

PPG SIGNAL QUALITY ASSESSMENT AND HEART RATE ESTIMATION

Enikő Vargová

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xvargo02@vutbr.cz

Supervised by: Andrea Němcová

E-mail: nemcovaa@feec.vutbr.cz

Abstract: The presented paper describes an algorithm for signal quality assessment based on cluster analysis and also an algorithm for heart rate estimation from PPG signals. This work includes a database which comprises 48 PPG signals collected by a smartphone and 48 ECG signals recorded by an ECG recorder. The accuracy of the quality assessment is 97,5 % on the training set and 87,5 % on the test set. The average deviation of the estimated heart rate is 1,39889 bpm.

Keywords: mobile devices, PPG, photoplethysmography, ECG, heart rate, signal quality

1 ÚVOD

Tep je jedním ze základních projevů srdeční činnosti. Tepová frekvence (TF) poskytuje informace o zdraví pacienta a výkonnosti jeho srdce. Kromě toho je jedním z ukazatelů kardiovaskulárních onemocnění, která patří k nejčastějším příčinám úmrtí. [1][2]

TF je možné stanovit z chytrých telefonů, které jsou každodenní součástí našich životů. Chytrý telefon má k dispozici několik senzorů, které je možné využít pro stanovení TF (akcelerometr, mikrofon, fotoaparát). Výhoda použití mobilního telefonu spočívá v jeho přenosnosti a miniaturizaci. Práce se zabývá stanovením TF pomocí metody zvané fotoplethysmografie, což je neinvazivní metoda detekující změny objemu krve, přičemž je využito fotoaparátu a LED diody na zadní straně mobilního telefonu.

Cílem práce bylo vytvořit databázi fotoplethysmografických (PPG) signálů, navrhnout algoritmus pro určení jejich kvality a následně z kvalitních signálů stanovit TF.

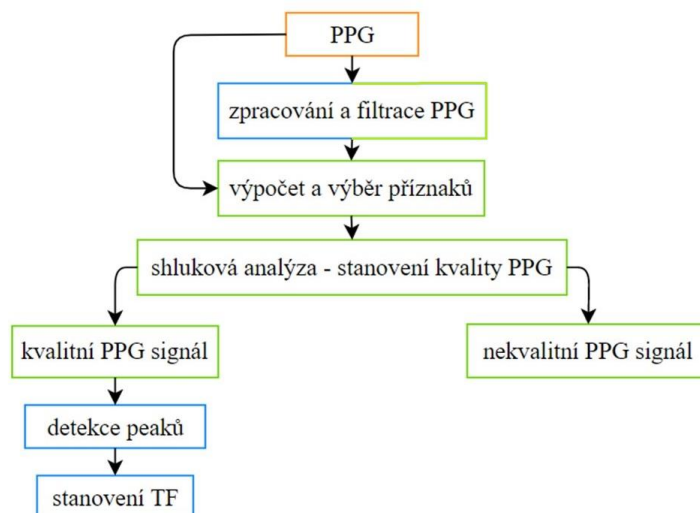
2 SNÍMÁNÍ DAT

Pro účely této práce byla vytvořena databáze obsahující 48 10s PPG signálů a 48 10s referenčních EKG signálů. Bylo měřeno 12 subjektů (6 mužů a 6 žen) ve věku 21-61 let. Všechny měřené osoby podepsaly informovaný souhlas. Zisk biosignálů je součástí výzkumného projektu (Snímání a zpracování signálů za účelem monitorování zdravotního stavu a aktivity člověka), který byl schválen Etickou komisí UBMI FEKT VUT pod č. j. EK 05/2018. Součástí práce jsou anotace PPG signálů získané od pěti anotátorů, které slouží pro vyhodnocení úspěšnosti obou navržených algoritmů. Kompletní oanotovaná databáze byla nahrána na Physionet [4], kde je podrobněji popsána.

PPG signál byl nasnímán pomocí chytrého telefonu Xiaomi MI9. Měřený subjekt přiložil svůj prst na fotoaparát nacházející se na zadní straně telefonu tak, aby zároveň překrýval objektiv fotoaparátu i svítící LED diodu. Snímkovací frekvence byla nastavena na 30 Hz a rozlišení videozáznamu na 720 x 1280 px. Z videozáznamu načteného do prostředí Matlab byl extrahován průměr červené složky odpovídající surovému PPG signálu. Následně byl surový PPG signál invertován, jelikož fotoaparát pracuje se světlem odraženým. Současně s PPG signály byly snímány referenční EKG signály pomocí EKG záznamníku – Bittium Faros 360. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1000 Hz. Referenční signály byly též načteny do prostředí Matlab.

3 STANOVENÍ KVALITY PPG SIGNÁLU A URČENÍ TEPOVÉ FREKVENCE

Blokové schéma zahrnující získání PPG signálu, stanovení jeho kvality i určení tepové frekvence je znázorněno na Obrázek 1. Jednotlivé bloky jsou barevně odlišeny. Oranžový blok odpovídá načtení videozáznamu a získání invertovaného PPG signálu. Zelená část schématu popisuje algoritmus pro stanovení kvality signálu (Obrázek 3). Předzpracování a filtraci popisuje modrozelená část schématu. Samotná modrá část se věnuje stanovení TF pouze z kvalitních signálů (Obrázek 4).



Obrázek 1: Blokové schéma zahrnující získání PPG signálu, stanovení jeho kvality i určení TF

3.1 ALGORITMUS STANOVENÍ KVALITY PPG SIGNÁLU

Databáze obsahující 48 signálů byla náhodně rozdělena na trénovací sadu o 40 signálech a testovací sadu obsahující 8 signálů. Obě sady obsahují kvalitní i nekvalitní signály. Pro odlišení obou zmíněných skupin signálů byly vypočítány tři příznaky: perfuze, poměr signálu k šumu a Shannonova entropie. Jelikož pro výpočet některých příznaků je třeba znát i filtrovaný signál, byla ještě před samotným stanovením kvality provedena filtrace.

Perfuze: poměr pulzující a nepulzující krve v periferní tkáni. Je dána vzorcem:

$$P_{SQI} = [(y_{max} - y_{min}) / |\bar{x}|] \times 100, \quad (1)$$

kde y je filtrovaný PPG signál a $|\bar{x}|$ je statistický průměr surového PPG signálu. [3]

Shannonova entropie: udává míru s jakou se rozdělení pravděpodobnosti odchyluje od rovnoměrného rozdělení. Vyjadřuje ji vztah:

$$E_{SQI} = - \sum_{n=1}^N x[n]^2 \log_e(x[n]^2), \quad (2)$$

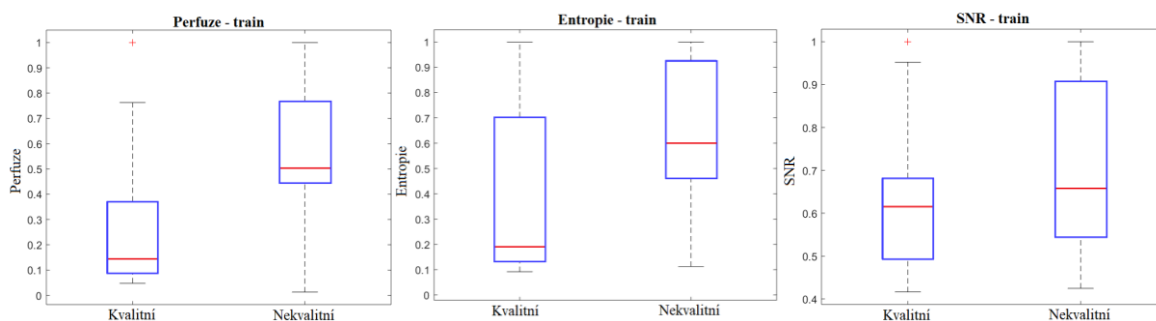
kde N je délka signálu a x je surový PPG signál. [3]

Poměr signálu k šumu: je vyjádřen jako poměr rozptylu signálu k rozptylu šumu. Je dán vztahem:

$$N_{SQI} = \sigma_{signal}^2 / \sigma_{noise}^2, \quad (3)$$

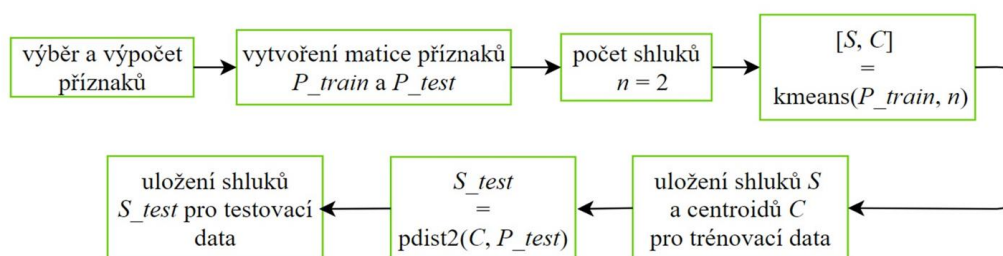
kde σ_{signal} je směrodatná odchylka absolutní hodnoty filtrovaného PPG a σ_{noise} je směrodatná odchylka filtrovaného signálu. [3]

Pro každý příznak byly vykreslené krabicové grafy sloužící k vizualizaci rozložení hodnot daného příznaku (Obrázek 2). V případě, že by se krabicové grafy pro kvalitní a nekvalitní signály v rámci jednoho příznaku příliš překrývaly, nemělo by smysl je používat pro klasifikaci. Krabicové grafy byly nejdříve vytvořeny pro trénovací sadu. Perfuze i Shannonova entropie se ukázaly jako vhodné příznaky. Následně byla tato volba ověřena na testovací sadě dat.



Obrázek 2: Krabicové grafy pro perfúzi a SNR (trénovací sada)

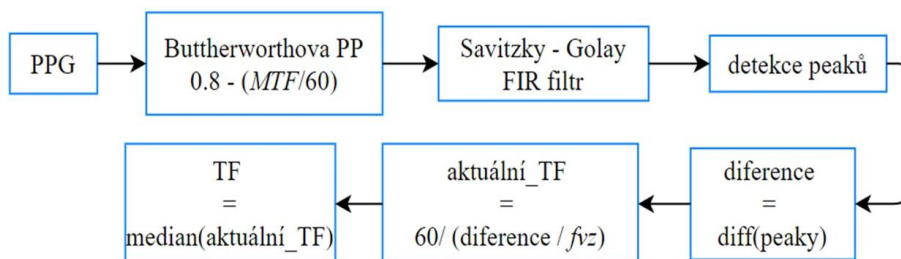
Rozřazení do skupiny kvalitní/nekvalitní bylo provedeno pomocí nehierarchické metody shlukování zvané k-means, která shlukuje data do předem definovaného počtu shluků (v tomto případě 2) dle podobnosti, případně rozdílnosti (Obrázek 3). Rozdílnost (podobnost) je brána jako vzdálenost mezi každým objektem a centroidem, což je střed reprezentující každý shluk. Objekt je přiřazen do toho shluku, jehož vzdálenost od centroidu je nejmenší.



Obrázek 3: Detailněji popsáný zelený blok z Obrázku 1 – stanovení kvality PPG signálu

3.2 ALGORITMUS STANOVENÍ TEPOVÉ FREKVENCE Z PPG SIGNÁLU

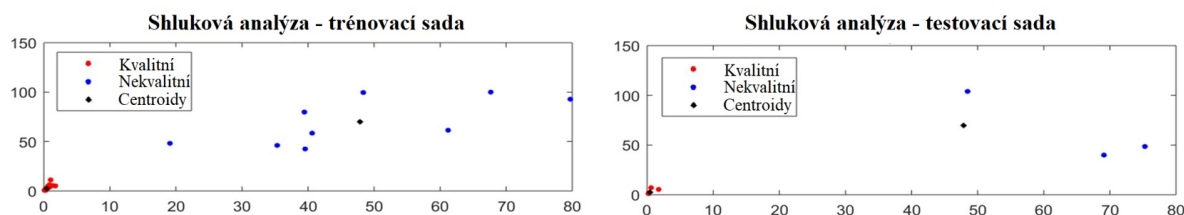
Algoritmus zahrnuje předzpracování signálů (normalizaci a filtraci). Nejdříve byl zredukován šum použitím Butterworthovy pásmové propusti a následně byl použit Savitzky-Golay FIR filtr pro vyhlazení signálu [5]. Ve filtrovaných signálech byly detekovány peaky. Z pozic peaků byla vypočítána difference (Obrázek 4), která slouží pro určení okamžité TF. Celková stanovená TF byla určena jako medián z vektoru okamžité TF.



Obrázek 4: Detailněji popsáný modrý blok z Obrázku 1 – stanovení TF z PPG signálu

4 VÝSLEDKY A DISKUSE

Shluková analýza pro stanovení kvality PPG je znázorněna na Obrázek 5. Výsledky určení kvality signálu pomocí shlukové analýzy byly porovnány s anotacemi. Dále byla pro obě sady vypočítána senzitivita, specifita a přesnost. U trénovací sady přesnost odpovídá 97,5 %, senzitivita 100 % a specifita 90 %, protože byl jeden signál mylně označen jako kvalitní. U testovací sady dat je přesnost 87,5 %, senzitivita 83,33 % a specifita 100 %, jelikož byl jeden signál chybně klasifikován jako nekvalitní.



Obrázek 5: Výsledek shlukovací analýzy

Stanovené hodnoty TF byly porovnány s hodnotami TF určenými z referenčního EKG signálu. Průměrná odchylka vypočítaná pouze z kvalitních signálů je 1,3889 tepů/minutu. Nejvyšší odchylka u kvalitních signálů je 4 tepy/minutu a nejmenší 0 tepů/minutu. Dále byla pouze pro porovnání spočítána průměrná odchylka pro všechny signály (resp. i nekvalitní), která odpovídá 6,1458 tepům/minutu. Záměrem je poukázat na fakt, že nekvalitní signály ovlivní výslednou TF, proto je nutné od sebe v první části práce kvalitní a nekvalitní signály odlišit.

5 ZÁVĚR

Algoritmus pro stanovení kvality PPG signálů dosahuje dobrých výsledků na trénovací i validační sadě, kde byl v obou případech špatně zařazen jeden signál. Součástí práce je také algoritmus pro stanovení TF z kvalitních PPG signálů. Algoritmy byly testovány na námi vytvořené databázi, kterou jsme oanovali a publikovali na PhysioNetu [4]. Průměrná odchylka stanovené TF je 1,3889 tepů/minutu, což je hodnota nižší než 1,98 tepů/minutu, kterou uvádějí autoři článku [6]. Naopak průměrná odchylka z článku [7] je 0,4093 tepům/minutu, nízká odchylka je nejspíše dána jiným přístupem (použití stacionární vlnkové transformace).

REFERENCES

- [1] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918
- [2] ROSLOVÁ, Hana. *Preventivní kardiologie: v kostce*. Praha: Axonite CZ, 2013. Asclepius. ISBN 9788090489950.
- [3] ELGENDI, Mohamed. Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals. *Bioengineering* [online]. 2016, 3(4) [cit. 2021-01-26]. ISSN 2306-5354. Dostupné z: doi:10.3390/bioengineering3040021
- [4] Nemcova, A., Smisek, R., Vargova, E., Maršánová, L., Vítek, M. & Smital, L. (2021). Brno University of Technology Smartphone PPG Database (BUT PPG) (version 1.0.0). *PhysioNet*. <https://doi.org/10.13026/7vy8-av04>
- [5] CHATTERJEE, Ayan a Uttam Kumar ROY. PPG Based Heart Rate Algorithm Improvement with Butterworth IIR Filter and Savitzky-Golay FIR Filter. In: *2018 2nd International Conference on Electronics, Materials Engineering & Nano-Technology (IEMENTech)* [online]. IEEE, 2018, 2018, s. 1-6 [cit. 2021-01-26]. ISBN 978-1-5386-5550-4. Dostupné z: doi:10.1109/IEMENTECH.2018.8465225
- [6] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. *Journal of Medical Systems* [online]. 2016, 40(5) [cit. 2021-01-26]. ISSN 0148-5598. Dostupné z: doi:10.1007/s10916-016-0485-6
- [7] NĚMCOVÁ Andrea, Martin VÍTEK. *Application of SWT for heart rate monitoring using smartphone camera*. [online]. Mikulov: IEEE Student Branch Conference, 2017.