech labels)*. [online]. In: . 2009 [cit. 2020-12-02]. Dostupné z url:
<<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG-PQRST%2Bpopis.svg>>
- [21] *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*. ResearchGate[online].[cit. 2020-12-02]. Dostupné z url:
<https://www.researchgate.net/figure/PPG-signal-analysis_fig3_325675749>

Seznam symbolů, veličin a zkratk

Seznam zkratk:

- AM Amplitudová modulace (Amplitude Modulation)
- BW Kolísání izolinie (Baseline Wander)
- cA Aproximační koeficienty (Approximation Coefficient)
- cD Detailní koeficienty (Detail Coefficients)
- CT Výpočetní tomografie (Computed Tomography)
- DWT Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
- FM Frekvenční modulace (Frequency Modulation)
- IHR Okamžitá srdeční frekvence (Instantaneous Heart Rate)
- IMF Vlastní modální funkce (Intrinsic Mode Function)
- EDR Odvozená dechová křivka z EKG (ECG - derived respiration)
- EKG Elektrokardiogram
- EMD Empirická modální dekompozice (Empirical Mode Decomposition)
- EEMD Ensemble Empirical Mode Decomposition
- MAE Střední průměrná chyba (Mean Absolute Error)
- MRI Magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
- PPG Fotoplethysmogram (Photoplethysmogram)
- RSA Respirační sinusová arytmie (Respiratory Sinus Arrhythmie)
- VLF Nízkofrekvenční složky (Very Low Frequencies)