

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

STANOVENÍ KVALITY A ODHAD TEPOVÉ FREKVENCE ZE SIGNÁLU PPG

PPG SIGNAL QUALITY ASSESSMENT AND HEART RATE ESTIMATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Enikő Vargová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Enikő Vargová

ID: 211218

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Stanovení kvality a odhad tepové frekvence ze signálu PPG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Provedte literární rešerši v oblasti snímání, stanovení kvality a odhadu tepové frekvence ze signálu PPG. 2) Pomocí chytrého telefonu a záznamníku EKG Faros nasnímejte sadu signálů PPG a EKG. Signály PPG rozdělte z hlediska kvality do dvou tříd. 3) Vytvořte algoritmus pro hodnocení kvality signálů PPG. Porovnejte přesnost vašeho algoritmu s vytvořenou referencí. 4) Vytvořte algoritmus pro stanovení tepové frekvence z PPG. 5) Vyhodnoťte přesnost stanovení tepové frekvence z PPG vůči záznamu EKG. 6) Porovnejte váš algoritmus pro stanovení tepové frekvence s ostatními autory, diskutujte výhody, nevýhody a použitelnost obou algoritmů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ORPHANIDOU, Christina. Signal Quality Assessment in Physiological Monitoring. New York: Springer, 2018. ISBN 978-3-319-68415-4.
- [2] 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). DOI: 10.1007/s10916-01-0485-6. ISSN 0148-5598.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Andrea Němcová

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá fotoplethysmografickými (PPG) signály, jejich zpracováním, stanovením kvality, odhadem tepové frekvence z PPG signálů a možností snímat biologické signály chytrými telefony.

Cílem práce je nasnímat PPG signály pomocí chytrého telefonu a referenční EKG signály použitím EKG záznamníku. Dále navržení algoritmu pro stanovení kvality signálů v databázi a algoritmu pro stanovení tepové frekvence.

Klíčová slova

PPG, fotoplethysmografie, EKG, tepová frekvence, TF, mobilní zařízení, kvalita PPG signálu

Abstract

This work deals with photoplethysmographic (PPG) signals, their processing, quality assessment, estimation of heart rate from PPG signals and the ability to record biological signals with smartphones.

The aim of this work is to record PPG signals using a smartphone and reference ECG signals using an ECG recorder. The work also includes the design of two algorithms, one for signal quality assessment and the other for heart rate estimation from PPG signals.

Keywords

PPG, photoplethysmography, ECG, heart rate, HR, mobile devices, PPG signal quality

Bibliografická citace

VARGOVÁ, Enikő. *Stanovení kvality a odhad tepové frekvence ze signálu PPG* [online]. Brno, 2021 [cit. 2021-03-01]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134388>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Andrea Němcová.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	Enikő Vargová
VUT ID studenta:	211 218
Typ práce:	Bakalářská práce
Akademický rok:	2020/21
Téma závěrečné práce:	Stanovení kvality a odhad tepové frekvence ze signálu PPG

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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.

V Brně dne: 10. května 2021

podpis autora

Poděkování

Poděkování patří vedoucí bakalářské práce Ing. Andree Němcové za vedení, trpělivost, veškeré cenné rady, konzultace a propůjčení EKG záznamníku. Dále bych ráda poděkovala všem anotátorům.

V Brně dne: 10. května 2021

podpis autora

Obsah

1. ÚVOD	1
2. SRDCE	2
2.1 ANATOMIE SRDCE	2
2.2 MALÝ KREVŇÍ OBĚH.....	2
2.3 VELKÝ KREVŇÍ OBĚH	3
2.4 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDEČNÍ.....	3
2.5 SRDEČNÍ CHOROBY.....	4
3. TEP (PULZ)	5
3.1 TEPOVÁ FREKVENCE	5
3.2 ARYTMIE.....	5
3.3 MOŽNOSTI STANOVENÍ TEPOVÉ FREKVENCE	5
3.4 MOŽNOSTI STANOVENÍ TEPOVÉ FREKVENCE CHYTRÝM TELEFONEM.....	6
4. EKG	8
4.1 SVODY	8
4.2 EKG KŘIVKA.....	8
4.3 ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA EKG.....	9
5. PPG	11
5.1 PPG KŘIVKA	11
5.2 KVALITA PPG SIGNÁLU	12
5.3 STANOVENÍ TF Z PPG SIGNÁLU	15
6. SNÍMÁNÍ DAT	18
6.1 INFORMOVANÝ SOUHLAS	18
6.2 SNÍMÁNÍ EKG.....	18
6.3 SNÍMÁNÍ PPG.....	19
6.4 POSTUP MĚŘENÍ.....	19
7. STANOVENÍ KVALITY PPG A TEPOVÉ FREKVENCE	21
7.1 ANOTACE PPG	22
7.2 ALGORITMUS STANOVENÍ KVALITY PPG SIGNÁLU	23
7.3 ALGORITMUS STANOVENÍ TF	27
8. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	30
8.1 VYHODNOCENÍ KVALITY PPG SIGNÁLŮ	30
8.2 VYHODNOCENÍ STANOVENÍ TF	32
8.3 DISKUSE.....	33
9. ZÁVĚR	36
LITERATURA	37

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

AC	pulzující (komponenta)
Acc	přesnost
aj.	a jiné
AV	atrioventrikulární
BP	bakalářská práce
CNS	centrální nervová soustava
DC	nepulzující (komponenta)
EK	etická komise
EKG	elektrokardiogram
E_{SQI}	Shannonova entropie
FEKT	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
FFT	rychlá Fourierova transformace
FIR	filtr s konečnou impulzní charakteristikou
FN	false negative, falešně negativní
FP	false positive, falešně pozitivní
HR	heart rate, tepová frekvence
Hz	Hertz
ICHS	ischemická choroba srdeční
K_{SQI}	koeficient špičatosti
KVO	kardiovaskulární onemocnění
LED	elektroluminiscenční dioda
ms	milisekunda
MTF	maximální tepová frekvence
PPG	fotopletysmogram, fotopletysmografický (signál)
P_{SQI}	perfuze
Px	pixel
RR	intervaly vzdáleností R vln v EKG
SA	sinoatriální
Se	senzitivita
SNR	poměr signálu k šumu
Sp	specificita
SQI-E	Shannonova entropie (použitá modifikace)
SQI-P	perfuze (použitá modifikace)
SQI-S	poměr signálu k šumu (použitá modifikace)
SWT	stacionární vlnková transformace
TF	tepová frekvence
TN	true negative, skutečně negativní
TP	true positive, skutečně pozitivní

UBMI
VUT

Ústav biomedicínského inženýrství
Vysoké učení technické v Brně

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2-1: Anatomie lidského srdce: 1 - horní dutá žíla, 2 - plicní tepna, 3 - plicní žíla, 4 - mitrální chlopeň, 5 - aortální chlopeň, 6 - levá komora, 7 - pravá komora, 8 - levá síň, 9 - pravá síň, 10 - aorta, 11 - plicní chlopeň, 12 - trikuspidální chlopeň, 13 - dolní dutá žíla [5].....	2
Obr. 2-2: Převodní systém srdeční a akční napětí na různých částech převodního systému [8]	3
Obr. 3-1: Tříosý seismogram + EKG signál, peaky na ose Z odpovídají R vlnám v EKG [15]	7
Obr. 4-1: Unipolární svody [8]	8
Obr. 4-2: Schéma EKG křivky [3]	9
Obr. 4-3: Obecné schéma detektoru QRS komplexu [7]	10
Obr. 5-1: Transmisní režim (a) a reflexní režim (b), upraveno z [20].....	11
Obr. 5-2: PPG křivka, upraveno z [21]	12
Obr. 5-3: Klasifikace signálů do tří skupin [22]	13
Obr. 5-4: Vývojový diagram algoritmu pro stanovení kvality PPG, upraveno z [24]	15
Obr. 5-5: Výběr nejlepšího kanálu [17]	16
Obr. 5-6: Zelené PPG a frekvenční pásma pro nižší TF (zleva), fyziologickou TF a vyšší TF (vpravo) [25]	17
Obr. 6-1: Doporučené rozmístění elektrod [26]	18
Obr. 6-2: Schéma získání invertovaného PPG signálu z videozáznamu.....	19
Obr. 6-3: Ukázka kvalitního signálu č.6	20
Obr. 6-4: Ukázka nekvalitního signálu č.4	20
Obr. 7-1: Celkové blokové schéma zahrnující získání PPG signálu, stanovení jeho kvality i určení TF ...	21
Obr. 7-2: Krabicové grafy SQI-P.....	24
Obr. 7-3: Krabicové grafy SQI-S.....	24
Obr. 7-4: Krabicové grafy SQI-E.....	25
Obr. 7-5: Blokové schéma pro rozřazení signálů do dvou skupin	26
Obr. 7-6: Výsledky shlukovací analýzy	27
Obr. 7-7: Ukázka surového invertovaného signálu č. 10 po normalizaci a filtraci	28
Obr. 7-8: Nalezené peaky filtrovaného signálu č.10.....	28
Obr. 7-9: Blokové schéma stanovení TF z PPG signálu.....	29
Obr. 8-1: Matice záměn pro trénovací a testovací data.....	31

SEZNAM TABULEK

Tab. 7-1: Výsledek anotace.....	22
Tab. 8-1: Srovnání stanovené kvality s anotacemi (trénovací sada)	30
Tab. 8-2: Srovnání stanovené kvality s anotacemi (testovací sada).....	31
Tab. 8-3: Odchylka TF pro jednotlivé signály	32
Tab. 8-4: Statistická tabulka hodnot pro SQI-P a SQI-E entropii	34
Tab. 8-5: Výsledky rozřazení signálů do skupiny kvalitní/nekvalitní.....	34
Tab. 8-6: Porovnání přesnosti stanovení TF z PPG s jinými autory	34

1. ÚVOD

Tep je jedním ze základních projevů srdeční činnosti. Tepová frekvence nám poskytuje informace o zdraví pacienta a výkonnosti jeho srdce, proto je pozorována na patientských monitorech používaných pro sledování životních funkcí. Je také jedním z ukazatelů kardiovaskulárních onemocnění (KVO), která patří k nejčastějším příčinám úmrtí. [1][2]

Stanovit tepovou frekvenci je možné i z chytrých telefonů, které jsou každodenní součástí našich životů a jsou využívány také v medicíně. Velkou výhodou chytrých telefonů je jejich postupná miniaturizace a přenosnost. Existuje řada mobilních aplikací, které jsou schopny pomocí různých senzorů hodnotit zdravotní stav uživatele. Poskytují jim tedy informace o jejich zdravotním stavu ihned a v podstatě kdekoli.

Cílem práce je získat biologické signály metodou zvanou fotopletysmografie (tzv. PPG signály), určit kvalitu těchto signálů a stanovit z nich tepovou frekvenci. Fotopletysmografie je neinvazivní metoda detekující změny objemu krve. PPG signály byly získány z videozáznamu prstu přiloženého na fotoaparát a LED diodu na zadní straně mobilního zařízení. Referenčními signály jsou EKG (elektrokardiografické) záznamy získané třísvodovým EKG záznamníkem zvaným Bittium Faros 360.

Úvod práce je věnován srdci, jeho anatomii, fyziologii a některým kardiovaskulárním chorobám. V další kapitole literární rešerše je detailně popsán tep, arytmie a možnosti stanovení tepové frekvence hmatem, poslechem nebo z EKG signálu. Teoretická část práce je ukončena kapitolami o PPG a EKG signálech.

Praktická část se nejdříve věnuje samotnému snímání dat na 12ti dobrovolnících. Následuje algoritmus pro stanovení kvality PPG signálu a pro určení tepové frekvence. Určit kvalitu signálu je důležitým krokem před stanovením tepové frekvence, jelikož analýzou nekvalitního signálu by byly získány nepřesné a zkreslené výsledky. Součástí práce jsou anotace, které slouží především k vyhodnocení úspěšnosti obou navržených algoritmů. Anotace byly získány od pěti anotátorů.

Poslední kapitola této práce je zaměřena na vyhodnocení úspěšnosti obou použitých algoritmů a porovnání s jinými autory.

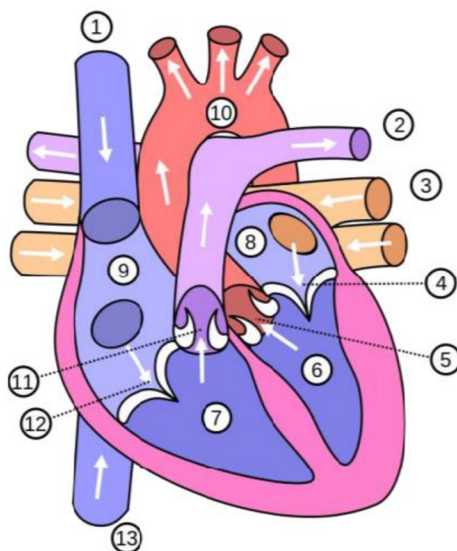
2. SRDCE

2.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý orgán uložený v mezihrudí. Jeho dvě třetiny leží vlevo od střední čáry a jedna třetina vpravo. Z anatomického hlediska je srdce rozděleno na pravou a levou polovinu, přičemž každá z nich je dále rozdělena na předsíň a komoru. Dále je třeba zmínit horní a dolní dutou žílu přivádějící odkysličenou krev z těla do pravé předsíně a aortu (srdečnici), která rozvádí okysličenou krev po celém těle. Blíže popsáno v kapitole 2.2 a 2.3. Anatomie srdce je ilustrována na Obr. 2-1. [3][4]

Srdce je tvořeno třemi vrstvami. Vnitřní vrstva (endokard) přechází ve střední vrstvu (myokard) tvořenou srdeční svalovinou. Zevní vrstva (perikard) je tvořená vnitřním listem (epikardem) a vnějším listem (osrdečníkem). [3][4]

Jednosměrný tok z předsíní do komor zajišťují chlopně. Mezi pravou předsíní a komorou se nachází chlopeň trojcípá, mezi levou komorou a předsíní chlopeň dvojcípá. Plicní kmen a aorta jsou pak opatřeny poloměsíčitými chlopněmi. [3]



Obr. 2-1: Anatomie lidského srdce: 1 - horní dutá žíla, 2 - plicní tepna, 3 - plicní žíla, 4 - mitrální chlopeň, 5 - aortální chlopeň, 6 - levá komora, 7 - pravá komora, 8 - levá síň, 9 - pravá síň, 10 - aorta, 11 - plicní chlopeň, 12 - trikuspidální chlopeň, 13 - dolní dutá žíla [5]

2.2 Malý krevní oběh

Malý krevní oběh, též plicní oběh, plní funkci zevního dýchání. Jeho úkolem je tedy okysličení krve a výdej oxidu uhličitého. Krev ochuzená o kyslík je vypuzována z pravé komory do plicního kmene, který se následně rozdělí na dvě plicní tepny pro obě plíce. K okysličení krve dochází v plicích, kdy velmi důležitou roli v tomto procesu hrají plicní sklípky. Okysličená krev se plicními žilami vrací do levé předsíně. [4]

2.3 Velký krevní oběh

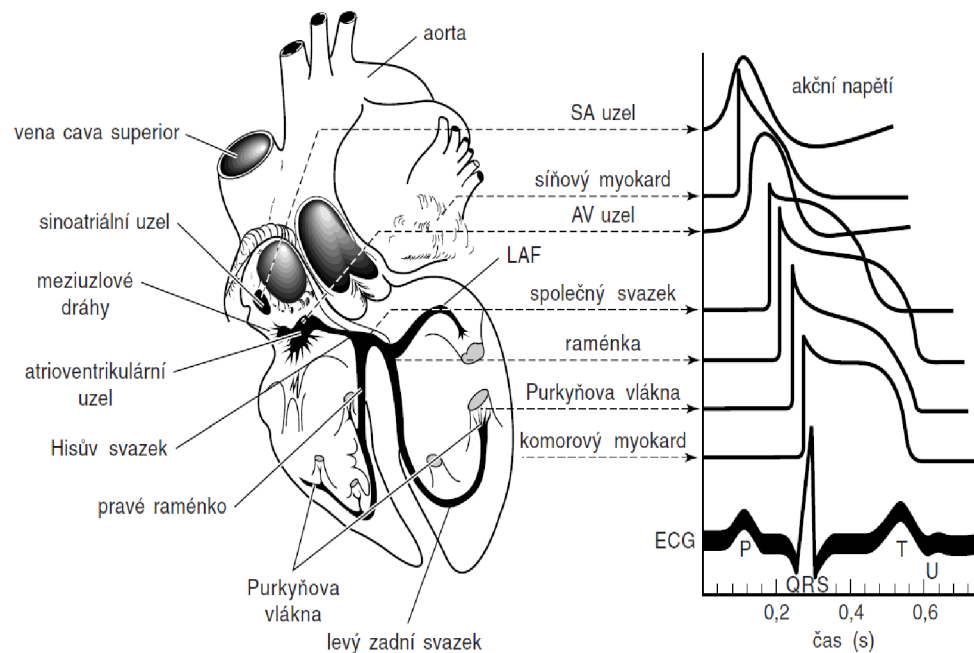
Velký krevní oběh, též tělní oběh, plní funkci vnitřního dýchání. Jedná se o výměnu plynů a živin mezi krví a okolní tkání. Levá komora vypuzuje krev do aorty. Odtud putuje krev do tepen, poté do malých tepének a nakonec do systému tenkostěnných kapilár. Kapiláry zajišťují výměnu tekutin a plynů mezi krví a okolní tkání. Žilním systémem se pak krev vrátí zpět k srdci. [4][6]

2.4 Převodní systém srdeční

U zdravého srdce za normálních podmínek dochází nejdříve ke stahu srdečních síní (síňová systola) a poté nastává stah komor (komorová systola). Následně dochází k ochabnutí všech čtyř oddílů (diastola). Pravidelné střídání systoly a diastoly zajišťuje převodní systém srdeční znázorněný na Obr. 2-2. Je zodpovědný za tvorbu a vedení elektrických vzruchů. Na tyto vzruchy odpovídá pracovní myokard kontrakcí. [7][8]

Elektrická aktivita srdce začíná v sinoatriálním uzlu (SA uzel). SA uzel spontánně generuje akční potenciály (pacemaker). Jednou ze základních vlastností převodního systému srdečního je autonomie (nezávislost), kdy jednotlivé kontrakce vznikají zcela nezávisle na CNS. Frekvence stahů však může být ovlivněna vegetativním nervovým systémem (parasymptikus činnost srdce zpomaluje, sympatikus zrychluje). [7][8]

Vzruch z SA uzlu postupuje do atrioventrikulárního uzlu (AV uzel). Před převodem ze síní na komory dochází ke zpomalení vzruchu. Na AV uzel navazuje Hisův svazek, za nímž se podráždění šíří pravým a levým Tawarovým raménkem. Následně postupuje do Purkyňových vláken a dostává se do buněk svaloviny komor. [7]



Obr. 2-2: Převodní systém srdeční a akční napětí na různých částech převodního systému [8]

2.5 Srdeční choroby

Jako kardiovaskulární onemocnění (KVO) jsou označována onemocnění srdce a cév. Přestože se v posledních letech zlepšila prevence těchto onemocnění a je jim věnována daleko větší pozornost, patří KVO stále k nejčastějším příčinám úmrtí. [2]

Jedním z úplně nejzávažnějších onemocnění je ischemická choroba srdeční (ICHS), kdy srdce není dostatečně zásobováno krví. V 90 % případů je ICHS způsobena nízkým přítokem krve koronárními tepnami, což může být spojeno s aterosklerózou, spazmem, trombózou aj. Srdce má nedostatek kyslíku i například v důsledku otravy oxidem uhelnatým nebo při některých plicních onemocněních. Na základě závažnosti tohoto onemocnění se ICHS dělí na anginu pectoris, infarkt myokardu, chronickou ischemickou chorobu a náhlou srdeční smrt navazující na zmíněná onemocnění. [9]

Porucha srdeční funkce může souviset také s různými srdečními vadami, které mohou být získané nebo vrozené. Často se jedná o vady chlopní. V některých případech je srdce postiženo zánětem srdečního svalu (myokarditida) nebo srdeční výstelky (endokarditida). [9]

Dalším patologickým jevem jsou arytmie. Projevují se především nepravidelnou tepovou frekvencí. Více k arytmiím v kapitole 3.2.

Choroby uvedené výše většinou souvisí s životním stylem jedince. Faktory zvyšující riziko výskytu srdečního onemocnění jako kouření, užívání alkoholu, obezita, zvýšený cholesterol v krvi, nedostatek pohybu, jsou faktory, které je možné ovlivnit. Věk, pohlaví nebo rodinnou anamnézu řadíme k faktorům neovlivnitelným, kdy se výskyt srdečních chorob zvyšuje s věkem. Obecně bývají častěji postiženi muži. [9]

3. TEP (PULZ)

Tep patří společně se srdečními ozvami k zevním projevům srdeční činnosti. Jde o tlakovou vlnu šířící se ze srdce do aorty a velkých tepen. Tepová vlna je hmatatelná na některých tepnách blízkých povrchu těla a je tedy součástí fyzikálního vyšetření srdce. Pružnost a průměr stěny cévy ovlivňuje rychlost šíření pulzové vlny, která roste směrem k periférii. S vyšším věkem jsou stěny tepen méně poddajné a pulzní vlna se šíří rychleji. [1][8]

3.1 Tepová frekvence

Tepová frekvence udává počet tepů za minutu. Často je pozorována na patientských monitorech, které se používají pro sledování životních funkcí pacienta v nemocnici či jiném zdravotním zařízení. [10]

V klidu by měla TF odpovídat 60-90 tepům za minutu. V případě, že klesne pod 60 tepů/minutu, mluvíme o tzv. bradyarytmii. Zpomalená srdeční frekvence se fyziologicky objevuje ve spánku a u sportovců. Pokud je TF vyšší než 90 tepů/minutu, jedná se o tachyarytmii, která je fyziologická například při fyzické námaze. Na tepu kromě frekvence hodnotíme kvalitu a pravidelnost. [11]

3.2 Arytmie

Každý stah srdce by měl vznikat v SA uzlu (sinusový rytmus). Za patologických podmínek mohou i jiné části převodního systému udávat srdeční rytmus. [8]

Nepravidelný tep (arytmie) se projevuje různě velkými vzdálenostmi mezi jednotlivými tepe. Arytmie lze z hlediska rychlosti činnosti srdce rozdělit na tachykardie a bradykardie. Jak již bylo řečeno v kapitole 3.1, tachyarytmie je zrychlení srdečního tepu nad 90 tepů/minutu. Bradyarytmie je naopak zpomalení srdeční činnosti pod 60 tepů/minutu. Arytmie se na základě místa vzniku dělí na komorové a síňové.

Pro extrasystoly je typická pravidelnost několika tepů, po kterých se jeden dostaví předčasně. Jsou situace, kdy se po několika pravidelných tepech naopak jeden nedostaví vůbec. V takovém případě mluvíme o tzv. částečné nepravidelnosti. Úplná nepravidelnost je charakterizována například fibrilací (kmitáním) síní, kdy dva po sobě následující tepe nejsou pravidelné. Při fibrilaci bývá zvýšená srdeční frekvence. U flutteru síní je frekvence stahů vyšší než 250 tepů/minutu, ale je pravidelná. [11][12]

3.3 Možnosti stanovení tepové frekvence

Jednou ze základních metod pro stanovení tepové frekvence je palpační metoda. Palpace je součástí fyzikálního vyšetření a využívá hmatu. Tep je hmatatelný na tepnách blízkých povrchu těla. Nejčastěji se nahmatává na a. radialis (tepně vřetenní). [10][11]

Informaci o tepové frekvenci je možné získat také poslechem pomocí tzv. fonokardiografie. K akustickým projevům činnosti srdce patří srdeční ozvy související s prouděním krve, otevíráním a uzavíráním chlopní. Při fonokardiografickém (FKG) snímání se užívají mikrofony, které jsou přikládány k hrudní stěně. Během jednoho srdečního cyklu vznikají čtyři hlavní srdeční ozvy. Zpravidla jsou slyšitelné pouze dvě. První ozva (systolická) je způsobena uzavřením atrio-ventrikulárních chlopní, trvá přibližně 0,15 s a kmitočet této ozvy se pohybuje v rozpětí 25-45 Hz. Druhá ozva (diastolická) je kratší, vzniká uzavřením poloměsíčné chlopně, její kmitočet odpovídá asi 50 Hz. Třetí ozva je téměř neslyšitelná. Při této ozvě dochází k rozkmitání svaloviny, které je spojeno s plněním komory po otevření atrio-ventrikulární chlopně. Čtvrtá ozva souvisí s rozkmitáním svaloviny při síňové systole. U některých jedinců jsou slyšitelné šelesty. Jedná se o zvukové fenomény způsobené turbulentním prouděním krve při různých patologických stavech. V některých případech mohou být fyziologické. [8][10][11]

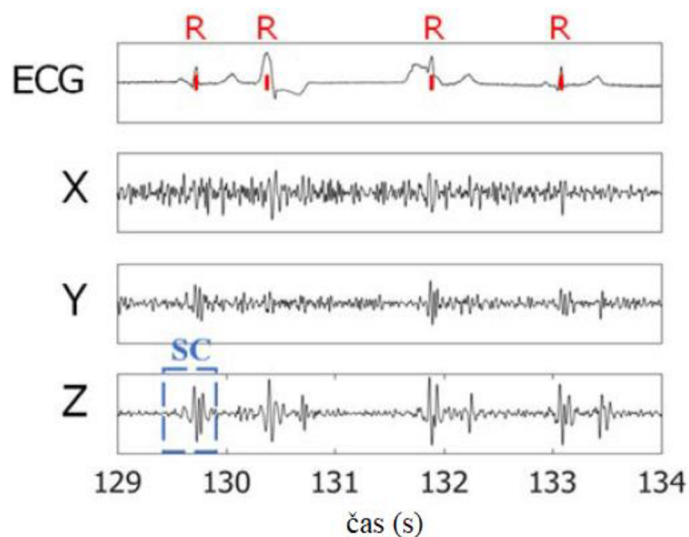
Jednou z úplně nejběžnějších metod používajících se pro vyšetření srdce je elektrokardiografie snímající elektrickou aktivitu srdce. Tepovou frekvenci lze získat z EKG signálu. Po řádném zpracování a filtraci signálu je hodnota TF určena z délky trvání RR intervalů. [10]

Fotopletysmografie je optická neinvazivní metoda měřící změny objemu krve. Slouží především k měření saturace kyslíkem, krevního tlaku, hodnocení autonomní funkce, srdečního výdeje nebo tepové frekvence. Velkým benefitem jsou nízké náklady a možnost jejího využití pro dálkové monitorování pacientů. Řada chytrých hodinek a jiných zařízení, která jsou v dnešní době poměrně dostupným trendem, měří hodnotu tepové frekvence nebo saturace kyslíkem právě na principu fotopletysmografie. [13]

Určení tepové frekvence z PPG signálu je blíže popsáno v dalších kapitolách této práce.

3.4 Možnosti stanovení tepové frekvence chytrým telefonem

Chytré telefony mají k dispozici různé senzory, které lze využít pro stanovení TF. Jednou z možností je užití akcelerometru. Ten se běžně používá pro určení pohybu například při detekci chůze. Akcelerometr je schopen také zachytit vibrace hrudního koše, které jsou způsobené srdeční aktivitou. Mobilní zařízení se upevní na hrud' měřené osoby a získává se záznam vibrací hrudníku. Metoda je označována jako seismokardiografie. Seismogram získaný z mobilního zařízení je tříosý (x, y, z). Jednotlivé signály jsou filtrovány a na Z složce je možné identifikovat systolický komplex. Nalezené peaky odpovídají R vlnám v EKG signálu, což lze vidět na Obr. 3-1. [14][15]



Obr. 3-1: Třiosý seismogram + EKG signál, peaky na ose Z odpovídají R vlnám v EKG [15]

Další možnou metodou je fonokardiografie, kdy se mikrofon chytrého telefonu přiloží k hrudi a zaznamenává srdeční ozvy. Signál je nejdříve filtrován, následně je vytvořena obálka signálu a detekují se peaky. V záznamu jsou slyšitelné dvě srdeční ozvy S1 a S2, přičemž S1 odpovídá R vlně v EKG. [16]

Pomocí fotoaparátu mobilního zařízení lze také stanovit TF. Metoda se nazývá fotopletysmografie a je základem této BP. PPG signál reflektuje průtok krve cévami. V této práci je PPG signál snímán přiložením ukazováčku na kameru chytrého telefonu tak, že současně dojde k překrytí LED diody vyzařující světlo. Videozáznam se následně načte do nějakého programového prostředí, kde se PPG signál získá jako průměr červené složky videa. Je nutné zmínit, že signál by měl být invertován, protože kamera smartphonu pracuje s odraženým světlem. Po předzpracování a filtraci následuje detekce peaků, které po synchronizaci odpovídají R vlnám v EKG. Z detekovaných peaků se stanoví TF. [17]

Metoda je velice citlivá na pohyb. Při pohybu prstu po objektivu nebo pohybu samotné měřené osoby je riziko vzniku pohybových artefaktů. Alternativou je nasnímat signál nekontaktně z obličeje měřené osoby. [18]

4. EKG

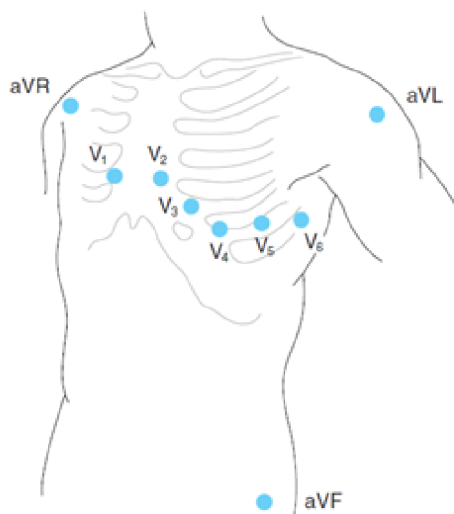
Elektrokardiografie snímá elektrickou aktivitu srdečního svalu. V klinické praxi slouží k diagnostice infarktu myokardu, arytmií i jiných srdečních poruch. Přístroj snímající elektrickou aktivitu srdce je nazýván elektrokardiograf. Jako elektrokardiogram se označuje grafický záznam zobrazující rozdíly potenciálů vytvořených elektrickou aktivitou srdce. [3][10]

4.1 Svody

Pro hodnocení EKG signálů se dnes běžně používá standardní 12ti svodový systém založený na měření potenciálů na různých místech končetin a hrudníku. Končetinové svody hledí na srdce ve frontální rovině, hrudní svody v horizontální rovině. [12]

Eithovenovy bipolární svody I-III zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi oběma elektrodami a vychází z tzv. Eithovenova trojúhelníku. Použity jsou také unipolární Goldbergovy svody, též augmentované (zesílené) svody, aVR, aVF a aVL. Dále je 12ti svodový systém tvořen šesti hrudními svody V1-V6, které jsou rovněž unipolární, jak je znázorněno na Obr. 4-1. [3]

Při měření je tedy celkem použito deseti elektrod. Tři elektrody jsou končetinové, šest je hrudních a poslední umístěná na pravé noze slouží jako nulová elektroda.



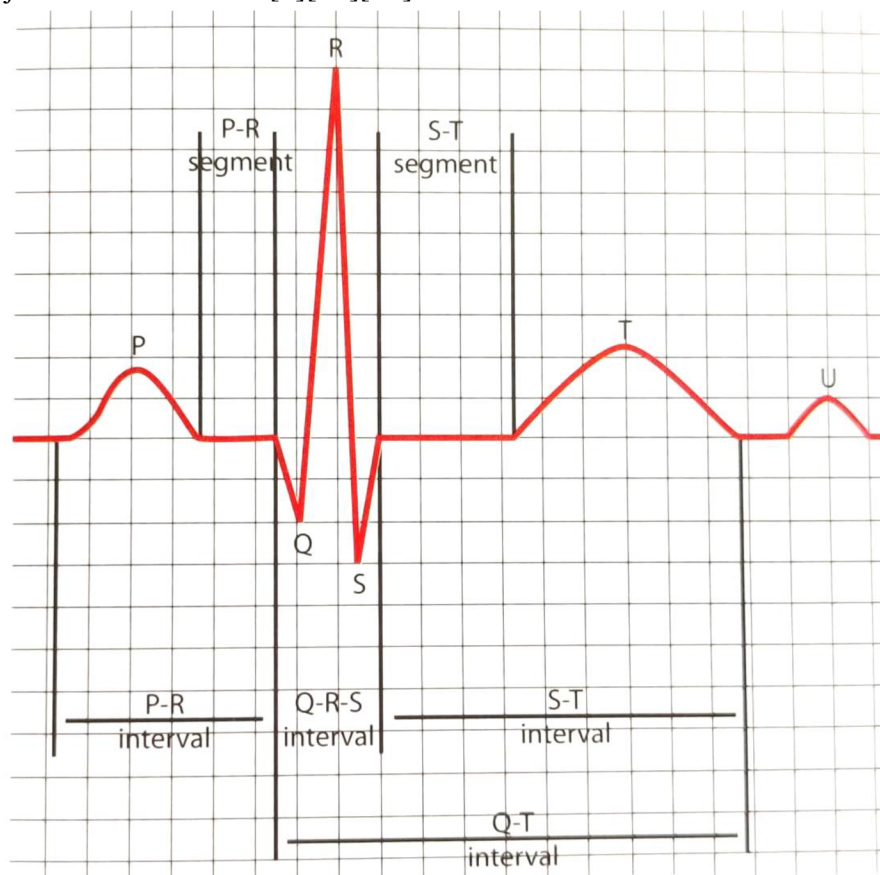
Obr. 4-1: Unipolární svody [8]

4.2 EKG křivka

EKG křivka (Obr. 4-2) je tvořena vlnou P odpovídající depolarizaci síní. Za vlnou P po úseku bez elektrické aktivity následuje QRS komplex, v němž se ztrácí repolarizace síní. QRS komplex odpovídá depolarizaci obou komor. Kmit Q je negativní, kmit R je kladný a kmit S je opět záporný. Vlna T souvisí s repolarizací komor. V některých

případech se ještě za vlnou T může objevovat vlna U, jejíž původ není znám. [3][7]

Na EKG se hodnotí řada různých parametrů. Sleduje se pravidelnost srdeční aktivity, zda je rytmus sinusový, srdeční frekvence, elektrická osa srdeční nebo morfologie signálu. V rámci hodnocení se měří PR (PQ) interval, který charakterizuje čas potřebný pro šíření vzruchu ze síní na komory a trvá 120-200 ms. Normální QRS komplex by měl trvat maximálně 120 ms. Dalším sledovaným intervalem je QT interval vyjadřující vzdálenost od počátku QRS komplexu po konec vlny T. Odpovídá době trvání depolarizace i repolarizace komor. Normální QT interval by neměl trvat déle než 420 ms. Mezi QRS komplexem a vlnou T se nachází ST úsek, který odpovídá fázi plató, a proto by měl být izoelektrický. Často se také určují vzdálenosti mezi jednotlivými R kmity, které udávají srdeční frekvenci. [3][12][19]



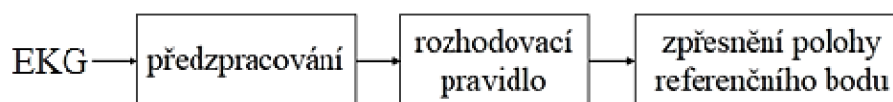
Obr. 4-2: Schéma EKG křivky [3]

4.3 Zpracování a analýza EKG

Frekvenční rozsah EKG signálů je přibližně od 0,01 Hz do asi 125 Hz. Vzorkovací frekvence se obvykle volí 250 až 500 Hz. Především je zvolena tak, aby byl splněn vzorkovací teorém a nedocházelo k aliasingu. Spektrum užitečného signálu se prolíná se spektry řady rušivých signálů, které je nutno potlačit. Zpravidla se jedná o síťový brum, což je téměř harmonické rušení na 50 Hz. Vlivem dýchání nebo pomalými pohyby může

být rušivým elementem drift, jehož spektrum sahá do 2 Hz. Svalovou činností pacienta vzniká šum (tzv. myopotenciály), který v případě klidového EKG zaujímá pásmo od 100 Hz. [7][10]

Základem každé analýzy EKG signálu je detekce QRS komplexů, respektive R vln. Jak bylo řečeno v kapitole 3.3, z délky trvání RR intervalů je možné určit hodnotu TF.



Obr. 4-3: Obecné schéma detektoru QRS komplexu [7]

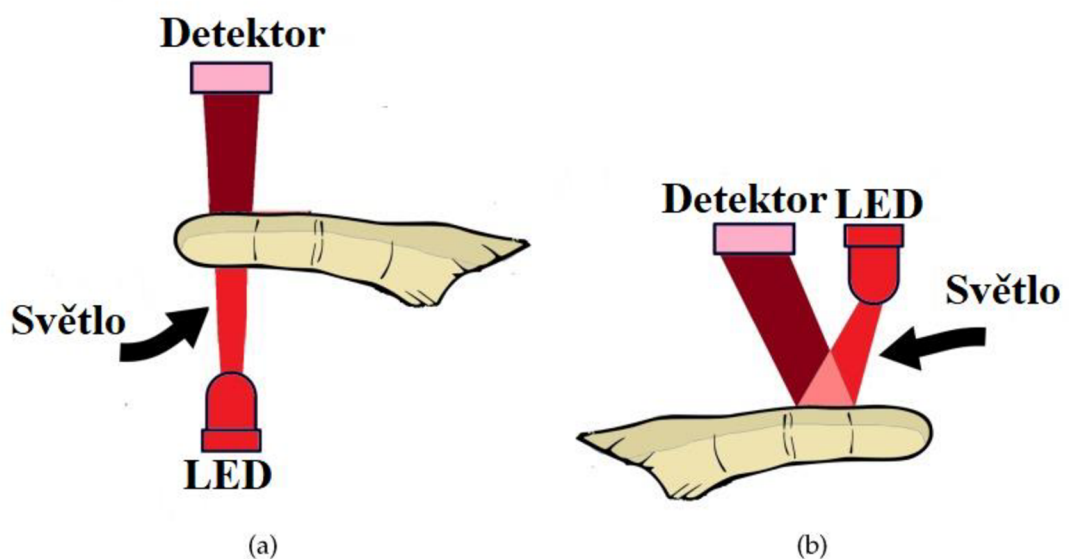
V rámci předzpracování jsou zvýrazněny QRS komplexy, potlačí se rušení a jiné vlny (P, T). Následuje rozhodovací pravidlo, které stanoví přibližné místo výskytu QRS komplexu (referenčního bodu). Posledním krokem bývá ve většině případů zpřesnění určení referenčního bodu. [7]

Většina energie QRS komplexu leží v pásmu 5-20 Hz, proto je ideálním filtrem používaným při předzpracování EKG signálu lineární pásmová propust. Její dolní mezní frekvence je zvolena tak, aby potlačila vlny P a T (kolem 11 Hz). Vliv myopotenciálů omezí horní mezní frekvence (přibližně 21 Hz.). Metod pro detekci QRS existuje hned několik: detekce založená na filtraci, umocnění a vyhlazení signálu, na přizpůsobené filtraci nebo detekce na základě odhadu (výpočtu) obálky filtrovaného signálu a mnoho dalších. [7]

5. PPG

Fotopletysmografie, též fotoelektrická pletysmografie, je optická metoda používaná k detekci změny objemu krve. Je neinvazivní, jednoduchá a levná. Protože PPG signál ve své podstatě reflektuje pohyb krve v cévách, využívá se k měření saturace kyslíkem, krevního tlaku, srdečního výdeje, tepové frekvence a u řady cévních vyšetření. Na principu fotopletysmografie také fungují různá smart zařízení, která jsou v dnešní době součástí každodenního života. PPG signál je většinou snímán na prstu ruky (pulzní oxymetrie, chytrý telefon), případně na nohou, čele nebo zápěstí (chytré hodinky). Všechny jmenované oblasti jsou dostatečně prokrvené a je snadné na nich provést měření. [13][20][21]

Princip získání PPG signálu spočívá ve využití světelného zdroje (LED diody), který osvětluje tkáň v dané oblasti. Fotodetektor následně snímá buď světlo prošlé (transmisní či průsvitový režim), kdy se snímaná oblast (prst) nachází mezi zdrojem světla a detektorem nebo snímá světlo odražené (reflexní režim). V rámci reflexního režimu jsou zdroj světla a fotodetektor umístěny vedle sebe. Schéma transmisního a reflexního režimu je na Obr. 5-1. Reflexní snímač je konstrukčně jednodušší. Jako zdroj světla se ve většině případů používají infračervené diody, u nichž je malý rozdíl v absorpci světla mezi neokysličenou a okysličenou krví. [13][10][17][20]



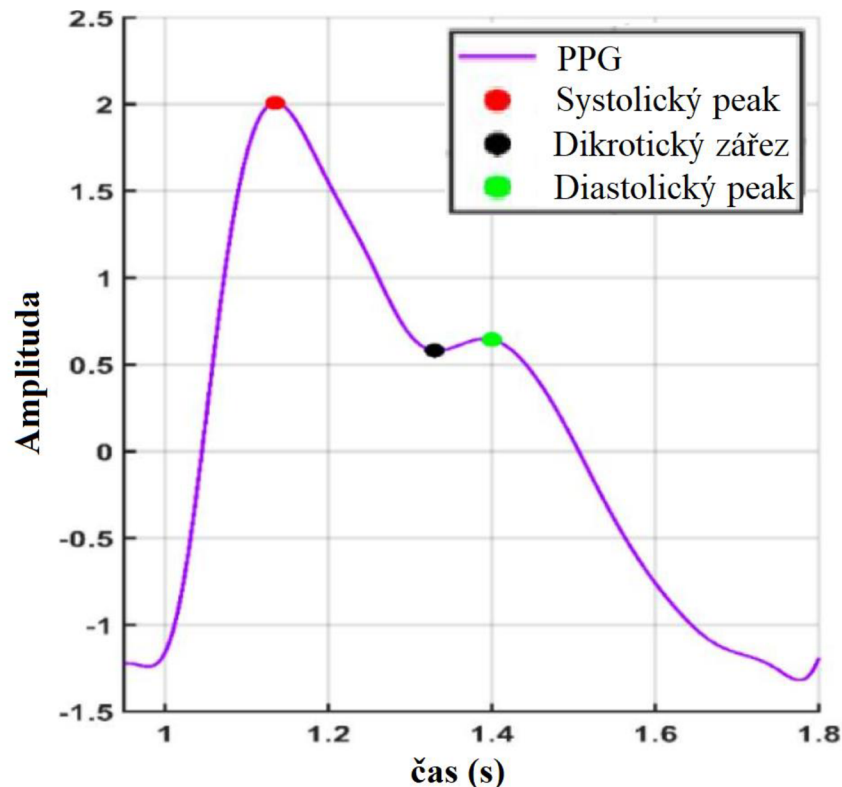
Obr. 5-1: Transmisní režim (a) a reflexní režim (b), upraveno z [20]

5.1 PPG křivka

PPG křivka zobrazená na Obr. 5-2 je tvořena AC (pulzující) složkou a DC (nepulzující) složkou. Pulzující komponenta je synchronizována se srdcem a mění se s každým tepem. Její základní frekvence se obvykle pohybuje kolem 1 Hz. Nepulzující komponenta obsahuje nízkofrekvenční složky měnící se velmi pomalu působením dýchání,

termoregulace a činností sympatiku. [13][17]

Pulzující složka PPG křivky je tvořena anakrotickou a katakrotickou fází. Anakrotická fáze je spjata se systolou a tvoří náběžnou hranu pulzu. Sestupná hrana pulzu odpovídá katakrotické fázi a souvisí s diastolou. Pro pulzující složku je typický dikrotický zářez, který se vyskytuje u lidí se zdravými tepny. Již před mnoha lety se PPG signály začaly používat pro hodnocení vaskulárních chorob, kdy například Hertzman a Dillon srovnávali PPG signály osob zdravých a trpících arteriopatií. [13][20]

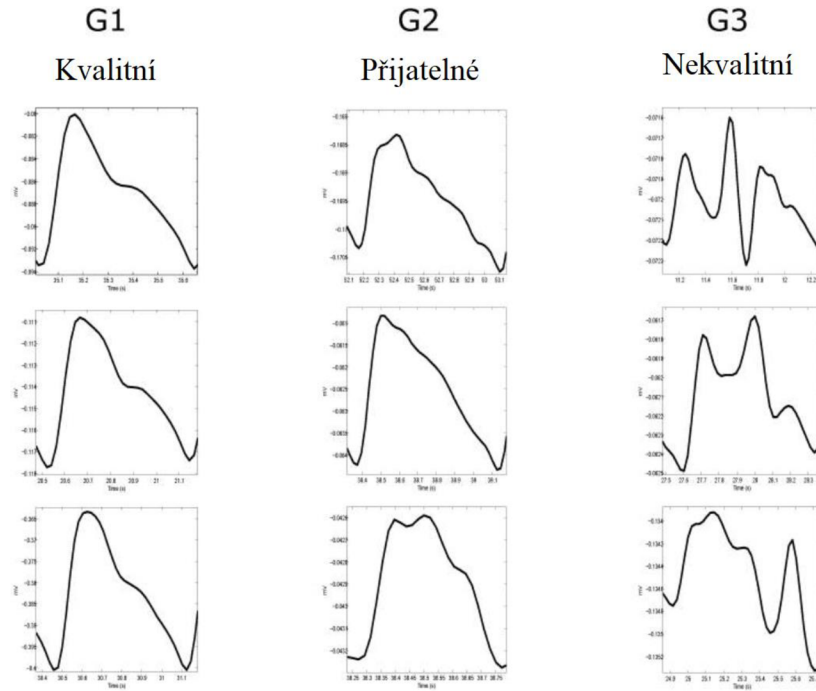


Obr. 5-2: PPG křivka, upraveno z [21]

5.2 Kvalita PPG signálu

Důležitým krokem ještě před samotným zpracováním PPG signálů bývá často zhodnocení jejich kvality. Pokud je signál vyhodnocen jako nekvalitní, je třeba jej vyřadit, aby se předešlo zkreslení výsledku analýzy.

Jedna z metod klasifikuje PPG signály do tří skupin, jak lze vidět na Obr. 5-3. První skupina (G1) je tvořena signály, u nichž jsou výrazné systolické a diastolické vlny. Signály jejichž systolické a diastolické vlny nejsou zcela výrazné, ale lze z nich stanovit TF, řadíme do skupiny přijatelných pro diagnózu (G2). Poslední skupinou (G3) jsou signály špatné kvality. Obsahují šum a je problematické určit systolickou a diastolickou vlnu i TF. [22]



Obr. 5-3: Klasifikace signálů do tří skupin [22]

Signály byly rozřazeny do jmenovaných tří skupin na základě osmi parametrů: prokrvení, šikmost, špičatost, entropie, rychlost změny znaménka signálu, poměr signálu k šumu, relativní výkon a shoda několika (dvou) algoritmů při detekci systolických vln. Elgendi [22] uvádí, že šikmost je nejlepším parametrem pro rozdělení PPG signálů do tří skupin kvality. [22]

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

$$P_{SQI} = [(y_{max} - y_{min})/|\bar{x}|] \times 100, \quad (5.1)$$

kde y je filtrovaný PPG signál a $|\bar{x}|$ je statistický průměr surového PPG signálu. [22]

Koeficient špičatosti: slouží k popisu distribuce dat kolem průměru. Špičatost bude u dat s velkým množstvím odlehlých hodnot nabývat nízké hodnoty. Data bez odlehlých hodnot budou více symetrická a koeficient špičatosti bude vyšší. Koeficient špičatosti je indikátorem odlehlých hodnot v PPG signálu, které mohou znamenat výskyt šumu a je popsán rovnicí:

$$K_{SQI} = 1/N \sum_{i=1}^N [x_i - \widehat{\mu}_x / \sigma]^4, \quad (5.2)$$

kde N je počet vzorků signálu, σ a $\widehat{\mu}_x$ jsou empirické odhady směrodatné odchylky a střední hodnoty z x_i . [23]

Shannonova entropie: udává míru, s jakou se rozdělení pravděpodobnosti odchyluje od rovnoměrného rozdělení. Shannonova entropie je definována vztahem: [22]

$$E_{SQI} = - \sum_{n=1}^N x[n]^2 \log_e(x[n]^2), \quad (5.3)$$

kde N je délka signálu a x je surový PPG signál. [22]

Poměr signálu k šumu: je vyjádřen jako poměr rozptylu signálu k rozptylu šumu. Popisuje jej rovnice:

$$N_{SQI} = \sigma_{signal}^2 / \sigma_{noise}^2, \quad (5.4)$$

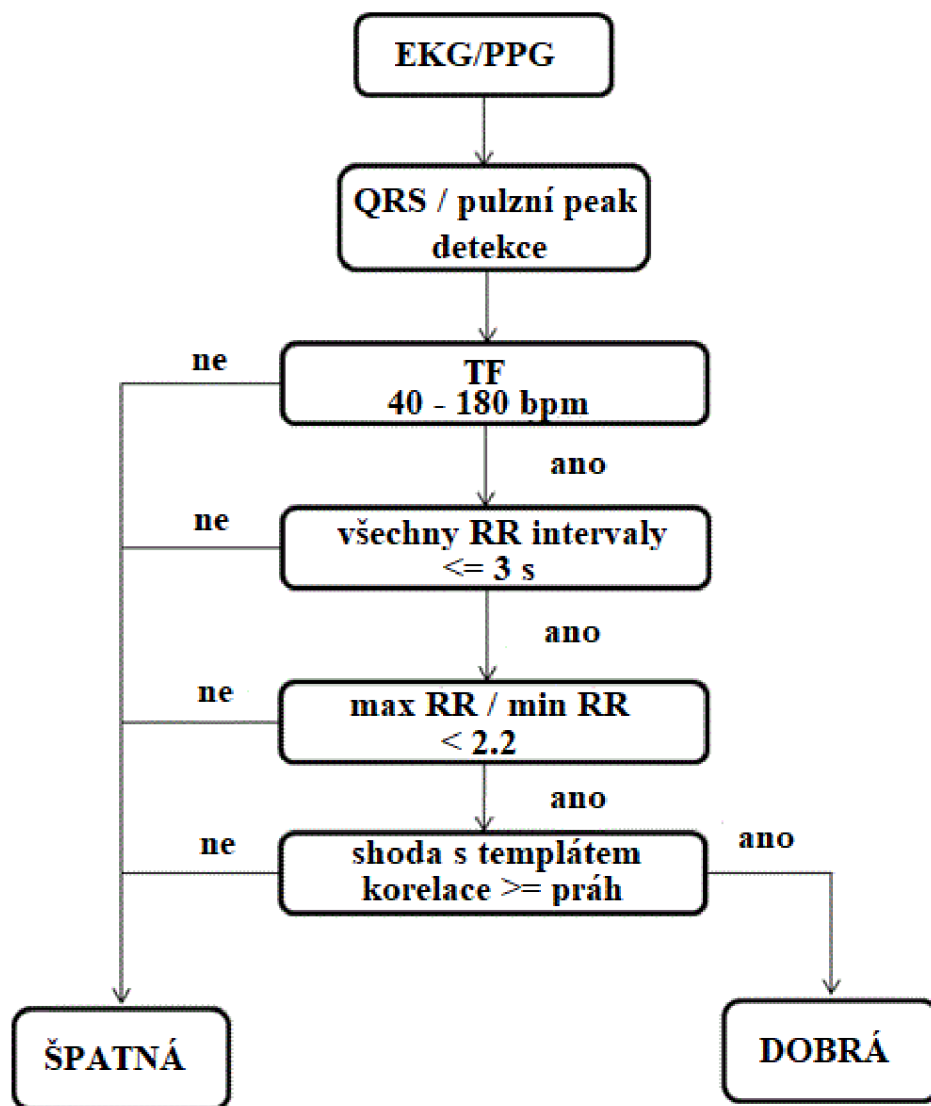
kde σ_{signal} je směrodatná odchylka absolutní hodnoty filtrovaného signálu PPG a σ_{noise} je směrodatná odchylka filtrovaného signálu. [22]

Pro získání optimálního parametru byla skupina G1 testována proti všem úrovním kvality (G1 proti G2, G1 proti G2 a G3, G1 proti G3). Separabilita mezi těmito podskupinami byla provedena na základě statistického nepárového Mann-Whitneyho testu. Následně byly všechny parametry testovány na několika klasifikátorech: Mahalanobisova vzdálenost, metoda podpůrných vektorů, lineární diskriminační analýza a kvadratická diskriminační analýza. Jako optimální parametr byl vybrán ten, který s vysokou přesností rozřadil signály do jmenovaných tří skupin pomocí všech čtyř klasifikátorů. Dle autorů se tedy jeví jako optimální parametr koeficient šikmosti. [22]

Další možná metoda stanovení kvality PPG signálu od Orphanidou [24] vychází z fyziologických parametrů a zahrnuje několik rozhodovacích pravidel. Metodě předchází detekce PPG peaků. Signály jsou klasifikovány pouze do dvou tříd (kvalitní/nekvalitní). Vývojový diagram je znázorněn na Obr. 5-4. Aby byl signál klasifikován jako kvalitní, musí být splněny následující podmínky:

1. TF stanovená z 10ti sekundového záznamu musí být v rozmezí 40–180 tepů/minutu.
2. Časový úsek mezi sousedními PPG peaky nesmí být delší než 3 sekundy. Nepřipouští se vynechání více než jednoho peaku.
3. Poměr maximální vzdálenosti mezi dvěma PPG peaky a minimální vzdálenosti mezi sousedními PPG peaky by měl být menší než 2,2.

Pokud některá z podmínek není dodržena, signál je přiřazen do třídy nekvalitních. Jestliže jsou podmínky splněny, následuje korelace segmentů signálu s předem stanoveným vzorem. Nízký korelační koeficient je charakteristický pro signály špatné kvality. [24]



Obr. 5-4: Vývojový diagram algoritmu pro stanovení kvality PPG, upraveno z [24]

Existuje řada dalších morfologických parametrů, na základě kterých můžeme stanovit kvalitu PPG: délka systoly, délka diastoly, délka RR intervalů, počet diastolických peaků, amplituda pulzní vlny aj. Při užití těchto příznaků je nutné nejdříve určit peaky PPG signálu. [23]

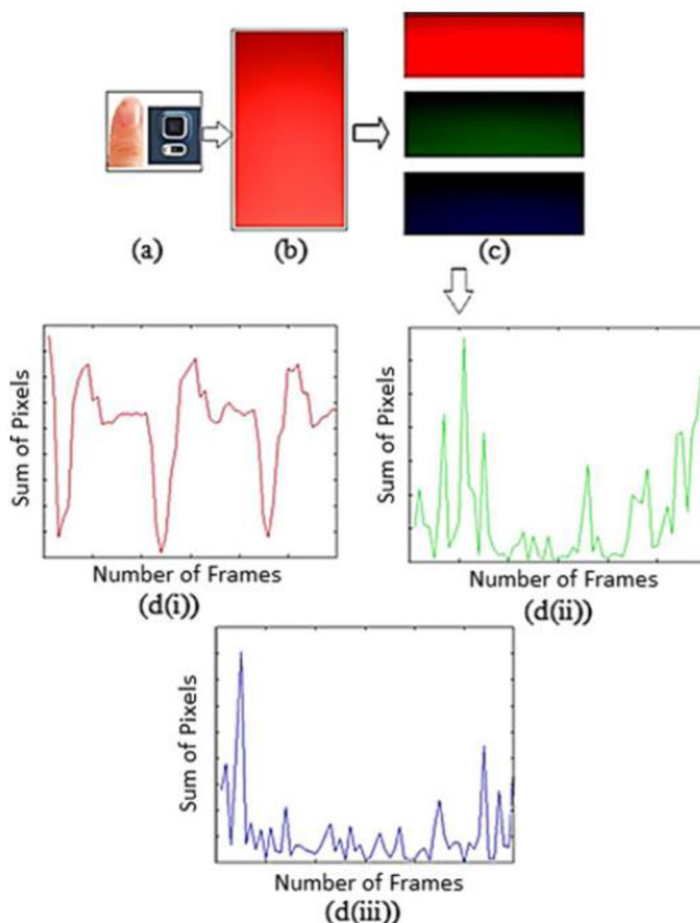
5.3 Stanovení TF z PPG signálu

Autoři jedné z možných metod pro stanovení TF [17] extrahují z videozáznamu tři složky – červenou, zelenou a modrou. Následně si pro každý snímek a kanál stanoví prahovou hodnotu dle vzorce (5.5). Pro každý snímek je spočítána suma pixelů, jejichž intenzita jasu je vyšší než daná prahová hodnota. [17]

$$Práh = 0,99 \times (I_{max} - I_{min}) \quad (5.5)$$

Dle článku se jeví červený kanál jako nejlepší, což můžeme vidět i na Obr. 5-5. Počet snímků na jeden srdeční cyklus je dán rozdílem po sobě jdoucích minim, proto jsou detekována minima. Tepovou frekvenci lze zjistit dosazením do vzorce (5.6). [17]

$$HR = \frac{\text{snímková frekvence}}{\text{počet snímků na 1 srdeční cyklus}} \times 60, \quad (5.6)$$

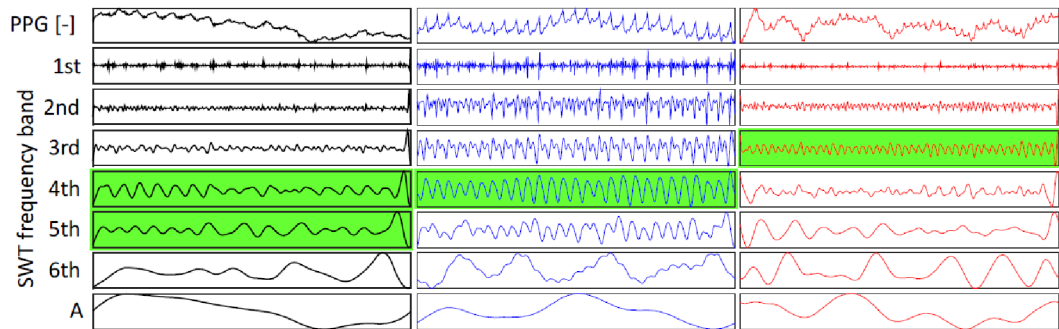


Obr. 5-5: Výběr nejlepšího kanálu [17]

Dalším přístupem je využití vlnkové transformace. Videozáznam byl opět rozdělen na jednotlivé snímky a pro každý snímek byla extrahována červená, zelená a modrá složka. Pro odhad TF byla použita stacionární vlnková transformace (SWT). Pro fyziologické TF, tedy v rozmezí 55-111 tepů/minutu bylo po rozkladu vlnkovou transformací použito 4. frekvenční pásmo. Pro nižší nebo vyšší TF by se měla volit pásma jiná (Obr. 5-6). V daném pásmu byly detekovány peaky a z nich vypočítaná hodnota TF dvěma způsoby. První vzorec (5.7) vychází z počtu peaků, kde NP je počet peaků, N je počet vzorků daného frekvenčního pásma a FR je vzorkovací frekvence. Druhý (5.8) počítá se vzdálenostmi mezi sousedními peaky, kde \overline{PP} je průměrná vzdálenost sousedních peaků. [25]

$$HR_1 = \frac{NP \times FR}{N} \times 60 \quad (5.7)$$

$$HR_2 = \frac{FR}{PP} \times 60 \quad (5.8)$$



Obr. 5-6: Zelené PPG a frekvenční pásma pro nižší TF (zleva), fyziologickou TF a vyšší TF (vpravo) [25]

6. SNÍMÁNÍ DAT

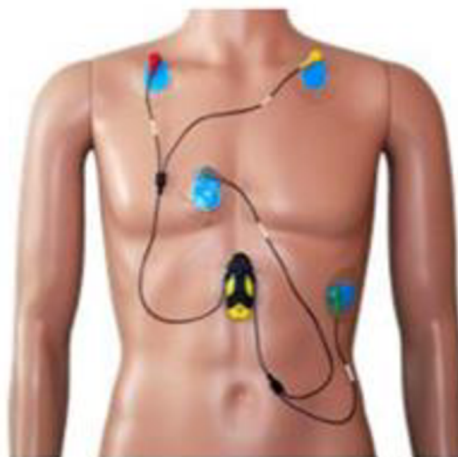
Pro účely bakalářské práce byla vytvořena databáze obsahující 48 referenčních EKG signálů a 48 PPG signálů. Měření dobrovolně podstoupilo 12 subjektů. Věk měřených osob je v rozmezí 21-61 let. Zastoupení obou pohlaví je rovnoměrné. U každé osoby byla kromě věku zaznamenána i váha.

6.1 Informovaný souhlas

Měření potřebná k vytvoření databáze zahrnují lidské účastníky. Z tohoto důvodu musela každá měřená osoba podepsat informovaný souhlas poté, co byla seznámena s průběhem měření a případnými riziky. Zisk biosignálů v rámci této BP je součástí výzkumného projektu (Snímání a zpracování signálů za účelem monitorování zdravotního stavu a aktivity člověka), který byl schválen Etickou komisí UBMI Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií Vysokého učení technického v Brně pod č. j. EK 05/2018.

6.2 Snímání EKG

Referenční signál byl získán třísvodovým EKG záznamníkem Bittium Faros 360, který byl nastaven na snímání pouze jednoho svodu. Vzorkovací frekvence záznamníku byla nastavena na 1000 Hz. Před nasnímáním záznamů z hrudi, byla kůže očištěna a odmaštěna. Následně na předem definované oblasti na hrudníku, které jsou znázorněné na Obr. 6-1., byly nalepeny elektrody. EKG signály byly staženy z Farosu a načteny do prostředí Matlab, kde byly převedeny z .edf pomocí příkazu *edfread* do .dat.

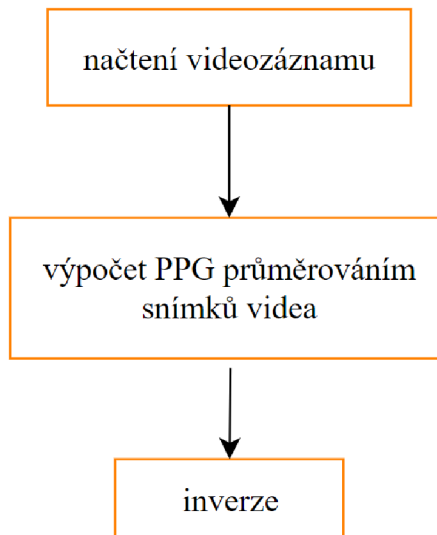


Obr. 6-1: Doporučené rozmístění elektrod [26]

6.3 Snímání PPG

Současně s referencí se snímal PPG signál z chytrého telefonu značky Xiaomi MI9. Subjekt přiložil ukazováček na fotoaparát umístěný na zadní straně mobilního zařízení tak, aby překrýval objektiv a LED svítidlo. Při snímání je LED dioda v provozu a vyzařuje světlo. Rozlišení videa bylo nastaveno na 720 x 1280 px a snímkovací frekvence na 30 Hz.

Videozáznam byl načten použitím příkazu *VideoReader* v prostředí Matlab. Dále byla získána snímkovací frekvence pro ověření, zda skutečně odpovídá nastavené hodnotě. Z videa byl extrahován průměr červené složky, který sloužil jako surový PPG signál. Jelikož fotoaparát pracuje se světlem odraženým, surový signál byl invertován. Postup ilustruje Obr. 6-2.

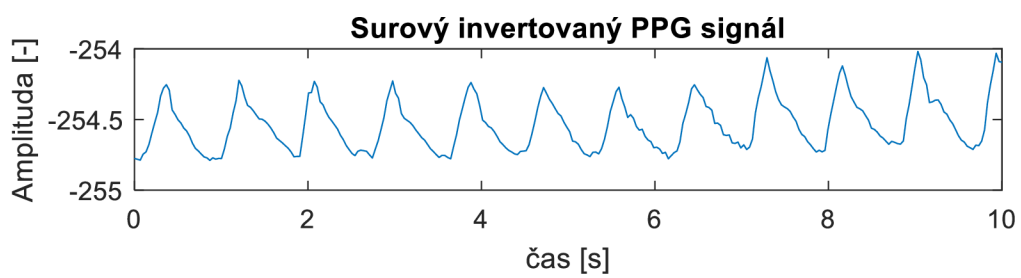


Obr. 6-2: Schéma získání invertovaného PPG signálu z videozáznamu

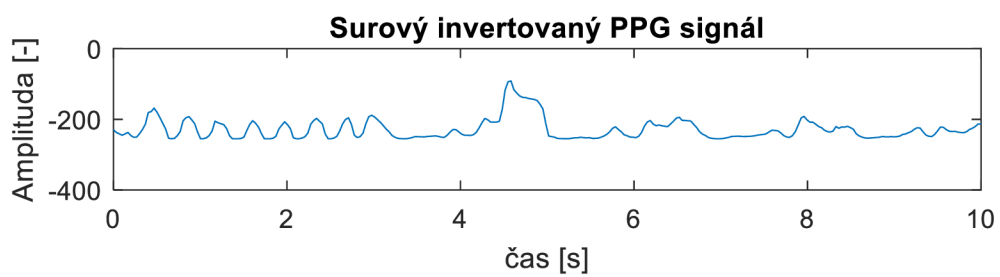
6.4 Postup měření

Celkem proběhla 4 měření u každé osoby. Ze všech třicetisekundových záznamů bylo vybráno 10 sekund. Subjekt u prvních tří měření seděl a byl v klidu. Fotopletysmografie je metoda citlivá na vznik pohybových artefaktů. Z toho důvodu byl každý subjekt požádán, aby v průběhu snímání nepohyboval prstem po fotoaparátu nebo na něj nevyvíjel přílišný tlak, čímž by mohlo dojít ke zhoršení kvality signálů. Pro možnost navržení algoritmu, který hodnotí kvalitu PPG signálu, bylo potřeba získat také signály nekvalitní. Nasnímání nekvalitního signálu bylo věnováno čtvrté měření, kdy subjekt záměrně pohyboval ukazováčkem po čočce fotoaparátu a současně vykonával chůzi.

Ukázka kvalitního signálu měřeného v klidu je na Obr. 6-3. Nekvalitní signál s pohybovými artefakty znázorňuje Obr. 6-4.



Obr. 6-3: Ukázka kvalitního signálu č.6

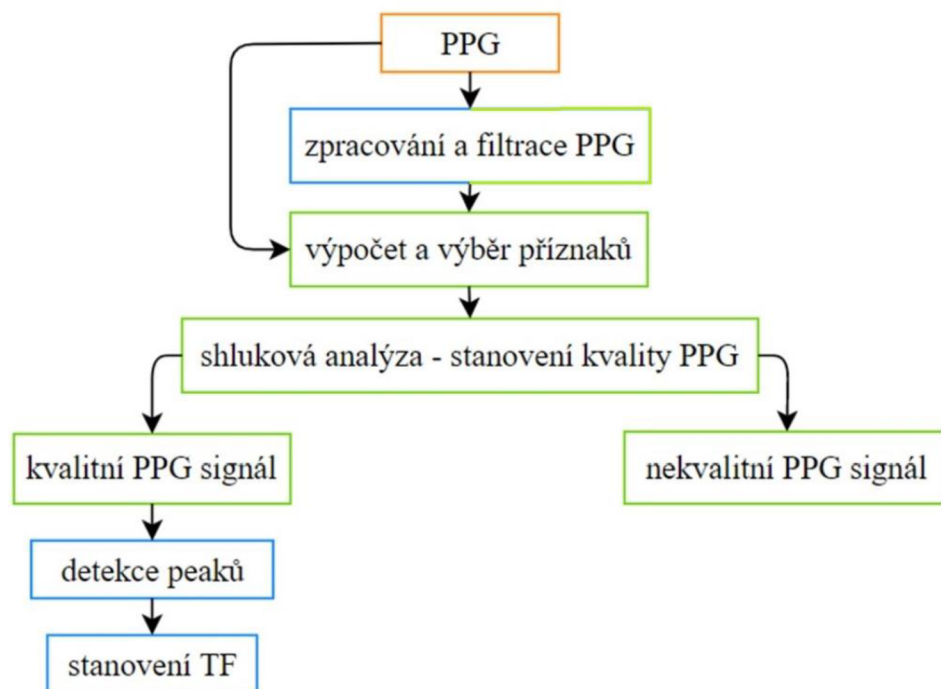


Obr. 6-4: Ukázka nekvalitního signálu č.4

7. STANOVENÍ KVALITY PPG A TEPOVÉ FREKVENCE

Nasnímané signály byly v Matlabu ručně synchronizovány a zkráceny na 10 sekund. Pro jednodušší práci s daty v praktické části byly všechny desetisekundové signály převedeny do nově vytvořené matice záznamů. Řádky odpovídají jednotlivým subjektům. Sloupce pak představují invertovaný PPG signál, jeho vzorkovací frekvenci, referenční signál a jeho vzorkovací frekvenci, informaci o věku, váze a pohlaví subjektů, přesně v tomto pořadí. Ve všech dalších kapitolách této práce se již vychází pouze z matice záznamů.

Na Obr. 7-1 je znázorněno celkové blokové schéma pro určení kvality PPG signálu i stanovení TF, které je tvořeno třemi barevně odlišnými částmi. Oranžový blok odpovídá získání signálu z videozáznamu a je podrobněji popsán blokovým schématem, které zobrazuje Obr. 6-2. Zelený blok zahrnuje metodu použitou pro stanovení kvality PPG signálu. Blíže je znázorněn na Obr. 7-5. Modrý blok odpovídá zpracování signálu a následnému určení TF, podrobně opět znázorněn blokovým schématem na Obr. 7-9.



Obr. 7-1: Celkové blokové schéma zahrnující získání PPG signálu, stanovení jeho kvality i určení TF

7.1 Anotace PPG

Aby bylo možné vyhodnotit úspěšnost navržených algoritmů, byly vytvořeny anotace pěti anotátory. Nejdříve byla stanovena referenční tepová frekvence z EKG signálu. Referenční TF ani EKG signál nebyli anotátorům k dispozici, jelikož by mohla ovlivnit výsledky anotace.

Anotátorům byl poskytnut originální PPG signál, jeho rozklad pomocí vlnkové transformace a z něj automaticky odhadnutá TF v několika frekvenčních pásmech, pravítko pro změření vzdálenosti peaků v originálním signálu a spektrum signálu získané FFT. Každý anotátor měl možnost využít jmenovaných nástrojů, ale mohl stanovit TF i bez zmíněných nástrojů. Stanovená TF od každého anotátora byla následně porovnána s referencí. Přesnost detekované srdeční frekvence musí být $\pm 10\%$ nebo $\pm 5 \text{ min}^{-1}$ (větší z těchto hodnot) [27]. V případě, že TF určená alespoň třemi z pěti anotátorů se lišila o méně než 10 % TF referenční, byl signál označen jako kvalitní a spočítala se mediánová TF jen z těchto anotátorů. Výsledky anotací pro všechny signály z databáze jsou zapsány v Tab. 7-1. Celá oannotovaná databáze byla nahrána na Physionet.

Tab. 7-1: Výsledek anotace

číslo signálu	Kvalita PPG	TF PPG [tepů/min]	TF EKG [tepů/min]	číslo signálu	Kvalita PPG	TF PPG [tepů/min]	TF EKG [tepů/min]
1	1	84	83	25	1	63	63
2	1	84	85	26	1	68	67
3	1	84	81	27	1	67	65
4	0	0	85	28	0	0	62
5	1	67	67	29	1	75	75
6	1	70	69	30	1	105	104
7	1	71	71	31	1	108	106
8	0	0	67	32	0	0	117
9	1	68	68	33	1	72	73
10	1	66	66	34	1	76	76
11	1	67	67	35	1	75	75
12	1	67	66	36	0	0	75
13	1	80	86	37	1	83	82
14	1	90	91	38	1	84	84
15	1	100	100	39	1	78	78
16	0	0	101	40	0	0	85
17	1	110	108	41	1	96	96
18	1	120	122	42	1	96	98
19	1	116	115	43	1	97	96
20	0	0	117	44	0	0	96
21	1	82	86	45	1	96	100
22	1	93	91	46	1	95	95
23	1	82	81	47	0	0	102
24	0	0	100	48	0	0	102

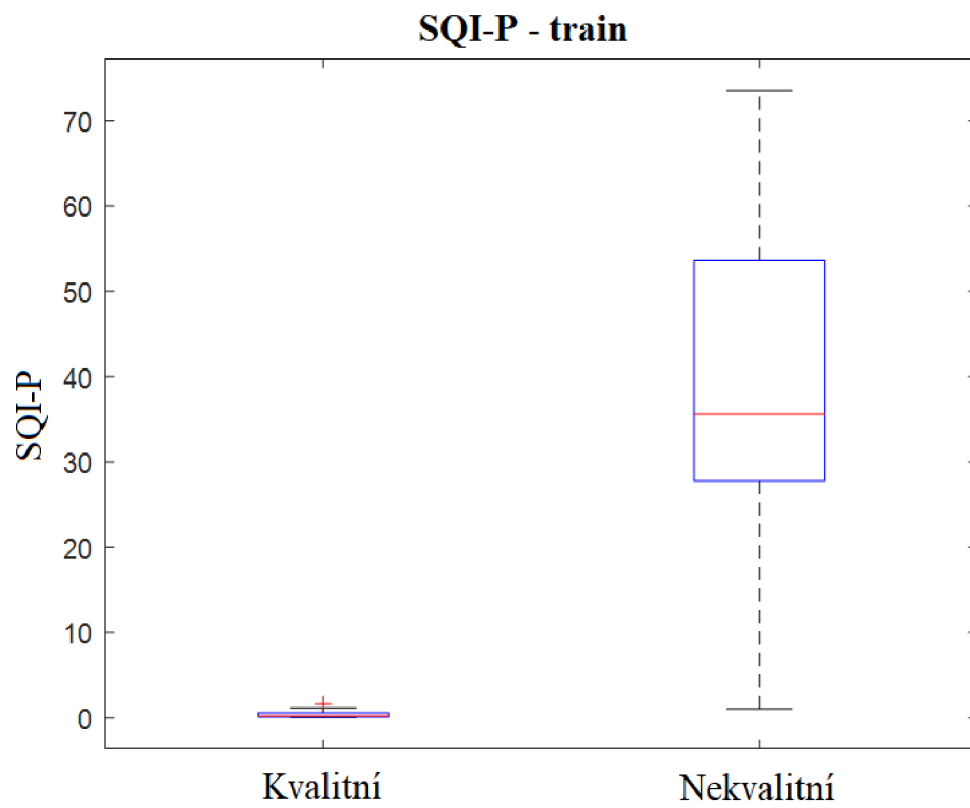
7.2 Algoritmus stanovení kvality PPG signálu

Databáze všech signálů byla náhodně rozdělena na trénovací a testovací. Trénovací sada obsahuje 40 signálů, 30 kvalitních a 10 nekvalitních dle anotace. Zbývajících 8 signálů, 6 kvalitních a 2 nekvalitní, je použito k testování. Pro stanovení kvality byly vybrány tři příznaky: perfuze, SNR a Shannonova entropie.

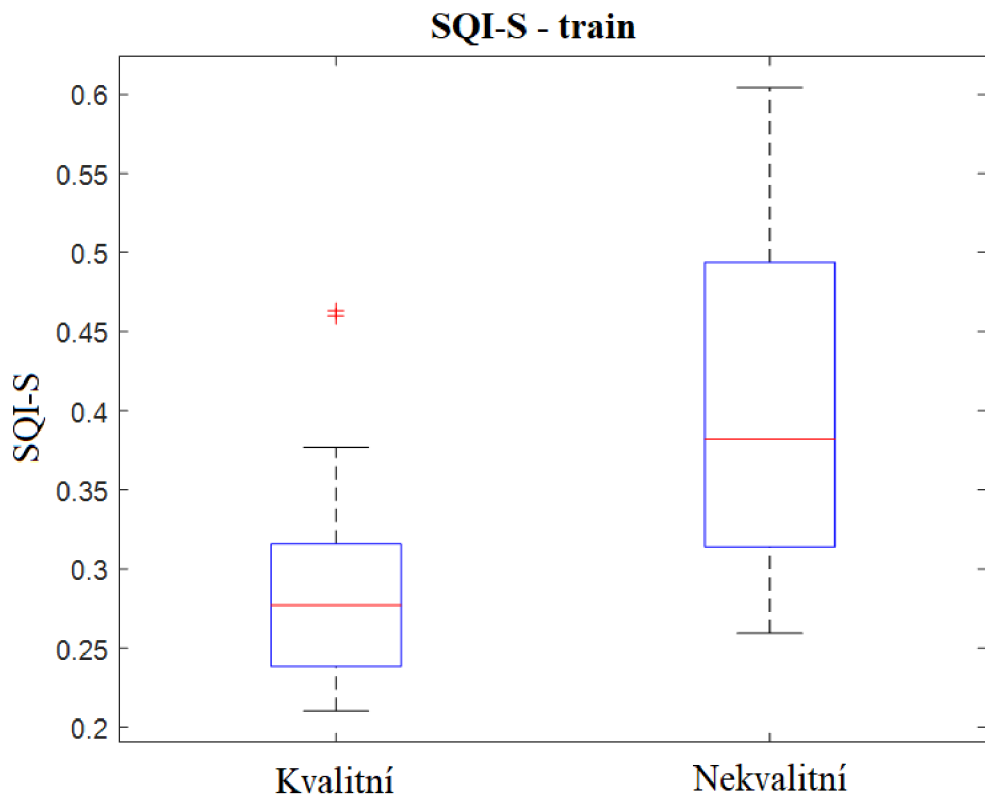
Hodnoty příznaků byly získány dosazením do rovnic (5.1), (5.3), (5.4). Z rovnic pro perfuzi (5.1) a poměru signálu k šumu (5.4) je patrné, že pro jejich výpočet potřebujeme znát surový i filtrovaný signál. Filtrace signálu je podrobně popsána v kapitole 7.3. Důležité je zmínit, že v rámci této práce se jedná o jistou modifikaci zmíněných rovnic, jelikož filtrovaný signál je již normalizovaný. Z tohoto důvodu budou hodnoty zmíněných příznaků normalizovány a nebudou odpovídat standardním hodnotám. V dalších částech práce budou pro tyto příznaky používány jiné názvy: SQI-P (perfuze), SQI-S (poměr signálu k šumu) a SQI-E (Shannonova entropie), aby nedošlo k záměně se standardními hodnotami, tudíž k nesprávné interpretaci.

Pro výše zmíněné příznaky byly vytvořeny krabicové grafy, které slouží především k vizualizaci rozložení hodnot daného příznaku. Použití krabicového diagramu umožňuje získat informaci nejen o maximální a minimální hodnotě v souboru dat, ale také o mediánu, horním a dolním kvartilu. Hornímu a dolnímu kvartilu odpovídá horní a dolní strana obdélníku, krabice. Vodorovná červená čára charakterizuje medián souboru dat. Svislé úsečky (dolní a horní fous) odpovídají hodnotám, které jsou od kvartilů vzdálené nejvýše o 1,5-násobek výšky krabice. [28]

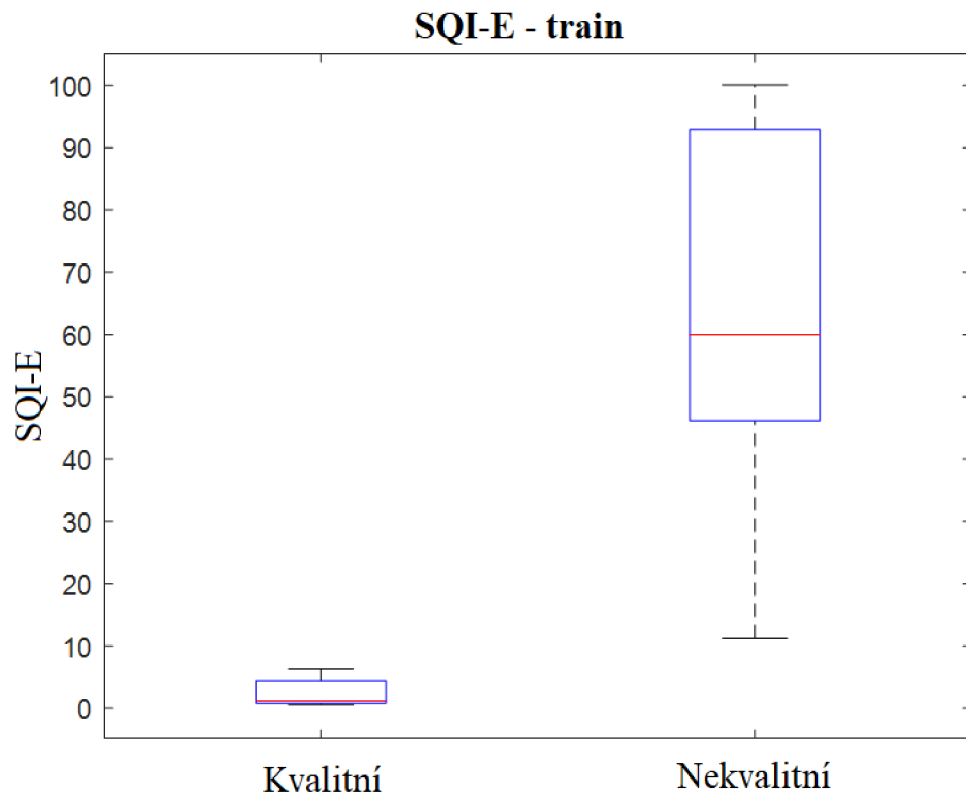
Nejdříve byly vytvořeny dva krabicové grafy pro trénovací sadu signálů (Obr. 7-2, Obr. 7-3 a Obr. 7-4), které znázorňují podobnost mezi hodnotami příznaku u kvalitních a nekvalitních signálů, přičemž se vychází ze znalosti anotací. V případě, že jsou hodnoty daného příznaku u kvalitních signálů podobné hodnotám nekvalitních signálů, nemá smysl dále takový příznak používat pro klasifikaci. Například u SQI-S můžeme vidět, že se hodnoty pro kvalitní a nekvalitní signály mírně překrývají a dále jsou viditelné dvě odlehle hodnoty u skupiny kvalitních signálů (Obr. 7-3). Z toho důvodu byl tento příznak vyřazen. Dále bylo provedeno ověření na testovací sadě dat.



Obr. 7-2: Krabicové grafy SQI-P



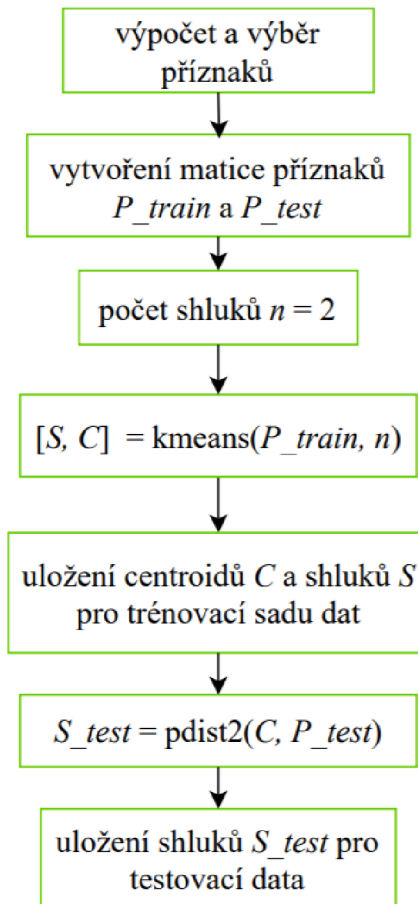
Obr. 7-3: Krabicové grafy SQI-S



Obr. 7-4: Krabicové grafy SQI-E

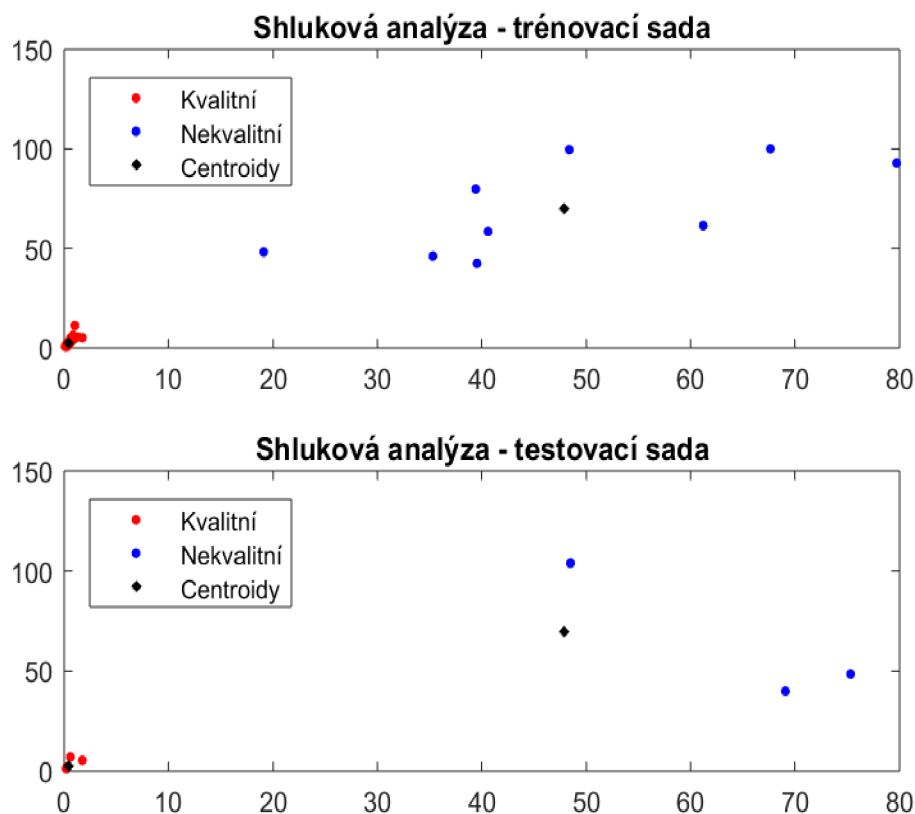
Pro trénovací i testovací sadu byla vytvořena matice příznaků, která je tvořená hodnotami SQI-P a SQI-E.

Rozřazení dat do dvou skupin (kvalitní/nekvalitní) bylo provedeno nehierarchickou metodou zvanou k-means. Algoritmus k-means shlukuje data do předem definovaného počtu shluků na základě podobnosti, resp. rozdílnosti. Každý shluk je reprezentován svým středem (centroidem). Podobnost je definována vzdáleností mezi objektem a centroidem. Nejdříve se tedy v prostoru náhodně vygenerují souřadnice pro centroidy, jejichž počet odpovídá počtu předem nastavených shluků. Následně je vypočítána vzdálenost mezi každým objektem a centroidem. Objekt je přiřazen do shluku, jehož centroid je mu nejbližší. Poté jsou přepočítány souřadnice centroidů a celý proces se opakuje. Končí v případě, že již nedochází ke změnám ve shlucích. Blokované schéma rozřazení signálů do dvou skupin znázorňuje Obr. 7-5. [29]



Obr. 7-5: Blokové schéma pro rozřazení signálů do dvou skupin

Shlukování bylo „naučeno“ na trénovací sadě dat, kdy dva vzniklé shluky odpovídají kvalitním a nekvalitním signálům. Testovací sada dat sloužila k ověření funkčnosti metody na nezávislých datech, přičemž bylo využito příkazu *pdist2*, jehož vstupem je matice příznaků testovacích dat a souřadnice centroidů z trénovací sady. Rozřazení signálů do shluků na trénovací i testovací sadě dat ilustruje Obr. 7-6. [29]



Obr. 7-6: Výsledky shlukovací analýzy

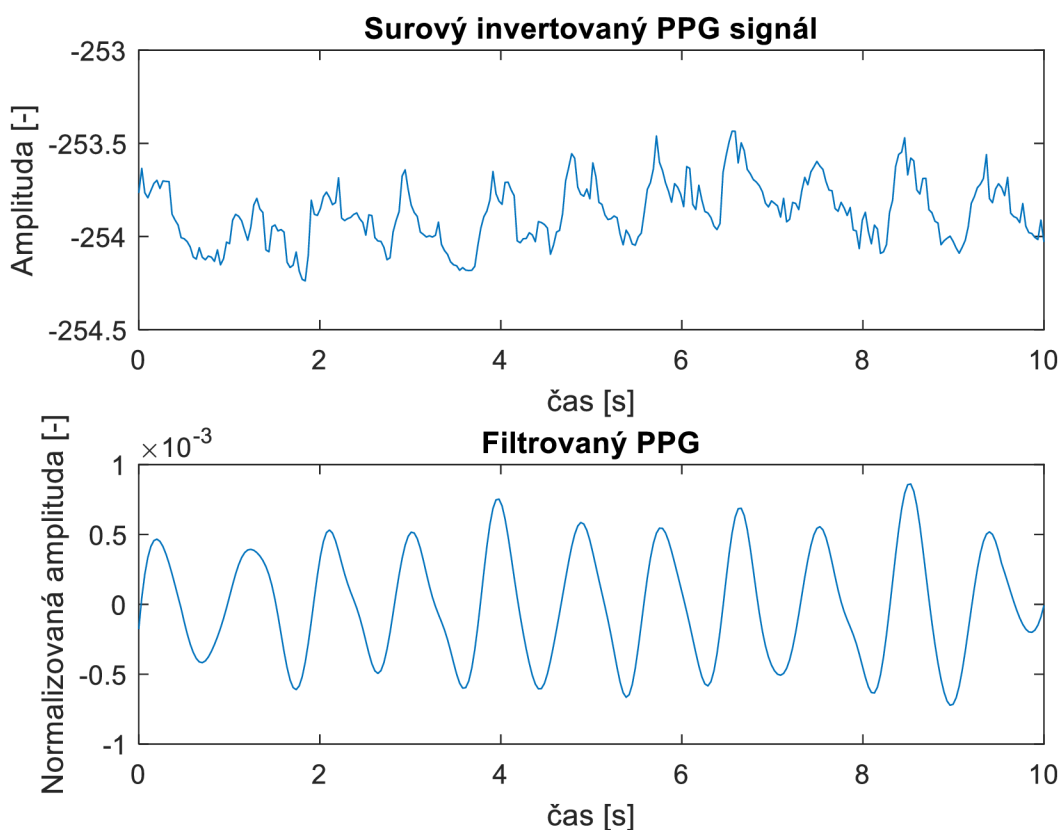
7.3 Algoritmus stanovení TF

Jak již bylo několikrát zmíněno, všechny PPG signály v databázi jsou invertované. Následně byly normalizovány a filtrovány dle [30]. Normalizace byla provedena tak, že každý bod invertovaného signálu byl vydělený maximem z celého invertovaného PPG.

Šum byl zredukován použitím Butterworthovy pásmové propusti druhého řádu v rozsahu 48 tepů/minutu až maximální tepová frekvence jednotlivých subjektů. Za účelem vyhlazení signálu se použil Savitzky-Golay FIR filtr čtvrtého řádu. Ukázka filtrovaného PPG signálu je na Obr. 7-7. Výpočet maximální tepové frekvence (MTF) pro muže a pro ženy lze získat dosazením do vzorců (7.1) a (7.2). [31]

$$MTF_{muži} = 214 - 0,5 \times věk - 0,11 \times váha \quad (7.1)$$

$$MTF_{ženy} = 210 - 0,5 \times věk - 0,11 \times váha \quad (7.2)$$

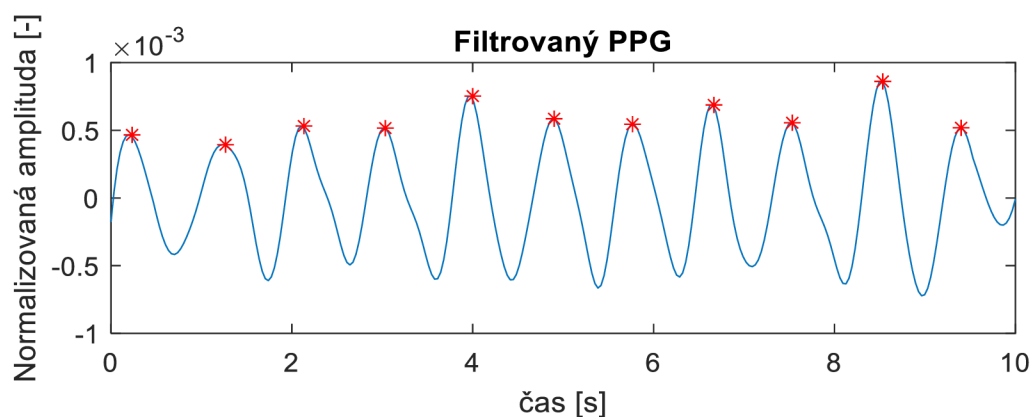


Obr. 7-7: Ukázka surového invertovaného signálu č. 10 po normalizaci a filtraci

S využitím funkce *findpeaks* byly nalezeny peaky PPG signálu (Obr. 7-8). V rámci této funkce byla nastavená minimální vzdálenost mezi peaky podle vzorce (7.3):

$$\text{minimální_vzdálenost} = (fvz \times 60) / MTF, \quad (7.3)$$

kde *fvz* je vzorkovací frekvence a *MTF* je maximální tepová frekvence.

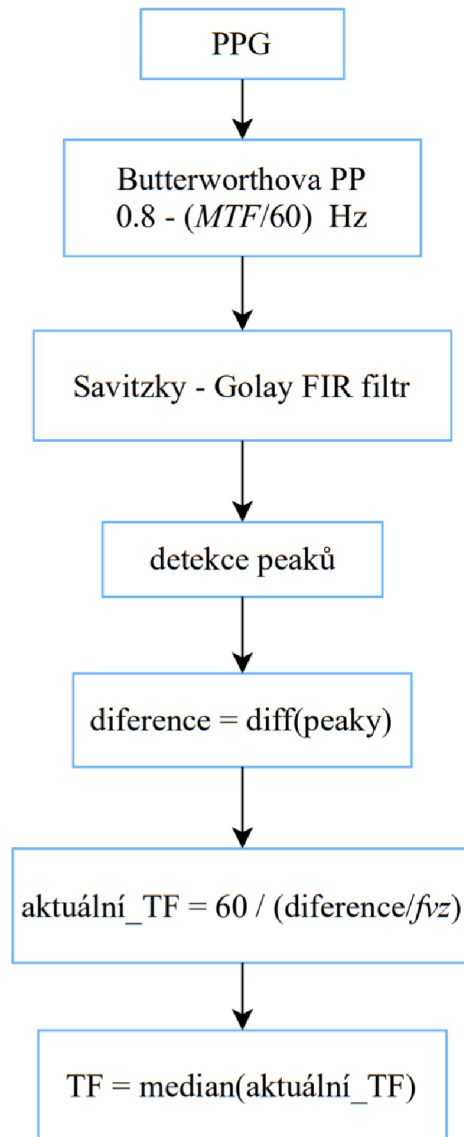


Obr. 7-8: Nalezené peaky filtrovaného signálu č.10

Dále byla vypočítána diference z pozic peaků, která odpovídá RR intervalům. Z diference lze vypočítat aktuální TF podle vzorce (7.4).

$$\text{aktuální_TF} = 60 / (\text{diference} / f_{vz}) \quad (7.4)$$

Výsledná TF z celého signálu je spočítána jako medián všech aktuálních TF pro daný signál. Blokové schéma pro stanovení TF z PPG signálu je znázorněno na Obr. 7-9.



Obr. 7-9: Blokové schéma stanovení TF z PPG signálu

8. VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

8.1 Vyhodnocení kvality PPG signálů

Srovnání kvality signálů získané použitím algoritmu z kapitoly 7.2 s kvalitou z anotací pro trénovací i testovací sadu je v tabulkách Tab. 8-1: a Tab. 8-2:. Pro posouzení úspěšnosti navrženého algoritmu byla vytvořena matice záměn pro trénovací i testovací sadu dat Obr. 8-1. Matice záměn je tvořena čtyřmi základními hodnotami: TP, TN, FN a FP. True positive (TP) vyjadřuje počet skutečně kvalitních signálů, které byly algoritmem vyhodnoceny také jako kvalitní. True negative (TN) udává počet nekvalitních signálů klasifikovaných jako nekvalitní. False negative (FN) je počet signálů, které jsou klasifikovány jako nekvalitní, přičemž podle anotací by měly být kvalitní. Poslední hodnotou v matici záměn je false positive (FP) odpovídající počtu signálů označených jako kvalitní, přestože jsou nekvalitní. [32]

Tab. 8-1: Srovnání stanovené kvality s anotacemi (trénovací sada)

číslo signálu	kvalita anotace	kvalita	číslo signálu	kvalita anotace	kvalita
1	1	1	26	1	1
2	1	1	27	1	1
3	1	1	28	0	0
4	0	0	30	1	1
5	1	1	31	1	1
6	1	1	32	0	0
9	1	1	33	1	1
10	1	1	34	1	1
11	1	1	35	1	1
13	1	1	36	0	0
14	1	1	37	1	1
15	1	1	38	1	1
16	0	0	41	1	1
18	1	1	42	1	1
20	0	0	43	1	1
21	1	1	44	0	0
22	1	1	45	1	1
23	1	1	46	1	1
24	0	0	47	0	1
25	1	1	48	0	0

Tab. 8-2: Srovnání stanovené kvality s anotacemi (testovací sada)

číslo signálu	kvalita anotace	kvalita	číslo signálu	kvalita anotace	kvalita
7	1	1	19	1	1
8	0	0	29	1	1
12	1	0	39	1	1
17	1	1	40	0	0

		skutečný výstup				skutečný výstup	
		kvalitní (1)	nekvalitní (0)			kvalitní (1)	nekvalitní (0)
predikovaný výstup	kvalitní (1)	30	1	predikovaný výstup	kvalitní (1)	5	0
	nekvalitní (0)	0	9		nekvalitní (0)	1	2

Obr. 8-1: Matice záměn pro trénovací a testovací data

K nejznámějším ukazatelům správnosti patří senzitivita a specifická. Senzitivita (Se) udává pravděpodobnost, že signál bude vyhodnocen jako kvalitní, když kvalitním skutečně je. Specifická (Sp) je pravděpodobnost, že signál bude vyhodnocen jako nekvalitní, přičemž je skutečně nekvalitní. Dalším ukazatelem je přesnost (Acc), která vyjadřuje kolik signálů bylo správně zařazeno. Hodnoty zmíněných ukazatelů se nachází v intervalu $\langle 0,1 \rangle$.

$$Se = TP / (TP + FN) \quad (8.1)$$

$$Sp = TN / (TN + FP) \quad (8.2)$$

$$Acc = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN) \quad (8.3)$$

Z tabulky pro trénovací sadu je patrné, že byl špatně zařazen právě jeden signál, proto je přesnost 97,5 %. Senzitivita je rovna 100 % a specifická vychází 90 %, jelikož byl jeden signál mylně zařazen jako kvalitní.

U testovací sady dat je opět jeden signál zařazen chybně. Přesnost je 87,5 %. Senzitivita vychází 83,33 %, protože v tomto případě byl signál č.12 nesprávně klasifikován jako nekvalitní. Specifická se rovná 100 %.

8.2 Vyhodnocení stanovení TF

Stanovená TF dle algoritmu v kapitole 7.3 byla porovnána s referenční TF určenou z EKG. Tepové frekvence určené z obou signálů a jejich odchylky jsou zapsány v tabulce (Tab. 8-3). Pro vyhodnocení úspěšnosti stanovení TF z PPG signálu byla spočítána průměrná odchylka dle vzorce:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |TF(EKG)_i - TF(PPG)_i|, \quad (8.4)$$

kde N je počet signálů, $TF(EKG)$ je TF stanovená z referenčního EKG záznamu a $TF(PPG)$ je TF stanovená z PPG signálu.

Průměrná odchylka byla vypočítána především u signálů, které byly algoritmem z kapitoly 7.2 vyhodnoceny jako kvalitní. Dále pouze pro porovnání byla vypočítána odchylka pro všechny signály, kvalitní i nekvalitní (v Tab. 8-3 označeny barevně).

Tab. 8-3: Odchylka TF pro jednotlivé signály

číslo signálu	TF PPG [tepů/min]	TF EKG [tepů/min]	odchylka [tepů/min]	číslo signálu	TF PPG [tepů/min]	TF EKG [tepů/min]	odchylka [tepů/min]
1	81	83	-2	25	64	63	1
2	81	85	-4	26	67	67	0
3	81	81	0	27	66	65	1
4	81	85	-4	28	90	62	28
5	66	67	-1	29	75	75	0
6	69	69	0	30	105	104	1
7	72	71	1	31	105	106	-1
8	100	67	33	32	78	117	-39
9	66	68	-2	33	72	73	-1
10	66	66	0	34	78	76	2
11	66	67	-1	35	75	75	0
12	69	66	3	36	85	75	10
13	87	86	1	37	81	82	-1
14	90	91	-1	38	85	84	1
15	100	100	0	39	75	78	-3
16	120	101	19	40	94	85	9
17	112	108	4	41	94	96	-2
18	120	122	-2	42	94	98	-4
19	112	115	-3	43	94	96	-2
20	67	117	-50	44	75	96	-21
21	85	86	-1	45	100	100	0
22	90	91	-1	46	92	95	-3
23	81	81	0	47	105	102	3
24	83	100	-17	48	90	102	-12

Průměrná odchylka pouze pro kvalitní signály je 1,3889 tepů/minutu. Nejvyšší odchylka, která byla naměřena u těchto signálů je 4 tepů/minutu a nejmenší odchylka je 0 tepů/minutu.

Průměrná odchylka pro všechny signály, tedy i nekvalitní, je 6,1458 tepů/minutu. Nejvyšší naměřená odchylka ze všech signálů je 50 tepů/minutu. Průměrná odchylka pouze z nekvalitních signálů je 20,416 tepů/minutu.

Záměrem výpočtu odchylky i z nekvalitních signálů je poukázat na to, jak přítomnost nekvalitních signálů může ovlivnit průměrnou TF pro celý soubor dat. Z toho důvodu jsou signály v první části práce rozřazovány na kvalitní a nekvalitní. Pokud by tomu tak nebylo, byly by zbytečně analyzovány špatné signály, což by vedlo k nepřesnému stanovení TF.

8.3 Diskuse

Pro trénovací sadu obsahující 40 signálů byl v porovnání s anotacemi chybně označen signál č. 47 jako kvalitní. V testovací sadě obsahující 8 signálů byl signál č. 12 chybně označen jako nekvalitní. Zařazení do skupiny kvalitní/nekvalitní bylo provedeno na základě shlukovací analýzy, přičemž se pracovalo se dvěma příznaky: SQI-P a SQI-E. Tyto příznaky se po vykreslení krabicových grafů ukázaly jako velmi vhodné a výhoda použití dvou příznaků spočívá také v nižší výpočetní náročnosti.

Vzhledem k nesprávnému zařazení dvou signálů, byla vytvořena tabulka Tab. 8-4, která reprezentuje hodnoty SQI-P a SQI-E u kvalitních i nekvalitních signálů. Nejdříve byly vypsány všechny hodnoty SQI-P pouze u kvalitních signálů. Z nich se následně určil průměr, medián, minimum a maximum. Hodnoty SQI-P byly vypsány i pro signály nekvalitní a z nich byl opět stanoven průměr, medián, minimum a maximum. Obdobně se postupovalo i s příznakem SQI-E. Vyhodnocení stanovení kvality PPG signálu je pak v Tab. 8-5.

Hodnota SQI-P u signálu č. 12, který byl nesprávně označen jako nekvalitní, je 57,39, což je hodnota, která se dle tabulky skutečně blíží hodnotám reprezentující nekvalitní signály. Stejně tomu je i u SQI-E, která u signálu č.12 odpovídá hodnotě 48,54. Hodnota SQI-P u signálu č. 47 je 1,05 a hodnota SQI-E je 11,23. Signál byl na základě těchto hodnot chybně zařazen k signálům kvalitním. Hodnota SQI-E (11,23) je o dost nižší než průměrná hodnota SQI-E u nekvalitních signálů (68,49), je také nižší než hodnota minimální (39,96). Na druhou stranu se jedná o maximální hodnotu SQI-E u kvalitních signálů a je přibližně 4krát vyšší než hodnota průměrná.

Tab. 8-4: Statistická tabulka hodnot pro SQI-P a SQI-E entropií

	SQI-P		SQI-E	
	kvalitní	nekvalitní	kvalitní	nekvalitní
průměr	0,45	43,93	2,69	68,49
medián	0,23	40,19	1,42	60,01
minimum	0,07	13,87	0,58	39,96
maximum	1,68	73,54	11,23	103,97

Výhodou použitého algoritmu je, že nevychází ze stanovené TF, ale ta se stanovuje až následně. Tudiž nepřesné určení TF z PPG signálu neovlivní přesnost algoritmu. Ta však může být ovlivněna výběrem příznaků, zpracováním a dále také filtrací PPG signálů, jelikož výpočet některých příznaků zahrnuje již filtrované signály.

Další výhodou je, že algoritmus nepracuje s prahově nastavenými hodnotami pro příznaky, jak bylo původně zamýšleno, ale vychází ze shlukovací analýzy.

Tab. 8-5: Výsledky rozřazení signálů do skupiny kvalitní/nekvalitní

	Trénovací sada	Testovací sada
Senzitivita	100 %	83,33 %
Specifická	90 %	100 %
Přesnost	97,5 %	87,5 %

Průměrná odchylka vypočítaná pouze z kvalitních signálů je 1,3889 tepů/minutu. Dle normy přesnost detekované srdeční frekvence musí být $\pm 10 \%$ nebo $\pm 5 \text{ min}^{-1}$ (větší z těchto hodnot) [27], což je splněné u všech signálů označených jako kvalitní. Porovnání průměrné odchylky s jinými autory je v tabulce Tab. 8-6.

Tab. 8-6: Porovnání přesnosti stanovení TF z PPG s jinými autory

	BP	[17]	[25]	[33]
průměrná odchylka	1,3889	1,98	0,4093	9

Průměrná odchylka TF stanovená z PPG vůči referenční TF je v případě článku [17] a [33] vyšší. Rozdíl mezi odchylkou stanovenou v této práci a poměrně vysokou odchylkou z článku [33] je dán především tím, že autoři snímali PPG signály z nohy během cvičení (jízda na kole). Naopak odchylka v článku [25] je podstatně nižší, což je pravděpodobně způsobeno použitím jiné metody, autoři využívají SWT.

Na přesnost stanovení TF z PPG signálů má vliv řada faktorů. Výslednou TF může ovlivnit samotné měření. Negativní vliv mají pohybové artefakty, které je třeba v průběhu snímání co nejvíce eliminovat. Dále snímání signálu může ovlivnit nesprávně přiložený

prst k fotoaparátu nebo vyvíjení tlaku na fotoaparát, což může vést ke zhoršené kvalitě snímaného signálu, případně nepřesně stanovené TF. Tento fakt v podstatě vyplývá i z výsledků algoritmu stanovení kvality signálů, kdy byl každý čtvrtý signál vyhodnocen jako nekvalitní, přičemž každá měřená osoba byla při čtvrtém měření v pohybu nebo pohybovala svým prstem po fotoaparátu. Určená TF je ovlivněna také zpracováním a filtrací signálů, jelikož výsledná TF je závislá i na detekci peaků ve fotopletysmografické křivce.

Algoritmus pro stanovení kvality signálu i algoritmus pro stanovení TF z PPG signálu je možné implementovat do chytrého telefonu. Oba algoritmy jsou tedy reálně použitelné, přičemž stanovení kvality před samotným stanovením TF z PPG signálu je smysluplné, protože poskytne uživateli spolehlivější informace.

9. ZÁVĚR

Práce je tvořena teoretickou částí, kde jsou uvedeny možnosti získání TF pomocí chytrých telefonů a dále také konkrétně stanovení TF z fotopletysmografického signálu a způsoby hodnocení jeho kvality.

Pro praktickou část byla vytvořena databáze, kterou tvoří 10ti sekundové PPG signály a jim odpovídající referenční EKG signály. Signálů je celkem 48 a byly nasnímány na 12ti dobrovolnících. Kompletní oanoťovaná databáze byla publikována na Physionet [34].

Jedním z dalších kroků bylo rozdělení databáze na trénovací sadu o 40 náhodně vybraných signálech a testovací sadu, kterou tvoří zbylých 8 signálů. Následně byl vytvořen algoritmus pro stanovení kvality nasnímaného PPG signálu. Pro odlišení kvalitních a nekvalitních signálů se příznaky SQI-P a SQI-E ukázaly jako vhodné. Klasifikace do dvou zmíněných skupin (kvalitní a nekvalitní) byla provedena pomocí nehierarchické metody shlukování zvané k-means. Vyhodnocení kvality signálu bylo porovnáno s poskytnutými anotacemi.

Stanovení kvality pro trénovací sadu dosahuje výsledků: senzitivita 100 %, specificita 90 % a přesnost 97,5 %. U testovací sady je senzitivita 83,33 %, specificita 100 % a přesnost 87,5 %. V obou sadách byl špatně zařazený právě jeden signál. Stanovení kvality je velice důležitým krokem před stanovením TF, jelikož poskytne uživateli mnohem spolehlivější informace.

V druhé polovině praktické části byl vytvořen algoritmus pro stanovení TF z kvalitních PPG signálů. Algoritmus zahrnuje normalizaci signálu, redukci šumu pomocí Butterworthovy pásmové propusti a použití Savitzky-Golay FIR filtru pro vyhlazení signálu. Ve filtrovaném signálu byly detekovány peaky, z nich určena difference pro okamžité stanovení TF. Z okamžité TF byla průměrná TF určena jako medián. Průměrná odchylka pouze pro kvalitní signály byla stanovena na 1,3889 tepů/minutu.

Práce byla také základem pro příspěvek s názvem PPG signal quality assessment and heart rate estimation, který byl přijat do studentské konference EEICT 2021. [35]

LITERATURA

- [1] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [2] ROSOLOVÁ, Hana. *Preventivní kardiologie: v kostce*. Praha: Axonite CZ, 2013. Asclepius. ISBN 9788090489950.
- [3] ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, [2016]. ISBN 978-80-7492-238-1.
- [4] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [5] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN isbn80-247-0630-x.
- [6] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626120.
- [7] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2012.
- [8] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [9] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [10] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2007.
- [11] SOUČEK, Miroslav a Petr SVAČINA. *Vnitřní lékařství v kostce*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 9788027122899.
- [12] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 2005, c1996. ISBN 8024709600.
- [13] ALLEN, John. *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*. *Physiological Measurement* [online]. 2007, 28(3), R1-R39 [cit. 2020-10-23]. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/28/3/R01
- [14] GAVRIEL, Constantinos, Kim H. PARKER a A. Aldo FAISAL. *Smartphone as an ultra-low cost medical tricorder for real-time cardiological measurements via ballistocardiography*. In: 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 1-6 [cit. 2020-11-10]. ISBN 978-1-4673-7201-5. Dostupné z: doi:10.1109/BSN.2015.7299425
- [15] LANDREANI, Federica, Damien GOLIER, Amin HOSSEIN, Jérémy RABINEAU, Philippe VAN DE BORNE, Enrico CAIANI a Pierre-François MIGEOTTE. *Heartbeat Detection Using Three-Axial Seismocardiogram Acquired*

- by *Mobile Phone* [online]. In: *Cardiol.* 2018-12-30, s. - [cit. 2020-11-10]. Dostupné z: doi:10.22489/CinC.2018.215
- [16] MISRA, Aditi, Rohan BANERJEE, Anirban Dutta CHOUDHURY, Aniruddha SINHA a Arpan PAL. *Novel peak detection to estimate HRV using smartphone audio.* In: 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 1-6 [cit. 2020-11-10]. ISBN 978-1-4673-7201-5. Dostupné z: doi:10.1109/BSN.2015.7299378
- [17] 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. 2020-10-25]. ISSN 0148-5598. Dostupné z: doi:10.1007/s10916-016-0485-6
- [18] POH, Ming-Zher, Daniel J. MCDUFF a Rosalind W. PICARD. *Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation.* *Optics Express* [online]. 2010, 18(10) [cit. 2020-11-10]. ISSN 1094-4087. Dostupné z: doi:10.1364/OE.18.010762
- [19] Hampton, John R. *The ECG Made Easy.* Ninth edition. Edinburgh: Elsevier, 2019. ISBN 9780702074578.
- [20] MORAES, Jermana, Matheus ROCHA, Glauber VASCONCELOS, José VASCONCELOS FILHO, Victor DE ALBUQUERQUE a Auzuir ALEXANDRIA. *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications.* *Sensors* [online]. 2018, 18(6) [cit. 2020-10-25]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18061894
- [21] CHOWDHURY, Moajjem Hossain, Md Nazmul Islam SHUZAN, Muhammad E.H. CHOWDHURY, Zaid B. MAHBUB, M. Monir UDDIN, Amith KHANDAKAR a Mamun Bin Ibne REAZ. *Estimating Blood Pressure from the Photoplethysmogram Signal and Demographic Features Using Machine Learning Techniques.* *Sensors* [online]. 2020, 20(11) [cit. 2020-11-02]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20113127
- [22] ELGENDI, Mohamed. *Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals.* *Bioengineering* [online]. 2016, 3(4) [cit. 2020-11-02]. ISSN 2306-5354. Dostupné z: doi:10.3390/bioengineering3040021
- [23] ORPHANIDOU, Christina. *Signal Quality Assessment in Physiological Monitoring* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2018 [cit. 2020-11-02]. SpringerBriefs in Bioengineering. ISBN 978-3-319-68414-7. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-68415-4
- [24] ORPHANIDOU, Christina, Timothy BONNICI, Peter CHARLTON, David CLIFTON, David VALLANCE a Lionel TARASSENKO. *Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring.* *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, 1-1 [cit. 2020-11-02]. ISSN 2168-2194. Dostupné z: doi:10.1109/JBHI.2014.2338351

- [25] NĚMCOVÁ, Andrea, Martin VÍTEK. *Application of SWT for heart rate monitoring using smartphone camera*. [online]. Mikulov: IEEE Student Branch Conference, 2017.
- [26] MEGA ELECTRONICS. *eMotion Faros Series Manual 2.3.0* [online]. Kuopio: Mega Electronics Ltd. In: [cit. 2020-12-09]. Dostupné z: <https://ecgcloud.co.uk/software/800778-.3.0%20eMotion%20Faros%20Series%20Manual.pdf>
- [27] ČSN EN 60601-2-27. *Zdravotnické elektrické přístroje část – 2-27: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů*, Ed.3. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2015.
- [28] PAVLÍK, Jiří. *Aplikovaná statistika*. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická, 2005. ISBN 80-7080-569-2.
- [29] NAEEM, Sajid a Aishan WUMAIER. *Study and Implementing K-mean Clustering Algorithm on English Text and Techniques to Find the Optimal Value of K*. International Journal of Computer Applications [online]. 2018, 182(31), 7-14 [cit. 2020-11-12]. ISSN 09758887. Dostupné z: doi:10.5120/ijca2018918234
- [30] 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. 2020-12-09]. ISBN 978-1-5386-5550-4. Dostupné z: doi:10.1109/IEMENTECH.2018.8465225
- [31] *Maximum heart rate & pulse rate zones*. Bergfreunde [online]. [cit. 2020-12-09]. Dostupné z: <https://www.bergfreunde.eu/heart-rate-calculator/>
- [32] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-782-6.
- [33] JARCHI, Delaram a Alexander J. CASSON. Estimation of heart rate from foot worn photoplethysmography sensors during fast bike exercise. In: *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 3155-2158 [cit. 2021-01-21]. ISBN 978-1-4577-0220-4. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2016.7591398
- [34] Nemcova, A., Smisek, R., Vargova, E., Maršánová, L., Vitek, M. & Smital, L. (2021). Brno University of Technology Smartphone PPG Database (BUT PPG) (version 1.0.0). *PhysioNet*. Dostupné z: <https://doi.org/10.13026/7vy8-av04>
- [35] VARGOVÁ, E. PPG signal quality assessment and heart rate estimation. In: *Proceedings of the 27 th Conference STUDENT EEICT 2021*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2021 (přijato k publikování)