

Odhad dechové frekvence z EKG a PPG

Ondřej Nantl (xnantl01@vutbr.cz)

9. 12. 2021

1 Úvod

Tento dokument pojednává o projektu, jehož cílem bylo vytvořit metodu pro odhad dechové frekvence z EKG¹ a PPG². Hlavní část textu je věnována metodám využitým v projektu - odhad obálky signálu, využití Fourierovy transformace, odhad dominantní frekvence v dechovém pásmu. Následně je metoda odhadu dechové frekvence zhodnocena a výsledky jsou krátce diskutovány.

2 Odhad dechové křivky a frekvence

Metody odhadu dechové křivky z jiných biosignálů vycházejí z vlivu dýchání na tyto biosignály, v našem případě konkrétně EKG a PPG. Motivací odhadu dechové frekvence z jiných biosignálů je fakt, že není nutné používat speciálních metod pro odhad dechové frekvence, jelikož EKG a PPG bývá již u pacientů obvykle stejně snímáno. V těchto signálech konkrétně můžeme pod vlivem respirace pozorovat kolísání nulové izoliny, amplitudovou modulaci a frekvenční modulaci. Kolísání nulové izoliny a amplitudová modulace signálu EKG bývají zapříčiněny změnou orientace srdeční osy vůči elektrodám a změnou impedance hrudníku vlivem dýchání. Frekvenční modulace je způsobena respirační sinusovou arytmií. [1] Z takto odhadnuté dechové křivky již lze jak v časové, tak ve frekvenční oblasti odhadovat dechovou frekvenci.

3 Využité metody při odhadu dechové frekvence

V tomto projektu byla jako vhodná metoda k odhadu dechové křivky vybrána **tvorba obálky** tzv. R kmitů v signálu EKG a systolických vrcholů v signálu PPG. Vytvořena a otestována byla níže popsána metoda s využitím pouze EKG, pouze PPG a obou signálů současně. Tato obálka

koresponduje s výše popsaným kolísáním nulové izoliny, které je v přímém vztahu s respirací. Inspirací byl článek od Karlen et al. [2].

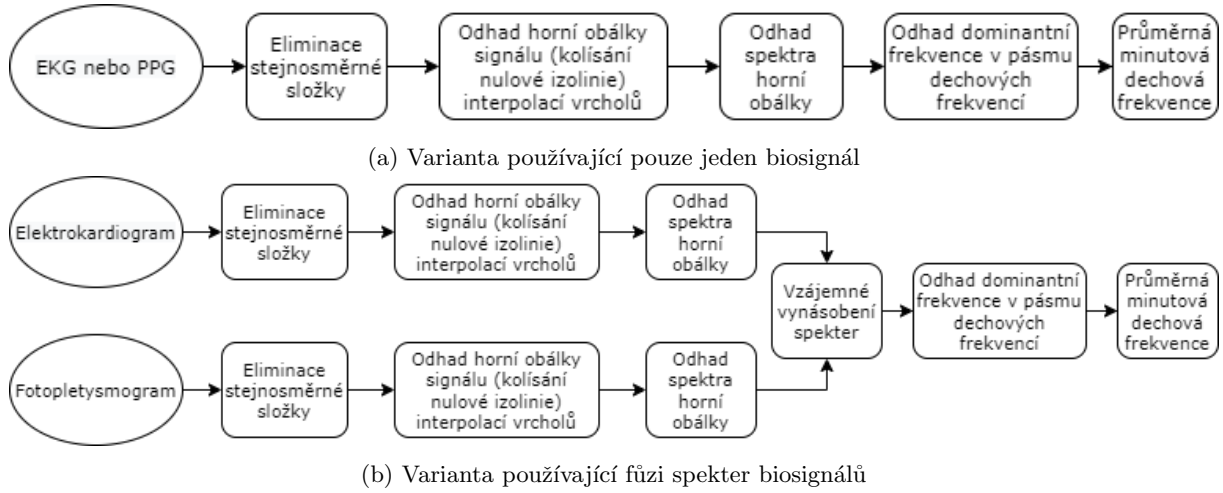
Obálka byla v případě těchto algoritmů pro oba biosignály realizována pomocí **interpolace sousedních vrcholů** v signálů kubickými splajny. Před samotným odhadem obálky signálu byla z obou signálů eliminována jejich stejnosměrná složka pomocí odečtení průměrné hodnoty pro celý vstupní signál. Následně byly detekovány kladné vrcholy signálu pomocí výběru maxima v plovoucím okně. Pro detekci vrcholů k interpolaci bylo nutné vyčíslit minimální vzdálenost dvou sousedních vrcholů, která byla využita jako délka plovoucího okna pro určení maxima. Toto bylo provedeno pomocí odhadu střední tepové frekvence ze spektra signálu PPG stanoveného Fourierovou transformací (zde rychlá Fourierova transformace – FFT³). Signál byl vynásoben s Hammingovým oknem pro potlačení prosakování ve spektru v důsledku neideální periodicity vstupního signálu FFT. Střední tepová frekvence byla nalezena jako dominantní frekvenční složka v rozsahu běžných tepových frekvencí 0,5 – 3,5 Hz (30 – 210 tepů/min.). Minimální vzdáleností byl poté stanoven počet vzorků, který při této tepové frekvenci od sebe dělí dva vrcholy. Tento počet byl pro jistotu detekce vrcholu (a tím pádem zpřesnění odhadu) snížen o 15 vzorků. Následně už byly takto detekované vrcholy interpolovány pomocí výše zmíněných kubických splajnů.

Dalším krokem pro odhad dechové frekvence byl zvolen **odhad spekter** dvou extrahovaných dechových křivek pomocí Fourierovy transformace (opět FFT). Před samotnou transformací byly odhadnuté dechové křivky vynásobeny s Hammingovým oknem pro potlačení prosakování ve spektru v důsledku neideální periodicity vstupních signálů. Takto získaná spektra byla normalizována vydělením každé hodnoty délkou spektra. Pro metodu využívající oba signály bylo následně provedeno **vzájemné vynásobení spekter** pro zvýraznění společně

¹elektrokardiogram

²fotopletysmogram

³z ang. Fast Fourier Transform



Obrázek 1: Bloková schémata vytvořených algoritmů pro odhad dechové frekvence

Využité signály	MAE_{prumer} [dechy/min.]	$t_{vypocet}$ [s]
ECG	3,19	2,21
PPG	2,54	2,16
ECG + PPG	1,66	2,34

Tabulka 1: Výsledné stanovené metriky pro jednotlivé metody odhadu dechové frekvence

silně zastoupených frekvencí v odhadnutých dechových křivkách. Na závěr byla ze spektra či výsledku násobení spekter zjištěna **dominantní frekvence** v pásmu běžných dechových frekvencí (0,068 – 1,08 Hz = 4 – 65 dechů/min.). [1] Na obrázku 1 je výsledná podoba navrženého algoritmu pro metodu využívající pouze jeden biosignál i metodu využívající fúzi spekter popsána blokovým schématem.

4 Výsledky

Vytvořený algoritmus pro odhad minutové dechové frekvence byl podroben testování na databázi CapnoBase IEEE TBME Respiratory Rate Benchmark [3], která obsahuje celkem 42 osmiminutových záznamů EKG a PPG dělených do minutových úseků a tomu odpovídající průměrnou minutovou dechovou frekvenci pro každý úsek. Otestovány byly všechny tři varianty algoritmu.

Z hodnot dechových frekvencí určených navrženým algoritmem a referenčních dechových frekvencí byla následně pro každý hodnocený úsek signálů vypočtena střední absolutní chyba podle

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |y_n - x_n|, \quad (1)$$

kde MAE^4 je střední absolutní chyba, y_n je odhadnutá hodnota dechové frekvence a x_n je referenční hodnota dechové frekvence. V tabulce 1

jsou uvedeny výsledky pro odhad dechové frekvence pouze z EKG, pouze z PPG nebo kombinací obou spekter odvozených respiračních signálů a také časy výpočtu na databázi CapnoBase [3].

Z takto získaných údajů byly následně pomocí funkce přiložené k zadání projektu vytvořeny sloupcové grafy zachycující průměrnou MAE pro jednotlivé osmiminutové záznamy (Obrázek 2) a krabicové grafy chyb pro jednotlivé osmiminutové záznamy (Obrázek 3).

Ze zjištěných metrik a vytvořených grafů můžeme usoudit, že nejlepší metodou z navržených algoritmů odhadu dechové křivky je varianta, která určuje dechovou frekvenci na základě dominantní frekvence ve spektru vzniklém vzájemným vynásobením spekter odhadnutých dechových křivek z PPG a EKG. Také lze z Obrázku 3 vyvodit, že metoda využívající pouze signál EKG má nižší průměrnou chybu, tedy dopouští se jak nadhodnocení, tak podhodnocení dechové frekvence pro jednotlivé signály. Naopak využití pouze PPG vede k podhodnocování hodnoty dechové frekvence. Výsledek metody využívající obou signálů pak podle očekávání vykazuje průměrnou chybu v intervalu mezi průměrnými chybami metod využívajících pouze jeden signál. Dále lze z Obrázku 2 vyčíst, že chybu výrazně zvyšuje několik signálů (ID: 7, 15, 16, 28). U některých z těchto signálů se vyskytují výrazné artefakty z měření či úplné výpadky signálu a v jejich důsledku selhává me-

⁴z ang. Mean Absolute Error

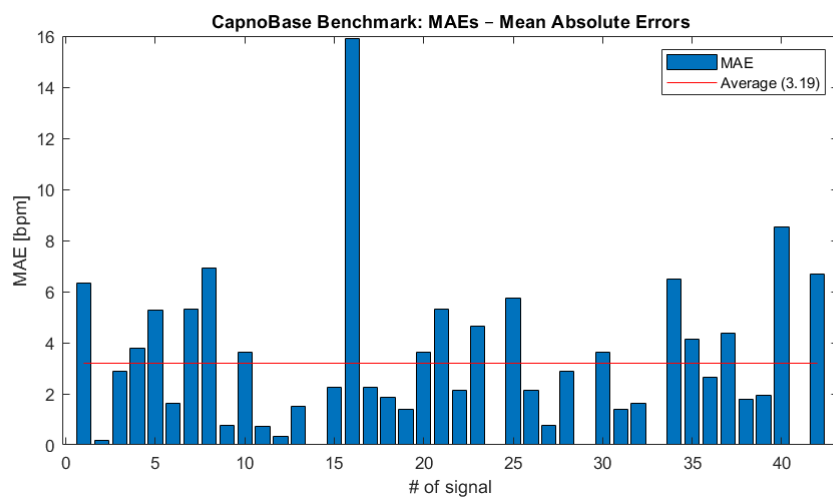
toda pro odhad obálky vrcholů signálu. Také ale můžeme pozorovat i nedostatečnou velikost vrcholu odpovídajícího dechové frekvenci oproti okolním frekvencím ve spektru pro některé minutové úseky. Dále také pro některé signály selhává vzájemné pronásobení spekter, kde po vynásobení nedojde (v důsledku nepřítomnosti vrcholu ve spektru jedné z dechových křivek) ke zvýraznění dominantní frekvence v pásmu dechových frekvencí. Toto vše potvrzují i krabicové grafy v Obrázku 3, kde můžeme vidět, že medián chyby odhadu dechové frekvence leží blízko nuly pro všechny záznamy kromě záznamů s ID: 7, 15, 28.

5 Závěr

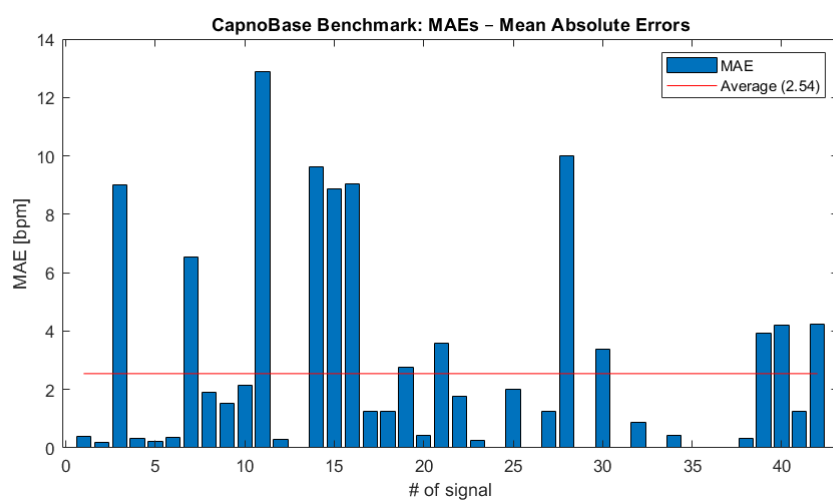
Tento dokument pojednával o navržené metodě odhadu minutové dechové frekvence z EKG a PPG. Stručně byla popsána motivace projektu a také postup, kterým dochází k extrakci dechové křivky a následné estimaci dechové frekvence, přičemž algoritmus je stručně zachycen na Obrázku 1. Následně byly shrnuty výsledky, kterých navržená metoda dosahuje.

Reference

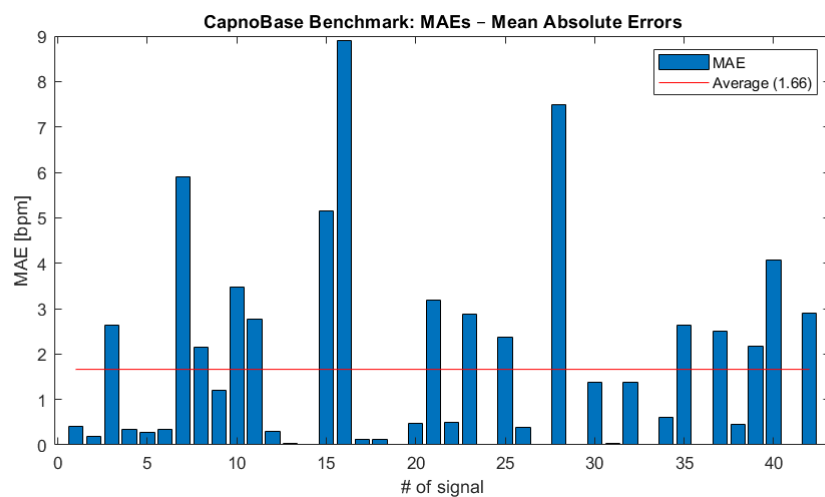
- [1] CHARLTON, Peter H., Drew A. BIRRENKOTT, Timothy BONNICI, et al. Breathing Rate Estimation From the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: A Review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*[online]. 2018, **11**, 2-20[cit. 2021-11-09]. ISSN 1937-3333. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/RBME.2017.2763681>
- [2] KARLEN, Walter, 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. 2021-12-09]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TBME.2013.2246160>
- [3] KARLEN, Walter. CapnoBase IEEE TBME Respiratory Rate Benchmark. *Scholars Portal Dataverse* [online]. 2021 [cit. 2021-12-09]. Dostupné z: <https://doi.org/10.5683/SP2/NLB8IT>



(a) Metoda pracující pouze s EKG

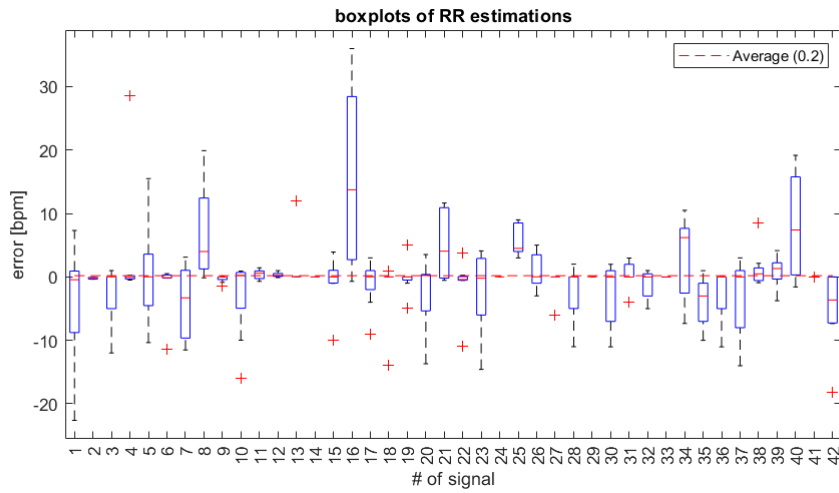


(b) Metoda pracující pouze s PPG

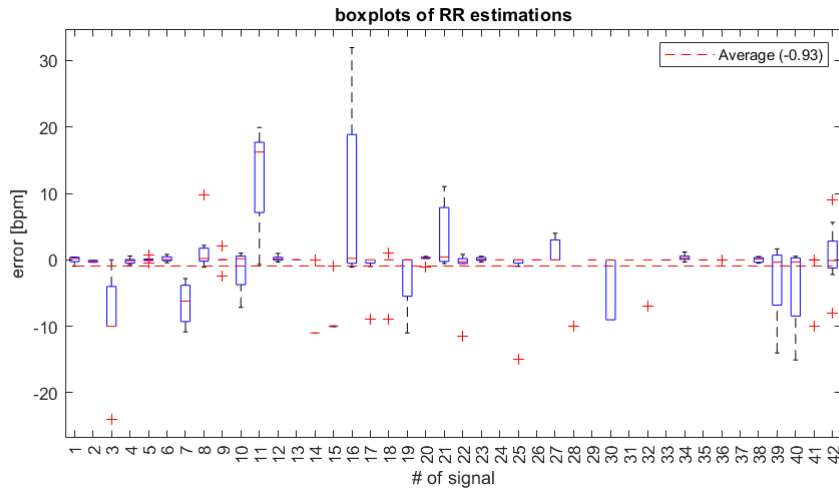


(c) Metoda pracující s EKG i PPG

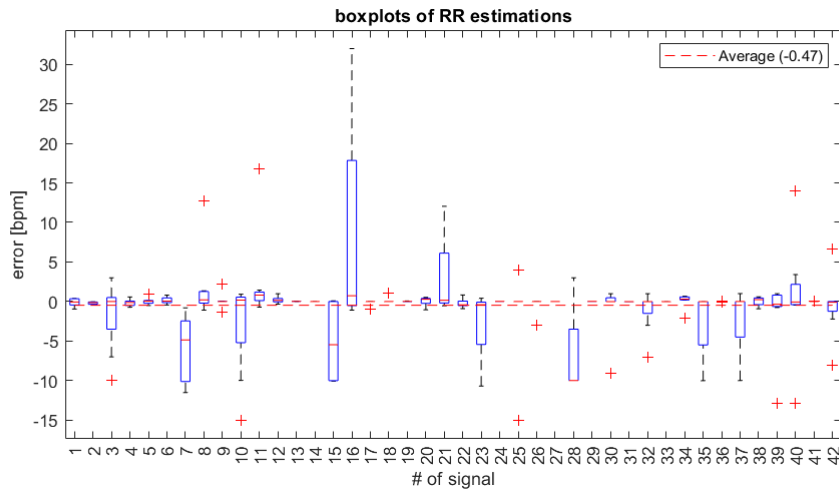
Obrázek 2: Sloupkový graf středních absolutních chyb pro jednotlivé osmiminutové záznamy, červená čára značí vypočtenou průměrnou MAE napříč všemi úseky záznamů



(a) Metoda pracující pouze s EKG



(b) Metoda pracující pouze s PPG



(c) Metoda pracující s EKG i PPG

Obrázek 3: Krabicový graf vypočtených chyb pro jednotlivé osmiminutové záznamy, červená čára v boxu značí medián, červené křížky značí odlehlé hodnoty (vzdálené více než 1,5násobek mezikvartilového rozsahu)