



# 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

## HODNOCENÍ TEPOVÉ FREKVENCE A SATURACE KRVE KYSLÍKEM POMOCÍ CHYTRÉHO TELEFONU

HEART RATE AND BLOOD OXYGEN SATURATION ESTIMATION USING SMARTPHONE

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ivana Jordánová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2018

# Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Bc. Ivana Jordánová

**ID:** 163796

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2017/18

## NÁZEV TÉMATU:

### **Hodnocení tepové frekvence a saturace krve kyslíkem pomocí chytrého telefonu**

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti hodnocení zdravotního stavu člověka (např. tepová frekvence, saturace krve kyslíkem, tlak krve) pomocí chytrého telefonu. 2) Zaměřte se na stanovení tepové frekvence (TF) a saturace krve kyslíkem (SpO2). Nasnímejte testovací a referenční data pomocí vhodných senzorů chytrého telefonu. 3) Vytvořte algoritmus pro stanovení TF a SpO2. 4) Nasnímejte signály a reference alespoň u 10 subjektů a aplikujte na ně vytvořený algoritmus. Výsledky porovnejte se zaznamenanou referencí a stanovte přesnost. 5) Optimalizujte algoritmy. Porovnejte výsledky a výhody/nevýhody s jinými autory. 6) Diskutujte výsledky, vhodnost použití příslušných senzorů, použitelnost algoritmu v reálném životě, popřípadě faktory ovlivňující přesnost.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SIDDIQUI, S. A., Y. ZHANG, Z. FENG a A. KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. Journal of Medical Systems. 2016, 40(5). ISSN 0148-5598.

[2] LAMONACA, F., D. L. CARNI a D. GRIMALDI. Blood oxygen saturation measurement by smartphone camera. In: 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) Proceedings. IEEE, 2015, s. 359-364. ISBN 978-1-4799-6477-2.

**Termín zadání:** 5.2.2018

**Termín odevzdání:** 18.5.2018

**Vedoucí práce:** Ing. Andrea Němcová

**Konzultant:**

**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 hodnocením tepové frekvence a saturace krve kyslíkem pomocí mobilních telefonů. Popisuje typy senzorů mobilních telefonů a jejich využitelnost ve zdravotnickém sledování. Dále popisuje principy měření tepové frekvence a kyslíkové saturace v medicínském a mobilním měření. V praktické části práce je podrobně popsán algoritmus výpočtu a výsledné hodnoty. Přiložením prstu na zadní kameru mobilního telefonu a nahráním videozáznamu jsou získána data, která jsou vložena do programu. Algoritmem jsou vytvořeny fotopletysmografické křivky, které jsou filtrovány a analyzovány. Ze získaných informací je vypočítaná kyslíková saturace a tepová frekvence. Získaná průměrná odchylka algoritmu je pro kyslíkovou saturaci 1,09 % a pro tepovou frekvenci 1,35 tepu za minutu. Součástí práce je statistická analýza.

# KLÍČOVÁ SLOVA

Tepová frekvence, kyslíková saturace, TF, SpO<sub>2</sub>, MATLAB, smartphone, mobilní telefon, fotopletysmogram, PPG

# **ABSTRACT**

The thesis focuses on evaluation of heart rate and oxygen saturation using smartphone. Various types of smartphone sensors and their usability in medical monitoring are described. Additionally, the methods of measuring heart rate and blood oxygen saturation in medical and mobile monitoring are described. In the practical part of this thesis, the algorithm used for evaluation as well as the results are described. Data are collected by placing a finger on the rear camera of the smartphone and recording a video, which is then imported into the program. Photoplethysmographic signals are generated by the algorithm and are afterwards filtered and analyzed. Blood oxygen saturation and heart rate are computed from the retrieved data. The average error of the algorithm is 1.09 % for the blood oxygen saturation and 1.35 beats per minute in case of heart rate. Statistical analysis is performed as well.

# **KEYWORDS**

Heart rate, Oxygen saturation, HR, SpO<sub>2</sub>, MATLAB, smartphone, mobile phone, photoplethysmogram, PPG

JORDÁNOVÁ, I. *Hodnocení tepové frekvence a saturace krve kyslíkem pomocí chytrého telefonu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2018. 70s. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Andrea Němcová

# PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Hodnocení tepové frekvence a saturace krve kyslíkem pomocí chytrého telefonu 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 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.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Andrei Němcové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Chytré telefony a jejich využití</b>	<b>2</b>
1.1 Mikrofon .....	2
1.2 Fotoaparát .....	4
1.3 Akcelerometr .....	6
1.4 Gyroskop.....	7
1.5 Další senzory.....	7
<b>2 Měření tepové frekvence a saturace krve kyslíkem</b>	<b>8</b>
2.1 Princip medicínského měření tepové frekvence .....	8
2.2 Princip medicínského měření kyslíkové saturace .....	10
2.3 Princip mobilního měření TF .....	13
2.4 Princip mobilního měření SpO <sub>2</sub> .....	16
<b>3 Realizace programu</b>	<b>20</b>
3.1 Snímání dat .....	20
3.2 Princip algoritmu .....	22
3.3 Uživatelské rozhraní .....	31
3.4 Optimalizace nastavení .....	34
<b>4 Výsledky</b>	<b>39</b>
<b>5 Hodnocení</b>	<b>44</b>
<b>6 Diskuze</b>	<b>51</b>
<b>Závěr</b>	<b>53</b>
<b>Literatura</b>	<b>54</b>
<b>Příloha: Obsah příloženého CD</b>	<b>61</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 – Frekvenční charakteristika mikrofonu iPhone, převzato a upraveno podle [6]	3
Obr. 2 – Kvantová účinnost, převzato a upraveno podle [28]	6
Obr. 3 – Graf absorpčního spektra oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu, převzato a upraveno podle [28]	11
Obr. 4 – Kalibrační křivka kyslíkové saturace, převzato a upraveno podle [73]	13
Obr. 5 – Ukázka fotopletysmografické křivky, převzato a upraveno podle [30]	15
Obr. 6 – Srovnání PPG a EKG, převzato a upraveno z [77]	16
Obr. 7 – Vzestupná hrana fotopletysmografické křivky s parametry pro výpočet SpO <sub>2</sub> , převzato a upraveno podle [28]	18
Obr. 8 – Výběr AC a DC absorpce, převzato z [78]	19
Obr. 9 – Ukázka nalepení elektrod, převzato a upraveno podle [11]	21
Obr. 10 – Postup vzniku PPG	23
Obr. 11 – PPG <sub>RED</sub> bez úprav	23
Obr. 12 – Přenosová charakteristika filtrů zelené a červené oblasti	24
Obr. 13 – PPG <sub>RED</sub> po filtraci	25
Obr. 14 – Překrytí fotopletysmografických křivek	26
Obr. 15 – Ukázka výpočtu úhlu sestupné hrany vrcholu	27
Obr. 16 – Výstup algoritmu	29
Obr. 17 – Zarovnání EKG a PPG a) Výstup z algoritmu, b) EKG versus vrcholy PPG	30
Obr. 18 – Vývojový diagram algoritmu	31
Obr. 19 – Uživatelské rozhraní	32
Obr. 20 – Načítací lišta	33
Obr. 21 – Finální zobrazení v uživatelském rozhraní	33
Obr. 22 – Srovnání fotopletysmografických křivek červené, zelené a modré oblasti	35
Obr. 23 – Ukázka výpočtu velikosti vrcholů pro a) funkci <i>findpeaks</i> , b) výběr minima mezi dvěma vrcholy	37
Obr. 24 – Ukázka špatně nasnímaného záznamu	38
Obr. 25 – Histogramy rozložení referenčních a vypočtených dat kyslíkové saturace	44
Obr. 26 – Histogramy rozložení referenčních a vypočtených dat tepové frekvence	45
Obr. 27 – Krabicové grafy pro odchylky kyslíkové saturace	48
Obr. 28 – Krabicové grafy pro odchylky tepové frekvence	48



## SEZNAM TABULEK

Tab. 1 – Srovnání použitých mobilních telefonů.....	39
Tab. 2 – Odchyly tréovacíh signálů .....	40
Tab. 3 – Odchyly testovacíh signálů .....	42
Tab. 4 – Popisné statistiky pro odchyly SpO <sub>2</sub> .....	47
Tab. 5 – Popisné statistiky pro odchyly TF .....	47
Tab. 6 – Srovnání výsledků SpO <sub>2</sub> s jinými autory.....	50
Tab. 7 – Srovnání výsledků TF s jinými autory .....	50

# ÚVOD

V dnešní době používá mobilní telefon přes 2,32 miliard lidí, což je více než 30 % celkové populace na zemi [45]. Výhody chytrých telefonů jsou převážně v jejich skladnosti a možnosti mít je neustále u sebe. Tato zařízení je možno doplnit o aplikace hodnotící zdravotní stav uživatele. Mezi nejznámější patří kontrola fyzické aktivity a spánku [41]. Telefony jsou vybaveny celou řadou využitelných senzorů, jako je například mikrofon, fotoaparát, akcelerometr a gyroskop, umožňujících snímání zdravotních parametrů. Správným využitím těchto senzorů a kvalitním algoritmem se tyto malé přenosné počítače stávají užitečným nástrojem pro hodnocení zdravotního stavu mimo ordinace lékařů. Taková aplikace by mohla uživatelům dávat velikou informační hodnotu o jejich zdravotním stavu bez využití přídavných přístrojů kdykoli a kdekoli [45], [53].

Tato diplomová práce je zaměřena na možnosti hodnocení tepové frekvence a kyslíkové saturace pomocí chytrého telefonu. V dnešní době neexistuje žádná certifikovaná aplikace hodnotící saturaci krve kyslíkem [11]. Cílem práce je vytvoření algoritmu hodnotícího tepovou frekvenci a kyslíkovou saturaci s co nejmenší odchylkou od reálné hodnoty.

První kapitola je věnována různým typům senzorů mobilních telefonů. Blíže popsány jsou převážně mikrofon, fotoaparát, akcelerometr a gyroskop. Tyto typy senzorů u smartphonů mohou být využívány pro měření zdravotnických parametrů, jako je například tepová frekvence, kyslíková saturace, spirometrie, dechová křivka nebo chrápání [27], [28], [31], [36], [58]. Druhá kapitola je zaměřena na možnosti medicínského měření tepové frekvence a kyslíkové saturace. Podrobněji jsou popsány principy měření a výpočty daných parametrů. Část kapitoly je věnována možnostem stanovení těchto zdravotnických parametrů pomocí mobilního telefonu. Třetí kapitola představuje postup snímání dat pomocí mobilního telefonu a princip funkce algoritmu. V poslední části této kapitoly je představeno uživatelské rozhraní a optimalizace programu, která byla provedena. Ve čtvrté kapitole jsou podrobněji popsány výsledky algoritmu a faktory ovlivňující přesnost. Poslední dvě kapitoly jsou zaměřené na statistické hodnocení použitých videozáznamů, srovnání vytvořeného algoritmu s jinými autory a diskuzi.

# 1 CHYTRÉ TELEFONY A JEJICH VYUŽITÍ

Chytrý telefon (angl. smartphone) se stává nedílnou součástí každodenního života lidské populace. Jedná se o kategorii mobilních telefonů vybavených pokročilým operačním systémem nabízející funkce malého počítače [53]. Mezi takové operační systémy patří například Android nebo iOS. Výhody využívání tohoto zařízení jsou v přístupu k internetu, schopnosti synchronizace s počítačem, mobilním kancelářským softwarem, instalace aplikací třetích stran a převážně ve skladnosti a možnosti mít ho neustále u sebe [53].

Tyto telefony disponují celou řadou senzorů, umožňujících sběr a případné vyhodnocování informací. Mezi základní senzory, bez kterých se mobilní telefon neobejde, patří mikrofon. Dalším vybavením pro vybrané telefony je kamera, akcelerometr, barometr, gyroskop, proximity senzor (senzor přiblížení), magnetometr a senzor okolního osvětlení. Mohou mít též teploměr či vlhkoměr [23], [66].

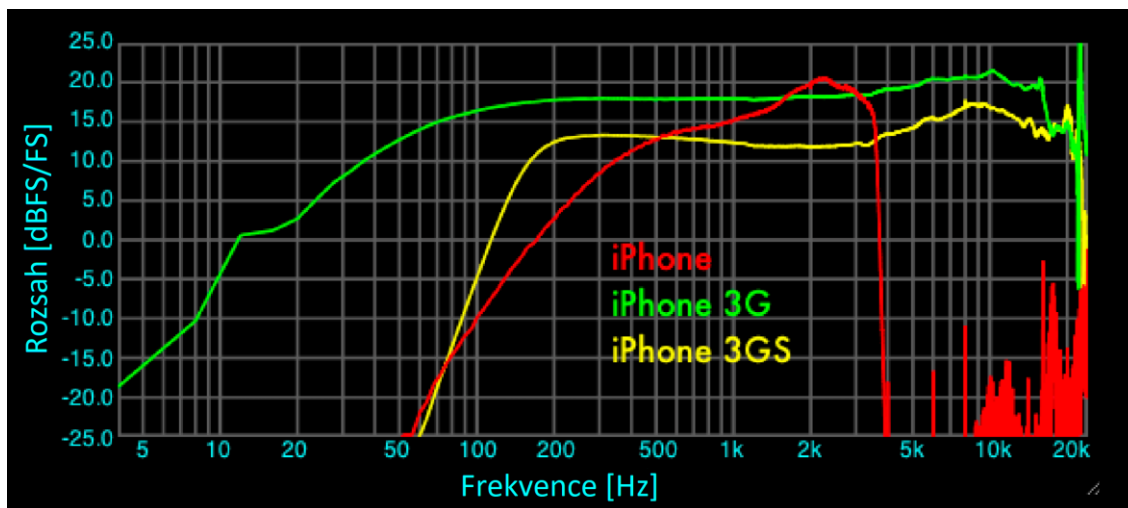
Využití mobilní telefony pro zdravotnické monitorování lze například pro sledování tepové frekvence a kyslíkové saturace, čemuž je věnována i tato práce. Další možností je dechová křivka, chrápání, spirometrie, srdeční ozvy a šelesty, nebo hodnocení pádů [16], [27], [28], [36], [40], [41], [42], [44], [58], [75], [79].

## 1.1 Mikrofon

Většina zařízení je vybavena dvěma až čtyřmi mikrofony kvůli potlačení hluku na pozadí při telefonování a zvětšení dynamického rozsahu nebo stereo zvuku při natáčení videa. Tyto součástky slouží k převodu akustického signálu na elektrický signál. Využívají se kondenzátorové elektretové mikrofony – permanentně elektricky nabitě. Vlivem mechanických vln dochází k pohybu membrány a ke změně kapacity kondenzátoru a díky tomu i změně napětí. Změny napětí jsou poté upraveny předzesilovačem. Výhodou těchto mikrofonů je snadná konstrukce a možnost minimalizace [55].

Lidské pole slyšitelnosti se pohybuje v oblasti 16–20 000 Hz. Pro nejkvalitnější zpracování a vyhodnocování akustických signálů by frekvenční charakteristika mikrofonů mobilních telefonů měla být v ideálním případě konstantní (konstantní pro všechny frekvence). To v praktickém případě bohužel není možné. Frekvenční charakteristika tří modelů mobilních telefonů stejného výrobce je vyobrazena na Obr. 1. Tyto charakteristiky všech modelů jsou pro telefonování naprosto dostačující, neboť

se složky pro srozumitelnou řeč nachází v rozsahu 1–3 kHz a přenos mobilních hovorů v rozsahu 0,3–3,4 kHz. Jelikož se výrobci mobilních telefonů snaží o zvětšení spektra působnosti těchto zařízení, frekvenční rozsah mikrofonu je rozšiřován a není omezován pouze na frekvenční rozsah srozumitelné řeči. Toho je možno využít při následném zpracovávání v aplikacích zaměřených například na měření a hodnocení zdravotního stavu člověka [6], [81], [62].



**Obr. 1 – Frekvenční charakteristika mikrofonu iPhone, převzato a upraveno podle [6]**

Z dříve prováděných studií bylo dokázáno, že mikrofon na mobilních telefonech může být využíván i jako nástroj pro medicínu [2], [48]. Tímto způsobem měřené hodnoty mohou sloužit převážně informativně pro pacienta. Jedním ze sledovatelných parametrů pomocí mikrofonu je chrápání [7]. Tyto aplikace během noci dokáží nahrávat a zpracovávat chrápání a případné spánkové apnoe v reálném čase [41]. Další aplikace využívající mikrofon může být například spirometrie [31]. Jejich využití umožňuje domácí sledování stavu pacientů například s různými stupni obstrukční plicní nemoci. Principem je měření a vyhodnocování vydechaného vzduchu, hodnocením času a hlasitosti výdechu. Aplikace získáním těchto hodnot dokáže vyhodnotit usilovnou vitální kapacitu (neboli maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu vydechnout), usilovně vydechnutý objem za první sekundu (vyhodnocení poměru usilovné vitální kapacity ku usilovně vydechnutému objemu za první sekundu, jenž slouží k odlišení obstrukční a restrikční poruchy plic) a také dokáže hodnotit maximální rychlost proudění dosaženou během testu [31]. Některé aplikace dokáží také hodnotit srdeční ozvy a šelesty [36]. Využitelnost aplikací je možná taky v oblasti biofeedbacku se zaměřením na dýchání. Při vysoké dávce stresu jsou správně provedené dýchací cviky pro astmatiky, diabetiky a pacienty s depresiemi velice zásadní [58]. Existuje i aplikace

hodnotící tepovou frekvenci na principu fonendoskopu. Srdeční ozvy jsou snímány sluchátky mobilního telefonu a algoritmem vyhodnoceny [36].

## 1.2 Fotoaparát

Při posuzování kvality fotoaparátu hraje velkou roli jeho konstrukční řešení. V dnešní době jsou v mobilních telefonech nejčastěji používány tři typy senzorů, kterými jsou charge-couple device, Complementary Metal-Oxide-Semiconductor a BackSize-Illumination. Ve výsledném obrazu mohou mít například vliv na různou míru digitálního šumu, lepší dynamický rozsah, rozlišení i kvalitu obrazu [71].

Charge-couple device (CCD) je jedna z elektronických součástek používaných pro snímání obrazových dat v mobilních telefonech, která v překladu znamená zařízení s vázanými náboji. Principem činnosti této součástky je převod energie dopadajícího světla na elektrický signál. Před vstupem na samotný CCD čip je umístěna tzv. Bayerova maska [1]. Tato maska je složena ze tří základních barev – modrá, červená a zelená, pravidelně uspořádaných v mřížce. Díky tomuto filtru dochází k propuštění  $2\times$  více barvy zelené, důvodem je největší citlivost lidského oka právě na tuto barvu. Obraz je v každém pixelu interpolován pro dosažení optimální barvy [49]. Po průchodu fotonů maskou dochází k jejich dopadu na polovodičovou propustnou vrstvu křemíku a následkem toho dochází k fotoefektu. Fotoefekt je fyzikální jev, při kterém jsou v první fázi elektrony uvolňovány z obalu atomu a následně vyzařovány z látky působením elektromagnetického záření. Procentuální přeměna fotonů na elektrony je vyjádřena kvantovou účinností, která bude blíže popsána v kapitole 1.2.1. V následné nepropustné vrstvě  $\text{SiO}_2$  dochází k záchytu elektronů na kladně nabitých elektrodě v tzv. jámách. Čím je více osvětlená vrstva křemíku, tím více elektronů bude v jámě zachyceno. Sběr je u CCD snímačů realizován posunem elektronů vždy po horizontální ose a následně po vertikální k výstupnímu zesilovači. Výhody těchto snímačů jsou především ve vysoké kvalitě obrazu, malém šumu a vysokém dynamickém rozsahu. Nevýhody jsou například vysoká cena, spotřeba a rozměry [1], [4], [9], [49], [65], [71].

Complementary Metal-Oxide-Semiconductor (CMOS) jsou vzhledem ke svým výrobním nákladům, nízké spotřebě energie ve statickém stavu a malým rozměrům často využívány v mobilních telefonech. Jak již název napovídá, tento čip se skládá z kovové řídicí elektrody na izolantu z oxidu na polovodičovém materiálu. Od CCD se tyto součástky liší převážně v konečném stádiu sběru dat, jelikož každá jáma obsahuje vlastní zesilovač. Nevýhodami těchto snímačů mohou být nižší dynamický rozsah, menší kvalita obrazu či vysoký šum [4], [65].

BackSize-Illumination (BSI CMOS) je modernější typ CMOS čipů aktuálně využívaných v nových mobilních telefonech. Konstrukčně se liší uložením dvou vrstev,

kde fotocitlivá vrstva snímače byla posunuta před tranzistory a kovové obvody, díky čemuž dochází ke zvětšení světlocitlivé plochy. Mezi hlavní výhody těchto snímačů patří především rychlost, citlivost, menší rozměry a nižší náklady na výrobu [68], [51].

CCD, CMOS a BSI patří do řady nejznámějších a nejčastěji vyráběných senzorů. Existuje celá řada méně využívaných senzorů vyvíjena různými firmami, jako je například Sony, OmniVision nebo Toshiba. Tyto senzory jsou například PureCel nebo Nyxel [70], [80].

Označení kvalitního snímku je ovšem velice subjektivní věc, k čemuž vede více faktorů než pouze typ čipu. Dalším faktorem je počet megapixelů. Tento parametr je možno hodnotit pouze do určité míry. Se stoupajícím počtem pixelů na čipu dochází k zvětšování šumu. Zpětným odstraněním šumu softwarem dochází k rozostření a rozmazání snímku, což může způsobit méně kvalitní snímek než čip s menším rozlišením. Více vypovídajícím údajem je proto hustota pixelů na centimetr čtvereční. Dalšími důležitými parametry jsou při fotografování také dynamický rozsah, což je rozdíl nejjasnějšího a nejtmavšího bodu na scéně, nebo například rychlost snímání [37], [72], [76].

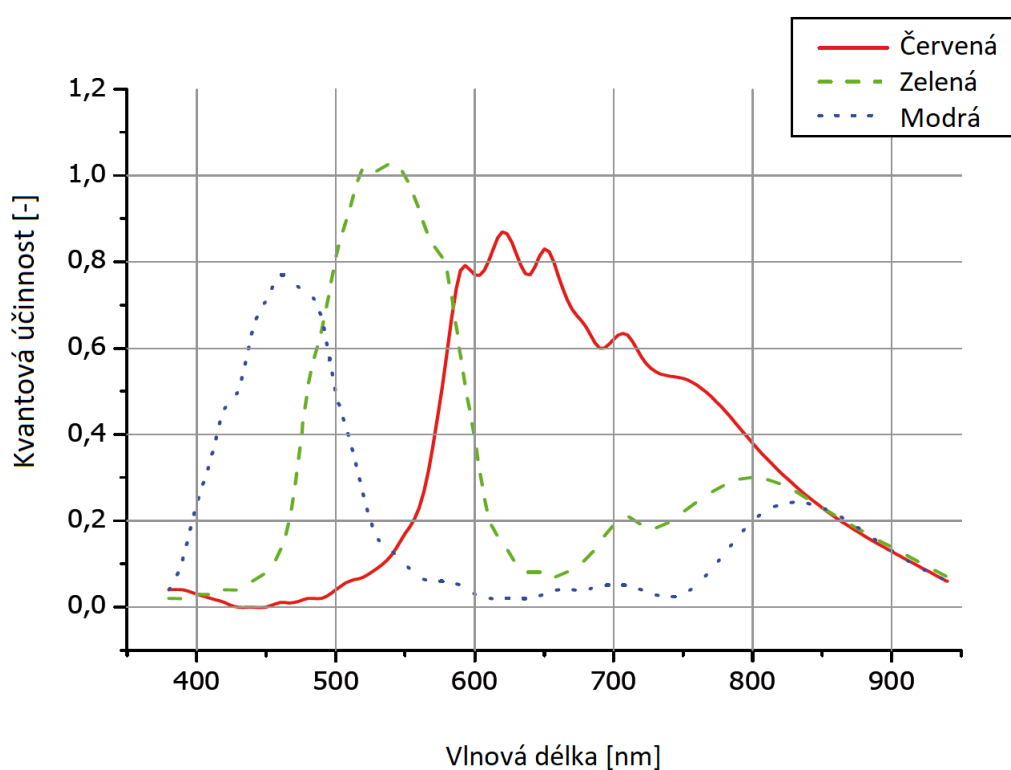
Dnešní mobilní telefony umožňují nastavení hodnot kompenzace expozice nebo citlivosti (ISO). Dovoluje uživateli vytvářet snímky podle potřeby a svými funkcemi se přibližují dražším zrcadlovým fotoaparátům. Clonové číslo se pohybuje okolo F2.2. Fotoaparáty umožňují funkce jako digitální zvětšení, stabilizace obrazu, detekce obličeje, automatický blesk nebo mimo jiné i nahrávání videa v HD kvalitě. Telefony bývají vybaveny převážně dvěma fotoaparáty – jedním umístěným nad displejem a druhým na zadní části telefonu, který bývá zpravidla kvalitnější [71].

Fotoaparátem je možno sledovat určité parametry zdravotního stavu člověka. Z obrazových dat je možno vypočítat tepovou frekvenci (TF) a kyslíkovou saturaci ( $SpO_2$ ) člověka [28], [27], čemuž je věnována i tato práce. Dalším hodnotitelným parametrem je například dechová frekvence. Pro získání tohoto zdravotnického parametru je využito přední kamery. Hodnoceny jsou pohyby hrudníku [42].

### **1.2.1 Kvantová účinnost**

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, kvantovou účinností rozumíme procentuální přeměnu fotonů na elektrony na čipu fotoaparátu. Tato kvantová účinnost je měřena pro každou složku obrazu (červenou, modrou a zelenou) zvlášť. Graf je tedy vyjádřen jako závislost procentuální přeměny na vlnové délce. Hodnoty kvantové účinnosti se liší i mezi čipy. U CCD čipů lze očekávat hodnoty v určitých vlnových délkách okolo 60 %, u CMOS 25 % [13]. Kvantová účinnost fotoaparátu je velice důležitý parametr při využití chytrého telefonu pro medicínské účely. Dokáže nám stanovit, jak účinně lze obraz snímat na předem definované vlnové délce. Velice těžké je ovšem hodnocení

jednotlivých telefonů z hlediska této účinnosti. Výrobci mobilních telefonů neudávají tento parametr, a proto můžeme jen velice těžce stanovit, jak se od sebe modely a typy telefonů liší. Kvantová účinnost není homogenní ani pro celou plochu jednoho senzoru. Je vyšší v oblasti středu snímače a nižší na jeho okrajích. Nehomogenní kvantová účinnost se projeví při testech homogenity obrazu. Proto je v tomto případě žádoucí nevyužívat celý snímek, nýbrž středový výřez nejlépe kruhový. Příklad grafu kvantové účinnosti pro blíže nespecifikovaný chytrý telefon je na Obr. 2. V článku [28], ze kterého byl graf převzat a upraven, neudává jednotky na ose y, nicméně se kvantová účinnost udává v procentech. Důvodem překročení hranice 1 na ose kvantové účinnosti by mohlo být například zesílení [13], [17], [26], [28], [82].



Obr. 2 – Kvantová účinnost, převzato a upraveno podle [28]

### 1.3 Akcelerometr

Senzor zrychlení pro určování polohy, pozice, naklonění a vibrace telefonu používá tříosé snímání. Svoje využití může uplatnit při naklánění telefonu za účelem otočení obrazovky při zobrazování i fotografování. Zrychlení, které akcelerometr naměří, je sledovatelný parametr, k jehož hodnotám se můžeme dostat a které by mohly být použity i pro jiná vyhodnocování, zejména ve sportovní a klinické medicíně [3].

Jedním z možných využití je například analýza chůze nebo analýza pacientů s posturální nestabilitou s možností hodnocení či případné reakce na možné pády. Dalším sledovatelným parametrem pomocí tohoto senzoru může být například dechová nebo tepová frekvence [16], [44], [79].

## **1.4 Gyroskop**

Gyroskop společně s akcelerometrem určuje polohu, pozici a naklonění telefonu. Od akcelerometru se liší převážně v tom, že neměří zrychlení zařízení, nýbrž úhlovou rychlost. Díky tomu je možno zjišťovat polohu, pozici a naklonění zařízení ve 3D [5], [63].

Pomocí gyroskopu a akcelerometru je možno hodnotit rizika pádů u starších osob nebo dyskinezi [40], [75].

## **1.5 Další senzory**

Mobilní telefony jsou vybaveny celou řadou senzorů, jako je například senzor přiblížení. Slouží ke zhasnutí displeje v případě přiložení telefonu k uchu za účelem telefonování. Jedním z principů je optický senzor umístěný u reproduktoru, který zaznamenává pokles světla a odraz infračerveného paprsku. Hodnoty mohou být vyhodnocovány binárně – blízko/daleko, nebo může být vyhodnocována přímo vzdálenost objektu od mobilního telefonu [47], [63], [51].

Dalším častým senzorem je magnetometr neboli magnetický senzor, který bývá využit jako kompas. Může být využíván k rychlejšímu určování polohy. Principem je tříosé snímání průměrující sílu a polaritu magnetického pole podél každé z os senzoru [35], [47], [63].

Senzor okolního osvětlení slouží k upravování jasu displeje vzhledem k aktuálnímu osvětlení prostoru, ve kterém se telefon nachází. Spolu s detektorem přiblížení tvoří jednu součástku [47], [63].

Některé mobilní telefony jsou také vybaveny senzory jako například teploměr, vlhkoměr nebo barometr. Tyto senzory slouží pro měření teploty, vlhkosti či tlaku v okolí [63].



## 2 MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE A SATURACE KRVE KYSLÍKEM

V rámci této kapitoly bude blíže popsán princip medicínského a mobilního měření kyslíkové saturace a tepové frekvence. Pro práci byly vybrány takové postupy mobilního měření, ke kterým není potřeba jiných přídatných zařízení.

Tepovou frekvenci je možno v medicínském sledování hodnotit více neinvazivními způsoby. Kyslíková saturace jde hodnotit neinvazivně pomocí pulzního oxymetru. Tato metoda se využívá jako rychlý orientační odhad. Invazivní měření saturace se hodnotí z odebrané arteriální nebo venózní krve. Oproti měření pomocí pulzního oxymetru je toto hodnocení využito v případě potřeby přesnějšího stanovení krevních plynů v oběhu [33], [52], [56], [74].

Pomocí mobilního telefonu lze provést stanovení SpO<sub>2</sub> pomocí kamery. Tepová frekvence jde měřit též kamerou mobilního telefonu, ale také akcelerometrem a mikrofonem. Pro hodnocení a snímání dat bude v práci využíván jednotný senzor, a to zadní kamera telefonů [16], [27], [28].

### 2.1 Princip medicínského měření tepové frekvence

Tep, nebo také puls, je fyziologická tlaková vlna odpovídající srdečním rytmickým pulzům vyvolaným stahem a vypuzením krve z levé srdeční komory při systole do aorty. V klidu dokáže srdce vypudit 4–6 litrů krve za minutu. Tepová frekvence je počet těchto tepů za minutu. Jejich hodnota je velice jednoduše měřitelný údaj, neboť tlak vytvořený na stěnu tepny je hmatatelný na několika místech lidského těla, jako je například krkavice (arteria carotis), vřetenní tepna (arteria radialis), zápěstní tepna (arteria ulnaris), pažní tepna (arteria brachialis) nebo také stehenní tepna (arteria femoralis). Toto neinvazivní měření se provádí lehkým tlakem v místě arterie minimálně třemi prsty minutu v kuse [39].

Z lékařského hlediska je měření TF důležitý údaj již při prvotním vyšetření pacienta – vypovídá o funkci oběhového systému. Tep je možno hodnotit podle jeho pravidelnosti, kvality nebo frekvence. Mezi faktory ovlivňujícími hodnoty TF mohou být pohlaví, věk, hmotnost, fyzická námaha, stres a léky. U žen je klidová fyziologická hodnota okolo 65–85 tepů za minutu a u mužů 60–80 tepů za minutu [64]. Vysoká tepová frekvence nad 200–210 tepů za minutu může v srdci způsobit tzv. tetanické křeče. Nízké hodnoty je možno sledovat u vrcholových sportovců. Dlouhodobá tachykardie (zrychlený tep) nebo bradykardie (zpomalený tep) by měla být konzultována s praktickým lékařem.

Bradykardii je možno sledovat při požití některých léků, nitrolebečním poranění nebo infarktu myokardu. Tachykardie se může objevit při větší tělesné zátěži, při požití některých léků nebo kofeinu, při poruchách štítné žlázy i při srdečním selhání [34], [39].

Tepová frekvence bývá mimo lékařské účely měřena při sportu. Různé stupně intenzity zátěže jsou vypočítány z tzv. maximální TF (MTF), kterou je možno vypočítat podle vzorců (1) a (2) [19], [34].

$$\text{Ženy: } MTF = 210 - \frac{\text{věk}}{2} - \frac{\text{hmotnost}}{10} \quad (1)$$

$$\text{Muži: } MTF = 210 - \frac{\text{věk}}{2} - \frac{\text{hmotnost}}{10} + 4 \quad (2)$$

MTF je uváděna v tepech za minutu, věk v letech a hmotnost v kilogramech.

Známe tři fáze tréninku, první je aerobní fázi, při které by se měla TF držet v rozmezí 60–70 % maximální TF. Tato fáze je dobrá pro spalování tuků za účelem snižování hmotnosti. Tuto fázi nazýváme aerobní, jelikož nedochází k práci svalů na kyslíkový dluh. Další fázi je takzvaný anaerobní práh pohybující se v rozmezí 70–80 % maximální tepové frekvence, při které dochází ke spalování tuků i cukrů při lehké práci na kyslíkový dluh. Poslední anaerobní fáze začíná na 80 % maximální tepové frekvence, při které dochází ke spalování cukrů při práci na kyslíkový dluh. I trénovaný sportovec v této fázi dokáže vydržet maximálně 90 minut [19], [34].

Snímat a měřit TF je možno následujícími metodami. Snímání EKG signálů, kdy se hodnotí počet vln R z komplexu QRS za určitý interval, nebo přesnější metodou rozdílů dvou po sobě jdoucích R vln. Tyto způsoby měření pro účely automatického stanovení TF algoritmem se využívají u kardi tachometrů a je třeba odstranit artefakty způsobené dýcháním, pohybem pacienta, síťovým rušením a myopotenciály [33], [56].

Metoda impedančního snímání pracuje na principu změny impedance způsobené změnou objemu krve mezi dvěma elektrodami nebo impedancí vyvolanou srdeční činností. Tato metoda má své nevýhody při měření pohybujících se pacientů a také při vyšší tepové frekvenci [33], [56].

Metoda kapacitního snímání využívá kondenzátor s pružným dielektrikem. Snímač ve tvaru prstýnku je umístěn na prst a změna objemu tkáně vyvolá změnu dielektrika a tím změnu kapacity kondenzátoru [33], [56].

Dalším způsobem měření TF je akustické snímání nazývané fonokardiografie. K tomuto měření se využívá mikrofon a zaznamenávají se akustické ozvy vzniklé činností srdce. I v tomto případě je potřeba odstranit artefakty způsobené dýcháním, šelesty nebo pohyby [33], [56].

Metoda optického snímání tepu využívá světelné propustnosti tkáně při změně tlaku krve. Této metody je využíváno u pulzních oxymetrů. Principem je různá světelná

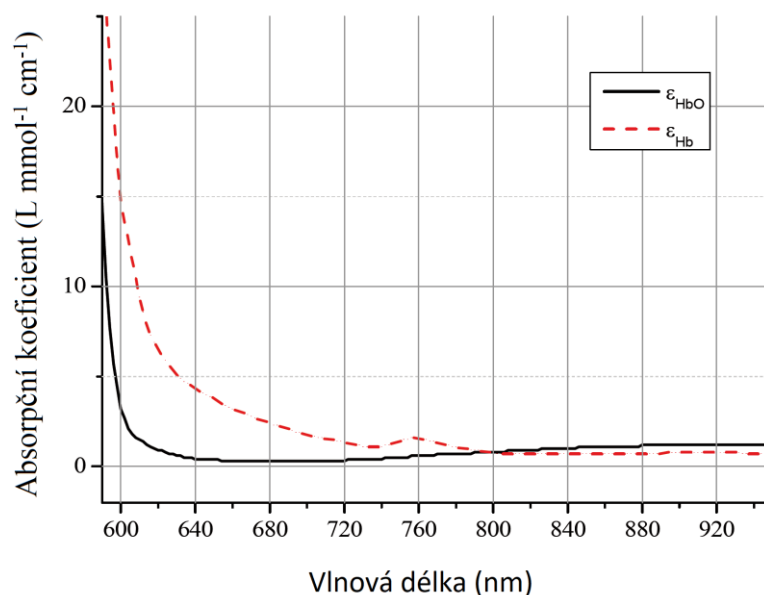
propustnost prokrvené a neprokrvená tkáň, která je nejpatrnější a nejčastěji sledovaná na konečných prstech. Měření probíhá průsvitem tkáň z oblasti infračerveného záření a fotodetekcí detektorem umístěným naproti, nebo vedle zdroje záření [33], [56].

Princip posledních dvou zmíněných metod je možno aplikovat na vyhodnocení tepové frekvence pomocí mobilního telefonu.

## **2.2 Princip medicínského měření kyslíkové saturace**

Kyslíková saturace je procentuální nasycení krve kyslíkem. Fyziologické hodnoty se pohybují mezi 95–100 % a údaj pod 80 % značí obvykle respirační problém [62]. Sníženou  $SpO_2$  je možno sledovat u onemocnění srdce a plic, jako je například astma, selhávání srdce, chronická obstrukční plicní nemoc, plicní embolie, zápal plic, ale také se mohou objevit u nemocí dýchacího centra v mozku [52], [74].

Mezi přístroje měřící kyslíkovou saturaci neinvazivně patří pulzní oxymetr. Toto zařízení se umístí na konec prstu, případně lalůček ucha, kde se měří saturace periferní arteriální krve. Přístroj měří na dvou vlnových délkách 660 nm a 940 nm, které emituje LED elektroluminiscenční dioda. Po průchodu tkání dopadá světlo na detektor měřící intenzitu procházejícího světla. Červené světlo (660 nm) absorbuje deoxyhemoglobin (jinak nazývaný také redukovaný hemoglobin) a blízké infračervené světlo (940 nm) oxyhemoglobin. Absorpční spektrum oxyhemoglobinu ( $\epsilon_{HbO}$ ) a deoxyhemoglobinu ( $\epsilon_{Hb}$ ) je vyobrazeno na Obr. 3. [52], [74].



Obr. 3 – Graf absorpčního spektra oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu, převzato a upraveno podle [28]

Absorbance roztoku je vyjádřena Lambert–Beerovým zákonem podle vzorce (3) [74], kde  $A$  je absorbance,  $\epsilon$  je molární absorpční koeficient,  $c$  je koncentrace rozpuštěné látky a  $d$  je tloušťka absorbující vrstvy [18], [52], [74].

$$A = \epsilon \times c \times d \quad (3)$$

V případě vyjádření absorbance pomocí transmittance ( $T$ ), je vzorec pro výpočet vyjádřen rovnicí (4) [74], kde  $A$  je absorbance,  $T$  je transmittance,  $I$  je intenzita vystupujícího záření a  $I_0$  je intenzita vstupujícího záření [18], [52], [74].

$$A = -\log(T) = -\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = \log\left(\frac{I_0}{I}\right) \quad (4)$$

Výstupní záření je potom vyjádřeno vzorcem (5) [18], [52], [74].

$$I = \frac{I_0}{e^{-A}} \quad (5)$$

Principem výpočtu kyslíkové saturace je procentuální poměr koncentrace oxyhemoglobinu ( $O_2Hb$ ) vůči sumě deoxyhemoglobinu ( $RHb$ ), oxyhemoglobinu ( $O_2Hb$ ), karboxyhemoglobinu ( $COHb$ ) a methemoglobinu ( $MetHb$ ), vyjádřený následujícím vzorcem (6) [52], [74].

$$SO_2 = \frac{c(O_2Hb)}{c(RHb) + c(O_2Hb) + c(COHb) + c(MetHb)} \quad (6)$$

Z hlediska principu měření pulsním oxymetrem dochází k zanedbání karboxyhemoglobinu a methemoglobinu. Diagnosticky může mít toto zanedbání vliv

na nesprávné vyhodnocení v případě otravy oxidem uhelnatým, avšak v normálním stavu se většina hemoglobinu vyskytuje ve dvou stavech – oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin. Vzorec pro výpočet periferní kyslíkové saturace ( $SpO_2$ ) pomocí pulzního oxymetru je vyjádřen rovnicí (7) [52], [74].

$$SpO_2 = \frac{c(O_2Hb)}{c(RHb) + c(O_2Hb)} \quad (7)$$

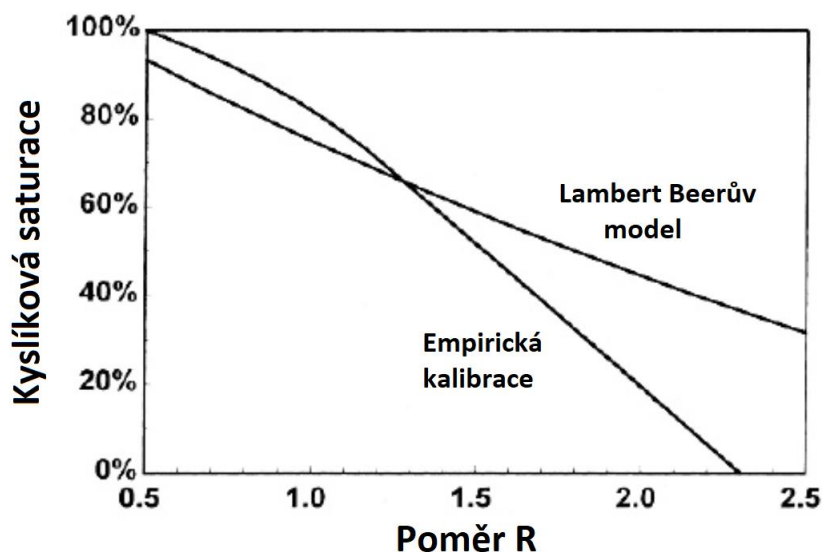
Vzhledem ke kmitající složce absorbance v průběhu pulzové vlny dochází k měření jen 1–5 % prošlého světla, zbytek je pohlcen tkáněmi. Pulzní oxymetr získává dvě hodnoty absorbancí pro vlnovou délku 660 nm a další dvě hodnoty pro vlnovou délku 940 nm. Algoritmus vypočítává modulační poměr podle vzorce (8) [50], kde  $DC_{660}$ ,  $DC_{940}$  jsou hodnoty absorpce nepulzujících komponent na vlnových délkách 660 nm, 940 nm a  $AC_{660}$ ,  $AC_{940}$  jsou hodnoty absorpce pulzující periferní krve na vlnových délkách 660 nm, 940 nm [46], [50], [57].

$$R = \frac{\frac{AC_{660}}{DC_{660}}}{\frac{AC_{940}}{DC_{940}}} \quad (8)$$

Hodnoty kyslíkové saturace jsou vypočítány na základě empirické kalibrace  $R$  pro konkrétní zařízení z rovnice (9) [46], [50], [57].

$$\% SpO_2 = 110 - 25 \times R \quad (9)$$

Tato metoda výpočtu je přesnější pro stanovení kyslíkové saturace, neboť Lambert Beerův zákon nezohledňuje rozptyl světla. Empirická kalibrace  $R$  se provádí na skupině dobrovolníků, kteří jsou v komoře s regulovaným obsahem kyslíku. Složení vdechované směsi je regulováno, aby byla výsledná kyslíková saturace subjektů v rozmezí 70–100 % a aby nebylo ohroženo jejich zdraví. Na základě procentuálního nasycení vzduchu je subjektům odebírána krev pro stanovení přesné kyslíkové saturace a díky nim vzniká takzvaná empirická kalibrační křivka. Průběh této křivky je na Obr. 4 společně se srovnáním křivky získané s využitím Lambert Beerova zákona [24], [73].



Obr. 4 – Kalibrační křivka kyslíkové saturace, převzato a upraveno podle [73]

Nevýhodou pulzní oxymetrie je relativní měření (poměr), nikoli absolutní (číselné hodnoty), mezi oxyhemoglobinem a deoxyhemoglobinem, tudíž přístroj nedokáže upozornit na chudokrevnost (nízkou koncentraci hemoglobinu). Při otravě oxidem uhelnatým nedochází k rozpoznání karboxyhemoglobinu, jehož měření pulsní oxymetr zanedbává. Výsledné hodnoty saturace postiženého pacienta se v obou případech proto jeví v normě [18], [52], [74].

V případě invazivního měření kyslíkové saturace metodou astrup dochází k odběru venózní nebo arteriální krve a vyhodnocování v laboratorních podmínkách. Invazivní zjišťování kyslíkové saturace se provádí v případě selhání neinvazivního monitoringu. Fyziologická hodnota saturace kyslíku v arteriální krvi ( $SaO_2$ ) se pohybuje okolo 95–99 % a v případě saturace kyslíku ve venózní krvi ( $SvO_2$ ) okolo 60–70 %. V klinických podmínkách může být důležitá monitorace venózní a arteriální saturace z hlediska sledování rovnováhy spotřeby kyslíku ve tkáních s dodávkou kyslíku. Vyšší hodnoty  $SvO_2$  mohou být následkem například septického šoku, hypotermie, anestezie nebo transfuze. Naopak nižší hodnoty mohou být následkem arytmií, dyspnoe, anémie nebo také hypotenze [52].

### 2.3 Princip mobilního měření TF

V rámci diplomové práce se čerpalo z několika článků hodnotících TF a  $SpO_2$  pomocí mobilního telefonu [8], [14], [28], [30], [60]. Tyto články využívaly převážně videa získaná ze zadních kamer smartphonů. Jelikož se  $SpO_2$  i TF vyhodnocují optickým

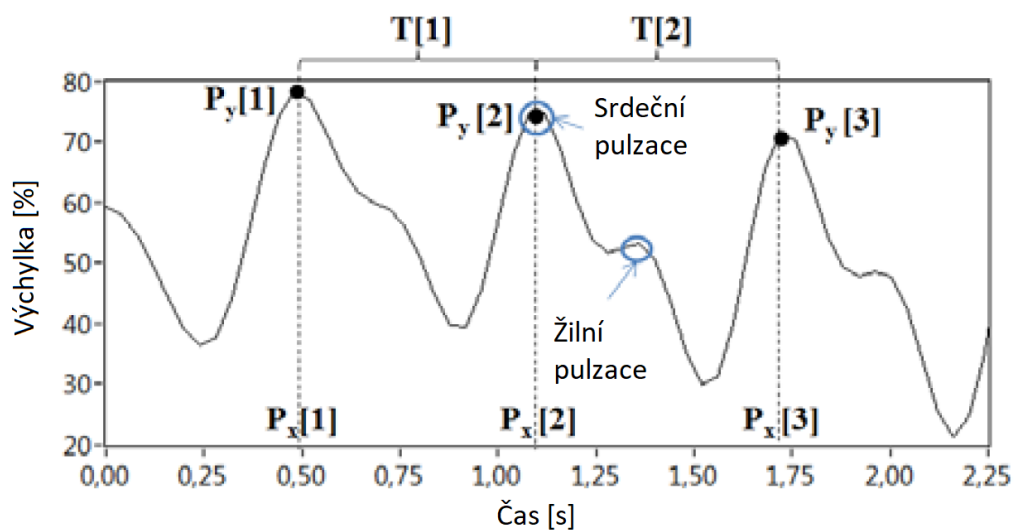
sledováním, bude v rámci zjednodušení algoritmu pro tuto práci využít právě fotoaparát. Tepovou frekvenci by bylo možno také hodnotit z mikrofonu nebo akcelerometru.

Tepová frekvence pomocí akcelerometru je měřena upevněním smartphonu na hrudní kost. Tato metoda se nazývá balistokardiografie (seismokardiografie) [67]. Využívá se citlivý tříosý akcelerometr, ze kterého jsou extrahovány tři křivky odpovídající ose x, y a z. Tyto signály jsou následně filtrovány. Nalezené vrcholy odpovídají vlně R v elektrokardiografickém (EKG) signálu [27].

V případě hodnocení TF mikrofonem je nahrán zvukový záznam. První fází je předběžné zpracování, které spočívá ve filtraci signálu a výpočtu jeho absolutní hodnoty. Z takto předzpracovaného signálu je v druhé fázi vytvořena obálka, provedena primární detekce vrcholů a odstraněn okolní hluk. Dále jsou detekovány systolické a diastolické ozvy, díky kterým je vypočítána tepová frekvence [59].

Při vyhodnocování TF pomocí fotoaparátu mobilního telefonu je snímán videozáznam přiložením prstu na zadní kameru smartphonu za současného prosvícení prstu pomocí diody emitující světlo (LED) umístěné u fotoaparátu. Získaný videozáznam byl následně rozložen do tří barevných komponent – červené, zelené a modré. V rámci stanovení TF byla využita červená složka videa, ze které byla následným zpracováním vytvořena fotopletysmografická křivka (PPG). Tvar této křivky koresponduje s pulsovou vlnou. Získání PPG bylo provedeno sumou intenzit pixelů v každém obraze videozáznamu, překračujících určitý práh. Z tohoto signálu byla detekcí vrcholů následně vyhodnocena tepová frekvence. Při snímání dat může docházet k mnoha měřicím nepřesnostem. První artefakt může být způsoben pohybem zařízení sledované osoby, případně pohybem prstu během snímání. Další nepřesnost snímání může nastat při různých hodnotách tlaku prstu na kameru. S větším tlakem na čočku dochází v místě snímání k nižší propustnosti krve přes krevní kapiláry a ke zhoršení kvality signálu [28].

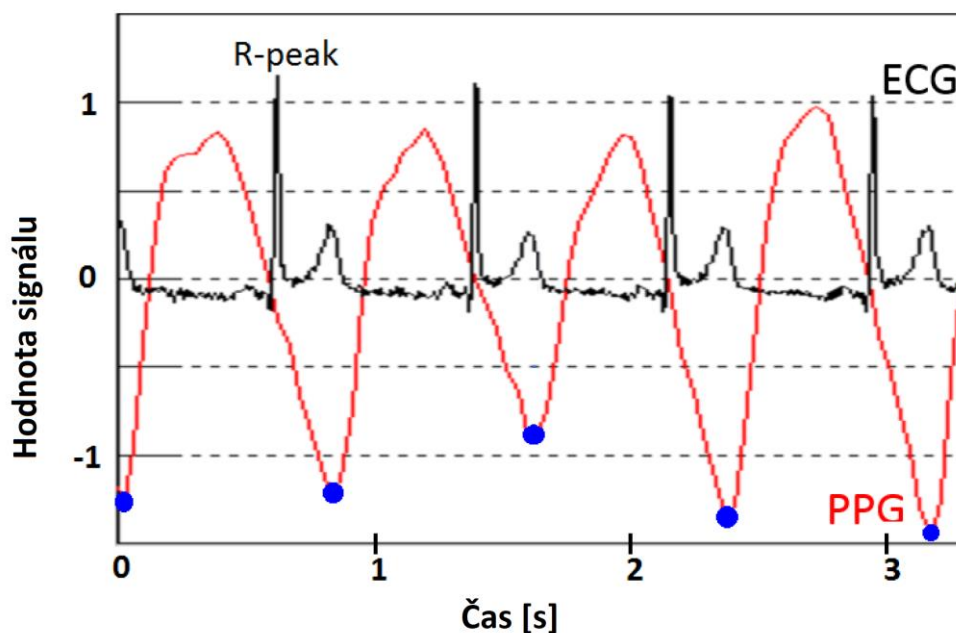
Tento algoritmus je ovšem zatížen mnoha chybami. Ve fotopletysmografické křivce jsou přítomny v rámci jednoho tepu dva zákmity značící srdeční a žilní pulzaci (ukázka na Obr. 5). Vrcholy označené jako  $P_y$  jsou při srovnání s EKG křivkou v místě vlny T [77], Obr. 6. Fotopletysmografická křivka je ve výše zmíněném Obr. 6 invertovaná. Může být přítomen drift, projevující se kolísáním od nulové izolinie [25], či nepatrné pohybové artefakty, které mohou být falešně detekovány jako vrchol a tím pádem i nesprávně zařazeny do výpočtu TF. Výhodou tohoto algoritmu je jeho jednoduchost a nízká výpočetní náročnost, jež je v případě mobilních aplikací velice žádoucí [25], [26], [60].



**Obr. 5 – Ukázka fotopletysmografické křivky, převzato a upraveno podle [30]**

$P_x[1]$ ,  $P_x[2]$  a  $P_x[3]$  určuje pozici peaků v čase,  $P_y[1]$ ,  $P_y[2]$  a  $P_y[3]$  velikost vrcholů v % a  $T[1]$  a  $T[1]$  časový rozstup mezi jednotlivými vrcholy. Fotopletysmografická křivka obsahuje dva vrcholy. Pro výpočet TF je důležitý výběr pouze srdeční pulzace. Jelikož je venózní pulzace vždy o 1/10 výchylky menší než srdeční, mohou být tyto falešné vrcholy prahováním odstraněny [30].





Obr. 6 – Srovnání PPG a EKG, převzato a upraveno z [77]

Nevýhoda předchozího algoritmu by mohla být vyřešena jednoduchou filtrací fotopletysmogramu, například pomocí pásmové propusti s průchodovým pásmem 0,75–2 Hz. Hodnocení a výpočet tepové frekvence je možný dvěma způsoby. Prvním je metoda založená na počítání, která hodnotí počet vrcholů v určitém časovém intervalu. Další je metoda založená na průměrování, která průměruje uplynulou dobu mezi dvěma po sobě jdoucími vrcholy [32].

Pro získání kvalitnějších a přesnějších výsledků může být na nasnímaná data aplikován vyhodnocovací algoritmus pro výběr správně nasnímaných dat. Ze záznamu je vypočtena průměrná hodnota intenzit v červené, zelené a modré oblasti. Pokud odchylka průměrných hodnot intenzit jasu překračuje předem definovanou hodnotu, algoritmus vyhodnotí záznam jako nekvalitně nasnímaný. U vyhovujících snímků je vytvářen binární obraz z hodnot ležících a neležících v předem definovaném rozsahu od průměrné hodnoty. U výsledného binárního tvaru je nalezen centroid. Tento centroid je také považován za střed kruhu, pro který je vybrán největší možný poloměr. Kruh musí obsahovat pouze hodnoty ležící v předem definovaném rozsahu od průměrné hodnoty a nemusí celý zasahovat do obrazu.

## 2.4 Princip mobilního měření SpO<sub>2</sub>

Pro snímání dat k výpočtu kyslíkové saturace je využita stejně jako v případě tepové frekvence zadní kamera mobilního telefonu s využitím LED osvětlení (blesku), přičemž

prst je položen na celou plochu čočky. SpO<sub>2</sub> pracuje se dvěma složkami obrazu, s červenou a zelenou. Z těchto složek videa jsou následně vytvořené dvě fotopletysmografické křivky, které jsou získány podle vzorce (10) a (11) [28], kde  $Vp_{j,RED,600}$  a  $Vp_{j,GREEN,940}$  je hodnota fotopletysmogramu j-tého snímku červené a zelené složky obrazu,  $\mu(M_{Rj})$  a  $\mu(M_{Gj})$  je průměr snímku červené a zelené složky obrazu a  $QE_{RED,600}$  je kvantová účinnost použitého fotoaparátu na 600 nm v oblasti červeného světla a  $QE_{GREEN,940}$  je kvantová účinnost na 940 nm v oblasti zeleného světla. Na vlnové délce 600 nm je nejvíce absorbován deoxyhemoglobin a největší kvantovou účinností zde zaujímá červená složka. Naopak při vlnové délce 940 nm je absorbován oxyhemoglobin. Kvantová účinnost pro blíže nespecifikovaný chytrý telefon je na Obr. 2 [28].

$$vp_{j,RED,600} = \mu(M_{Rj}) \frac{QE_{RED,600}}{\sum_{i \in 600 \text{ nm}}^{940 \text{ nm}} QE_{RED,i}} \quad (10)$$

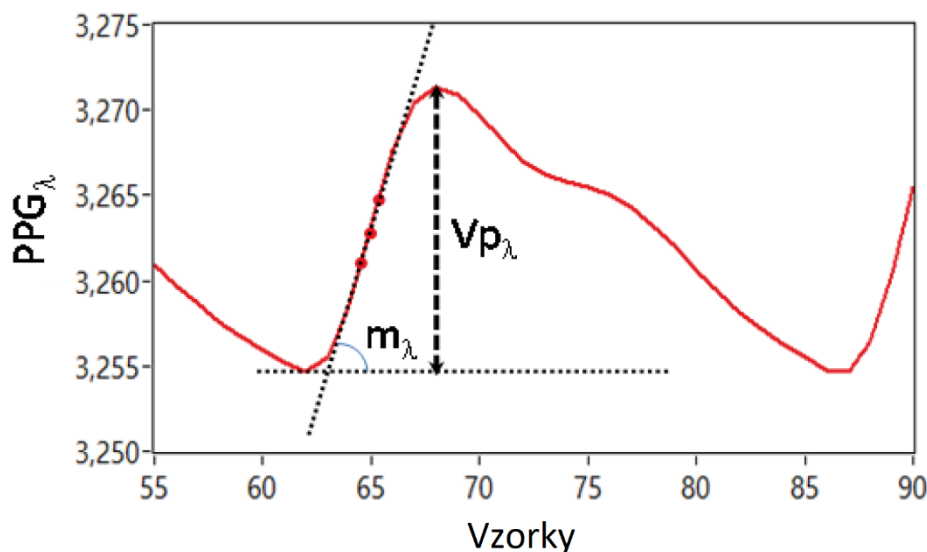
$$vp_{j,GREEN,940} = \mu(M_{Gj}) \frac{QE_{GREEN,940}}{\sum_{i \in 600 \text{ nm}}^{940 \text{ nm}} QE_{GREEN,i}} \quad (11)$$

Takto vytvořené fotopletysmografické křivky jsou filtrovány dolní propustí s nepropustným pásmem od 4 Hz. Z tohoto signálu jsou následně získávány parametry potřebné pro výpočet periferní kyslíkové saturace ze vzorce (12), jedná se o jeden zlomek [28].

$$SpO_2 = \frac{\varepsilon_{Hb,600} \sqrt{m_{940} \ln(Vp_{940})}}{\sqrt{m_{940} \ln(Vp_{940})} (\varepsilon_{Hb,600} - \varepsilon_{HbO,600})} \dots \quad (12)$$

$$\dots \frac{-\varepsilon_{Hb,940} \sqrt{m_{600} \ln(Vp_{600})}}{-\sqrt{m_{600} \ln(Vp_{600})} (\varepsilon_{Hb,940} - \varepsilon_{HbO,940})}$$

kde  $\varepsilon_{Hb,600}$ ,  $\varepsilon_{Hb,940}$  je absorpční koeficient deoxyhemoglobinu na vlnové délce 600 nm, 940 nm,  $\varepsilon_{HbO,600}$ ,  $\varepsilon_{HbO,940}$  je absorpční koeficient oxyhemoglobinu na vlnové délce 600 nm, 940 nm,  $m_{600}$  a  $m_{940}$  je úhel vzestupné hrany PPG křivky na vlnové délce 600 nm a 940 nm a  $Vp_{600}$ ,  $Vp_{940}$  je výška vrcholu fotopletysmografické křivky na vlnové délce 600 nm, 940 nm. Ukázka získání hodnot  $\varepsilon_{HbO}$  a  $\varepsilon_{Hb}$  je vyobrazena na Obr. 3, tyto hodnoty lze nalézt v tabulkách [69]. Princip získání hodnot  $m_\lambda$  a  $Vp_\lambda$  je na Obr. 7 [28].

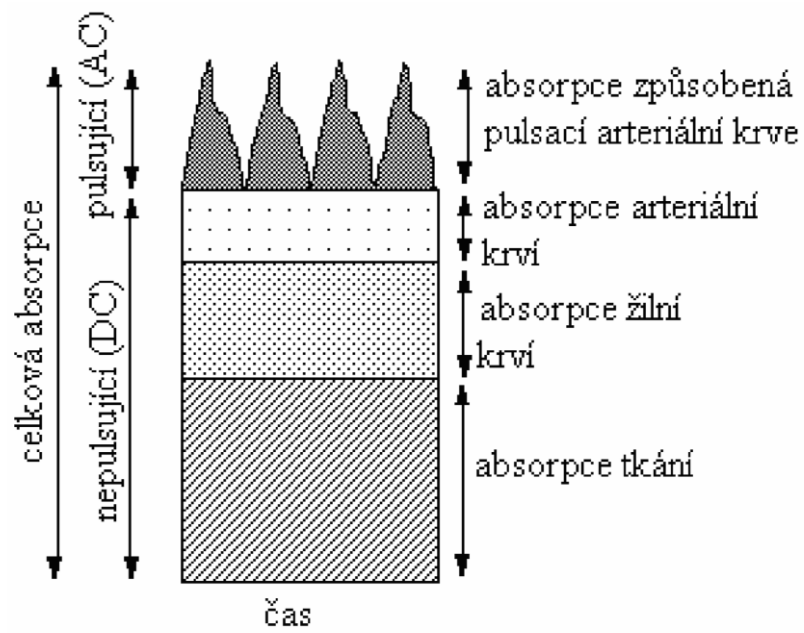


Obr. 7 – Vzestupná hrana fotopletysmografické křivky s parametry pro výpočet  $SpO_2$ , převzato a upraveno podle [28]

Modifikovat algoritmus  $SpO_2$  je možné též výběrem jiného filtru pro filtraci signálu, jako je například Butterworthův IIR filtr. Jedná se o výpočetně náročnější filtr s nekonečnou impulzní charakteristikou a možností nestability. Tento IIR filtr je také označován jako filtr s maximálně plochým průběhem v propustném pásmu. Filtrace tímto filtrem je o něco přesnější. Další modifikací může být také výběr modré části obrazu namísto zelené. V takovém případě byl použit vzorec (13) [8], [54].

$$SpO_2 = A - B \frac{\frac{AC_{RED}}{DC_{RED}}}{\frac{AC_{BLUE}}{DC_{BLUE}}}, \quad (13)$$

kde A a B jsou experimentálně stanovené koeficienty vytvořené na základě snímání testovaných subjektů a srovnání reálných hodnot kyslíkové saturace pulzního oxymetru,  $DC_{RED}$ ,  $DC_{BLUE}$  jsou hodnoty absorpce nepulzujících komponent v červené, modré oblasti a  $AC_{RED}$ ,  $AC_{BLUE}$  jsou hodnoty absorpce pulzující periferní krve v červené, resp. zelené oblasti. Při snímání mobilním telefonem můžeme jako hodnoty absorpce nepulzujících komponent považovat takové jasové hodnoty ve fotopletysmografické křivce, které jsou konstantní. Pulzující komponenty jsou naopak takové hodnoty jasu, při kterých dochází k periodické změně. Ukázka AC a DC výběru absorpce je na Obr. 8.



Obr. 8 – Výběr AC a DC absorpce, převzato z [78]

## 3 REALIZACE PROGRAMU

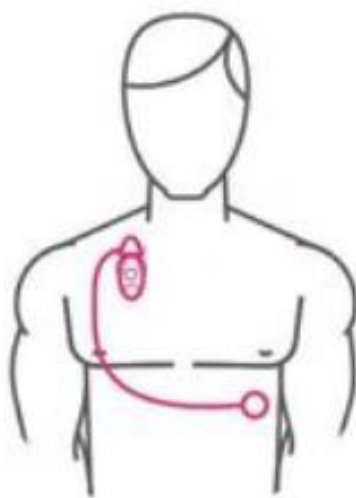
V rámci diplomové práce byl vytvořen algoritmus s uživatelským rozhraním pro výpočet kyslíkové saturace a tepové frekvence. Data pro vytvoření programu byla nasnímána mobilními telefony Lenovo Vibe S1, Apple iPhone SE a Honor 7 lite ve formátu .mp4 nebo .mov a následně vyhodnocována v programovém prostředí MATLAB. Pro vyhodnocení přesnosti programu bylo osloveno deset dobrovolníků, u kterých bylo provedeno měření na dvou telefonech. První záznam byl pomocí jejich vlastního mobilního telefonu a druhý z telefonu Lenovo Vibe S1, z jehož dat byl algoritmus primárně vytvářen. U dobrovolníků byly současně snímány referenční hodnoty saturace pomocí přístroje značky Nonin Onyx II 9560 a elektrokardiogram pomocí přenosného záznamníku FAROS 180°. Snímání dat bylo provedeno vždy za stejných podmínek, postup je popsán v následující kapitole.

### 3.1 Snímání dat

Pro snímání dat k vytvoření algoritmu na stanovení kyslíkové saturace a tepové frekvence (trénovací data) byl v této diplomové práci použit mobilní telefon značky Lenovo Vibe S1, Apple iPhone SE a Honor 7 lite. V první fázi byl na ukazováček levé ruky umístěn oxymetr značky Nonin Onyx II 9560, který snímá TF a SpO<sub>2</sub>. Z mobilního telefonu byl sejmuto ochranný kryt a puštěno LED osvětlení, které je umístěno vedle fotoaparátu. Zařízení bylo položeno na tvrdou podložku, kvůli eliminaci případných pohybových artefaktů. Na fotoaparát byl přiložen ukazováček a následně bylo zařízení včetně ruky přikryto pokrývkou pro získání tmavšího prostředí [54]. V případě změny intenzity slunečního nebo umělého osvětlení během snímání by mohl být záznam vychýlen a mohlo by dojít ke kolísání izoliny, resp. znehodnocení záznamu. Vyvážení bílé a zaostření bylo nastaveno mobilním telefonem automaticky. Po ustálení hodnot TF a SpO<sub>2</sub> (dle referenčního zařízení) bylo spuštěno snímání o přibližném trvání 20 sekund. Rozlišení videa bylo 1 280 × 720 px nebo 1 920 × 1 080 px a snímková frekvence byla okolo 30 Hz. Při snímání mobilním telefonem značky Apple iPhone SE mělo video rozlišení 1 920 × 1 080 px a snímkovou frekvencí také okolo 30 Hz. Pro Honor 7 lite byly tyto hodnoty 1 280 × 720 px a snímková frekvence 30 Hz.

Jednotky snímkové frekvence mohou být v hertzech nebo fps (frames per second). Hodnoty se mohou v závislosti na pořizovaném záznamu lišit. Jelikož oba použité mobilní telefony pracují s 30 Hz, snímková frekvence jednotlivých videozáznamů se může v závislosti na době trvání lehce lišit. Videá pro tuto práci měla rozmezí 29,7243–30,0356 Hz.

Pro snímání dat k vyhodnocení přesnosti programu (testovací data) byly zachovány konstantní podmínky snímání. U testované osoby byly přilepeny dvě Ag/AgCl elektrody značky SORIMEX, které byly napojeny na záznamník FAROS pro měření jednokanálového záznamu EKG. Jedna elektroda byla umístěna těsně pod pravou klíční kostí a druhá do srdeční osy (vlevo od axiální čáry), ukázka na Obr. 9. Na ukazováček levé ruky byl umístěn pulzní oxymetr. U všech deseti subjektů probíhalo měření na jejich vlastním mobilním telefonu a mobilním telefonu značky Lenovo Vibe S1, pro který byl primárně algoritmus navržen. Tento krok byl z důvodu zjištění odchylky mezi mobilními telefony. Délka měřených záznamů byla mezi 10–15 s. Maximální délka 15 sekund byla zvolena z důvodu velké výpočetní náročnosti v daném rozlišení.



**Obr. 9 – Ukázka nalepení elektrod, převzato a upraveno podle [10]**

V rámci měření došlo k řadě komplikací. Z tohoto důvodu nebyly použity všechny naměřené záznamy. Synchronizace EKG a videozáznamu byla prováděna pomocí zvukové signalizace přístroje FAROS. Vzhledem k neschopnosti puštění LED osvětlení některých mobilních telefonů před spuštěním snímání, byla synchronizace prováděna zvukovým záznamem jak v EKG záznamu, tak ve videozáznamu. Jelikož nebyla zvuková signalizace v některých videozáznamech slyšitelná, byl využit externí mikrofon z EarPods s konektorem 3,5 mm. U mobilních telefonů starších 5 let nedošlo ani po zapojení externího mikrofonu ke zvukové signalizaci ve videu, proto tyto záznamy nebyly použity. Videozáznamy byly v programu Movie Maker sestříhány vždy na začátku signalizační značky [12]. EKG záznamy byly v programu SignalPlant převedeny z formátu .edf do .mat [61].

Velice nepříjemnou komplikací při snímání jedním z mobilních telefonů byla vysoká teplota LED diody, která dosahovala cca 35 °C. Snímání se tak stalo subjektivně

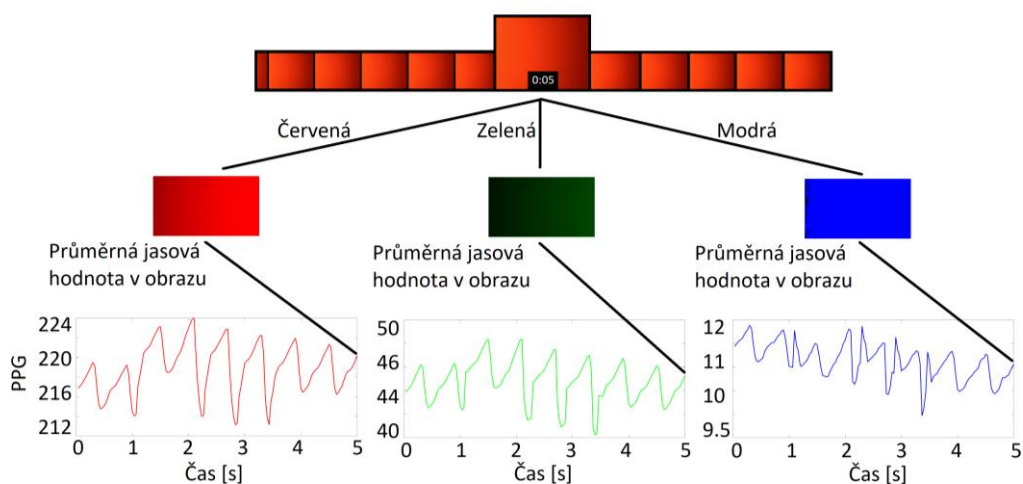
velice nepříjemným a mohlo tak dojít k odchylkám v záznamu. Další komplikací bylo nekvalitní přiložení prstu na kameru. V některých případech dobrovolníci pokládali prst jen z poloviční části na fotoaparát. Při použití mobilního telefonu se dvěma fotoaparáty nebylo možno přiložit prst na obě kamery tak, aby LED osvětlení a kamery byly na jednom článku prstu. Pro získání dat k úspěšnému propočítání algoritmem bylo nutno snímání víckrát opakovat. Při vyhodnocování byl u jiného z mobilních telefonů zjištěn konstantní jas celého videozáznamu v červené oblasti. Takovýto záznam je algoritmem vyhodnocen jako nekvalitní a není dále zpracováván.

Pro měření byly zvoleny subjekty všech věkových kategorií se zastoupením obou pohlaví. Využívaly se mobilní telefony značky Apple, Lenovo, Samsung, Xiaomi a Huawei.

### **3.2 Princip algoritmu**

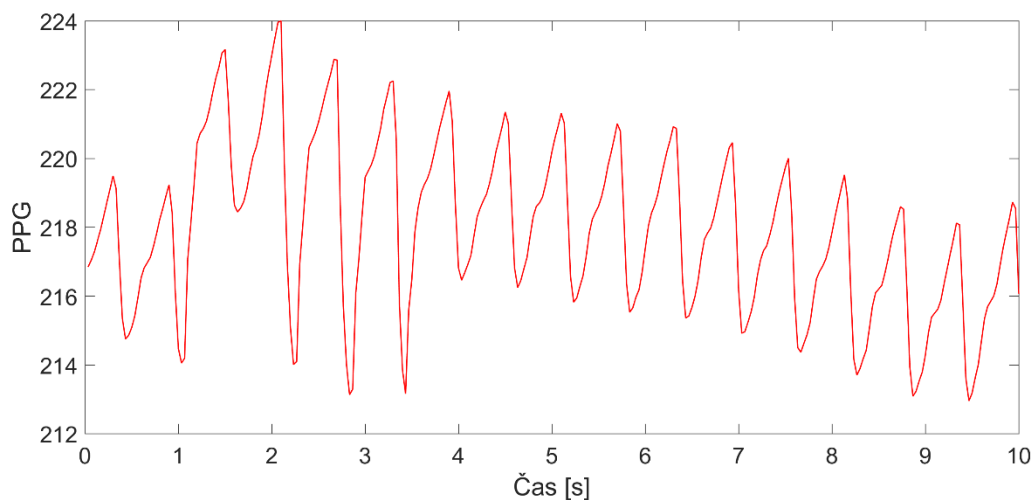
Pro vyhodnocování tepové frekvence a kyslíkové saturace byl vytvořen algoritmus v programovém prostředí MATLAB. K načtení videa se použil příkaz *VideoReader*, díky kterému byla získána obrazová matice snímků a hodnoty snímkové frekvence videozáznamu. Záznamy s rozlišením větším než  $1\,280 \times 720$  pixelů byly po okrajích oříznuty na tuto velikost a délka záznamu se zkrátila na 10 sekund. Tato omezení byla provedena pro zmenšení časové a výpočetní náročnosti programu.

Z upravených dat se vytvořily dvě fotopletysmografické křivky průměrováním. Každý snímek o velikosti  $1\,280 \times 720$  pixelů byl rozdělen na červenou, zelenou a modrou oblast. Následkem toho byly všechny rozložené snímky průměrovány, ukázka postupu je na Obr. 10.



**Obr. 10 – Postup vzniku PPG**

V grafech jsou fotopletysmografické křivky vykreslovány barvou podle dané oblasti. PPG<sub>RED</sub> červenou, PPG<sub>GREEN</sub> zelenou a PPG<sub>BLUE</sub> modrou. Vzhled surové PPG křivky červené oblasti je znázorněn na Obr. 11.

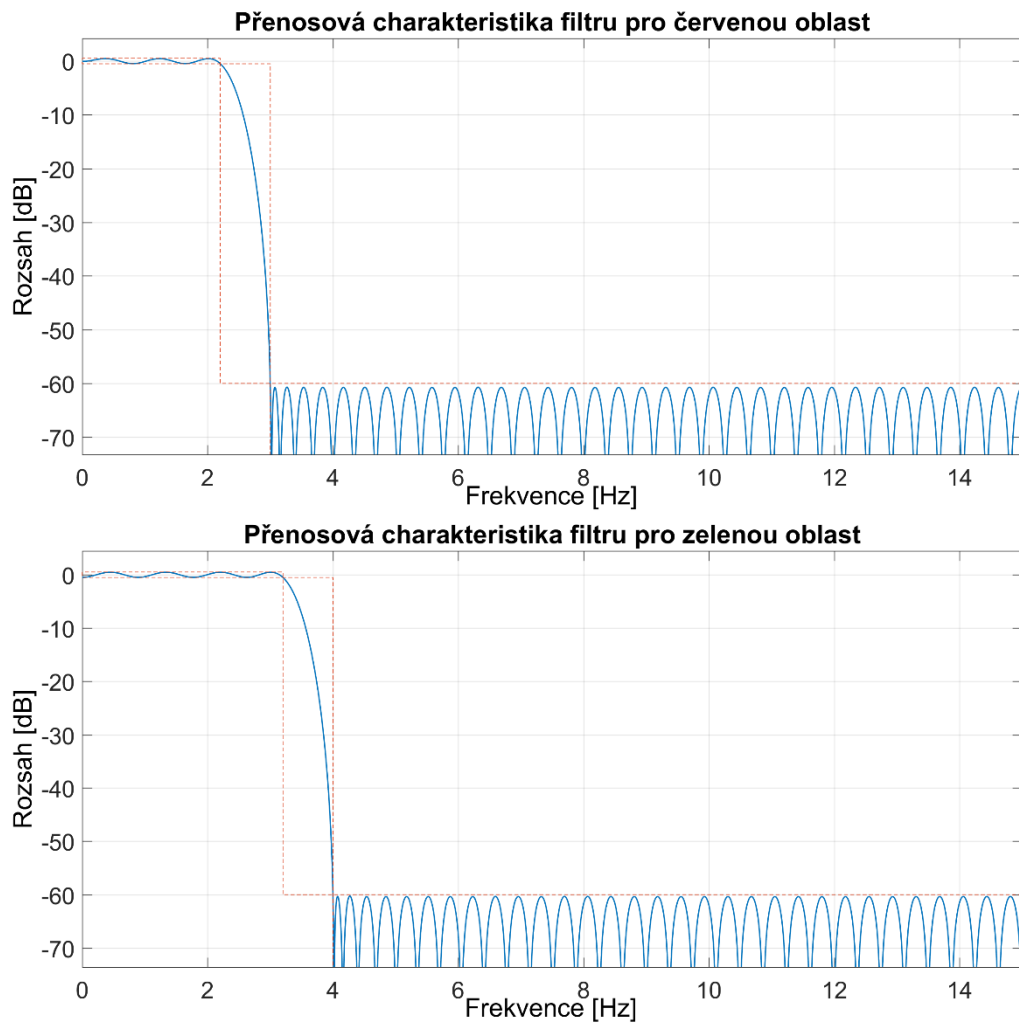


**Obr. 11 – PPG<sub>RED</sub> bez úprav**

V algoritmu nebyl využit odhad kvantové účinnosti mobilního fotoaparátu. Kvantová účinnost je pro fotoaparáty odlišná, a proto je velice těžké normalizovat a zvolit jediný graf kvantové účinnosti, který by figuroval v algoritmu. V rámci 30 trénovacích záznamů byly použity pouze tři mobilní telefony a výchylka kyslíkové saturace nehrála vzhledem k použitým telefonům výraznou roli. Signály byly v dalším kroku normalizovány. Tímto krokem bylo dosaženo sjednocení výchylek PPG do rozsahu 0–1. Každý bod křivky byl vydělen maximem z celé fotopletysmografické křivky. Dalším postupem byla filtrace dolní propustí filtry typu FIR, které byly pro tento algoritmus

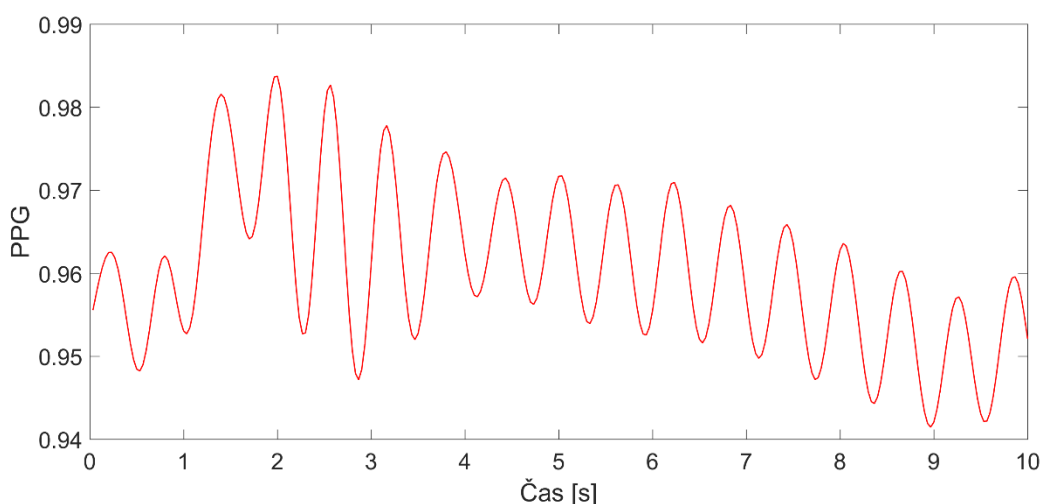


navrženy. V případě PPG<sub>RED</sub> byl využit filtr s mezní frekvencí 2,2 Hz a pro PPG<sub>GREEN</sub> filtr s mezní frekvencí 3,2 Hz [26]. Srovnání filtrů je na Obr. 12.



**Obr. 12 – Přenosová charakteristika filtrů zelené a červené oblasti**

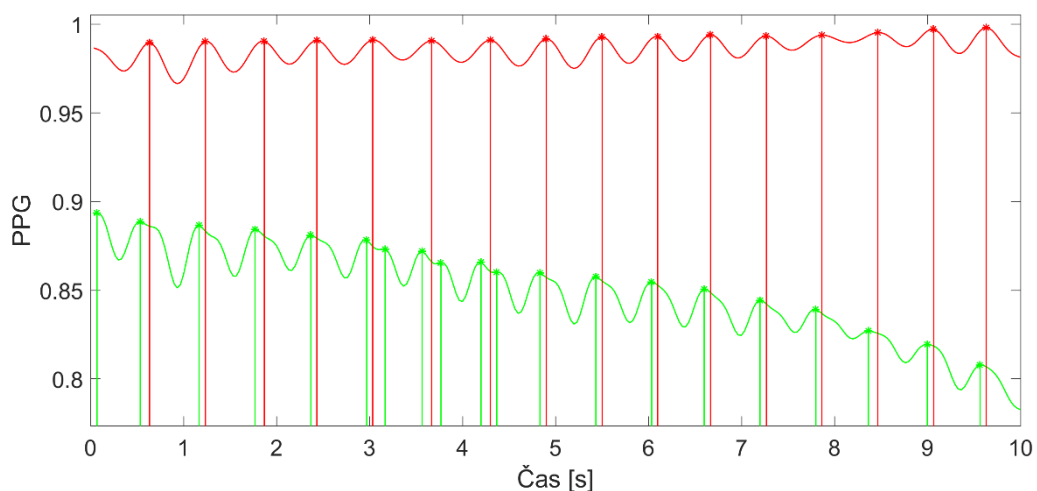
Ukázka vyfiltrované fotopletysmografické křivky červené oblasti je na Obr. 13.



**Obr. 13 – PPG<sub>RED</sub> po filtraci**

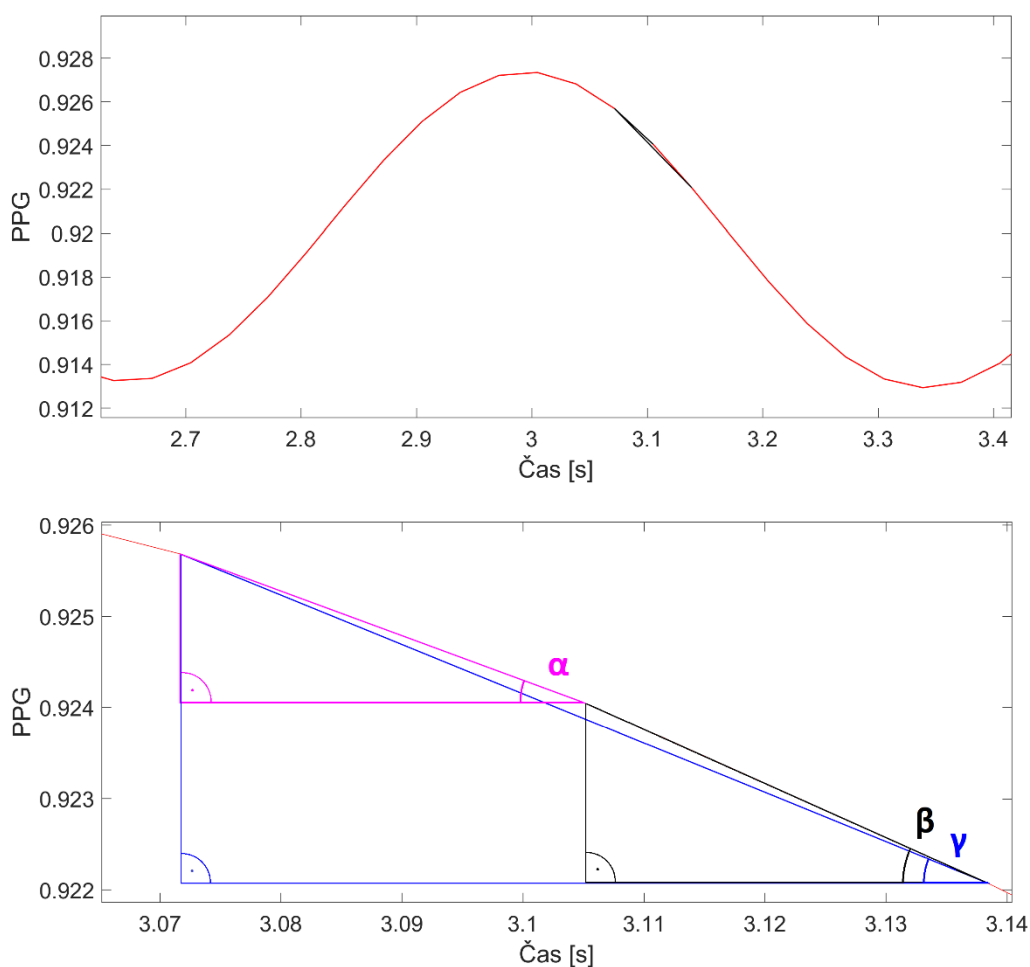
Pro následné hledání vrcholů byl použit příkaz *findpeaks* s omezením minimální vrcholové vzdálenosti pro červenou oblast podle vzorce (1) a (2) [19]. V případě zelené oblasti byly tyto vrcholy hledány bez omezení. V mnoha případech docházelo k detekci vrcholů značící žilní, nikoli srdeční pulzaci, a výsledek byl tímto znehodnocen. Detekcí všech vrcholů PPG<sub>GREEN</sub> byl tento problém odstraněn. Pomocí funkce *findpeaks* byly tedy získány pozice vrcholů (osa x) a výchylky vrcholů (osa y). Velikost peaků je funkcí *findpeaks* počítána vzhledem k nejbližšímu údolí nebo koncovému bodu signálu. Jelikož bylo v mnoha případech vybráno údolí mezi srdeční a žilní pulzací (viz Obr. 5), byla počítána velikost vrcholů hledáním nejnižšího bodu po pravé straně mezi dvěma vrcholy.

Dalším postupem bylo porovnávání shodných pozic vrcholů na ose x obou fotopletysmografických křivek a odmazání falešně nalezených v případě neshody. Ukázka překrytí obou fotopletysmografických křivek je na Obr. 14. Toto prohledávání bylo omezeno na  $\pm 10$  vzorků na ose x. PPG křivky mohou být vzájemně posunuty z důvodu různé absorpce, a tudíž rozdílnému množství odraženého světla na odlišných vlnových délkách. Odmazání falešných vrcholů probíhalo i v případě vrcholů velikostně větších než 260 % nebo menších než 40 % průměrné velikosti vrcholů. V takovém případě dojde k odmazání falešně detekovaných vrcholů způsobených žilní pulzací (ukázka srdeční a žilní pulzace je na Obr. 5).



**Obr. 14 – Překrytí fotoplethysmografických křivek**

Pro výpočet sestupné hrany sklonu vrcholů byly vybrány tři body vzdálené 2–4 vzorky na fotoplethysmografické křivce od jednotlivých vrcholů po pravé straně. Vzhledem k těmto bodům byly vytvořeny tři pravoúhlé trojúhelníky, díky kterým byly vypočítány tři úhly strmosti. Úhly  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\gamma$  byly počítány pomocí inverzní goniometrické funkce tangens ve stupních, ke které je potřeba znát délku protilehlé odvěsny a přilehlé odvěsny. Protilehlé odvěsny byly vypočítány jako rozdíl výšek dvou bodů a přilehlé odvěsny byly počítány ve vzorcích (konkrétně pro úhly  $\alpha$  a  $\gamma$  jeden vzorek a pro úhel  $\beta$  dva vzorky). Výsledné úhly byly zprůměrovány a využity ve finálním vzorci (12) pro výpočet kyslíkové saturace. Ukázka výběru úhlů  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\gamma$  a pomyslného pravoúhlého trojúhelníku je na Obr. 15.



**Obr. 15 – Ukázka výpočtu úhlu sestupné hrany vrcholů**

Pro stanovení tepové frekvence byly použity kvalitně umístěné pozice vrcholů z červené fotopletysmografické křivky. Ze dvou po sobě jdoucích peaků byla vypočtena tepová frekvence. Ukázka vzorce je v následující rovnici (14).

$$TF = \frac{\text{vzorkovací frekvence}}{\text{pozice\_vrcholu}(i + 1) - \text{pozice\_vrcholu}(i)} \times 60, \quad (14)$$

kde  $i$  je pořadí vrcholu, vzorkovací frekvence je v Hz,  $\text{pozice\_vrcholu}$  ve vzorcích a  $TF$  v tepech za minutu. Z několika po sobě jdoucích dvojic peaků byla vypočtena  $TF$  a z těchto hodnot  $TF$  následně vybrán medián (pro celý signál). Tento způsob výpočtu zamezil nekvalitnímu výpočtu způsobenému nepřesnou detekcí vzniklou případnou fluktuací signálu.

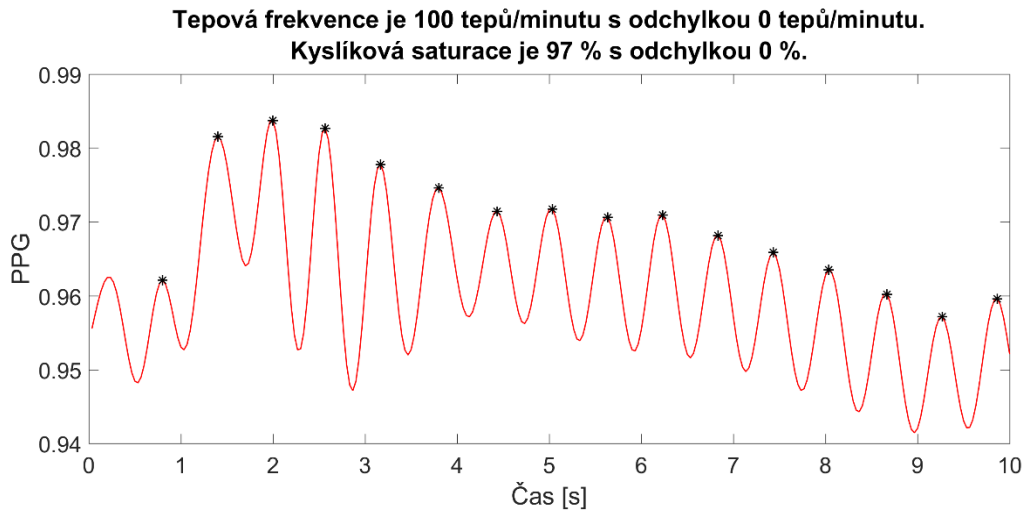
Algoritmus je doplněn o chybovou hlášku v případě značného šumu a nekvalitního signálu. Medián je porovnáván s předcházející a následující sousední tepovou frekvencí v seřazeném vektoru hodnot vypočítaných  $TF$ . V případě odchylky  $\pm 10$  tepů za minutu nebude algoritmus nadále pokračovat ve výpočtu a signál vyhodnotí

jako nekvalitně nasnímaný. Druhým případem zobrazení chybové hlášky je problémové nasnímaní záznamu. Program je doplněn o chybovou hlášku v případě problémového nasnímaní záznamu. V některých situacích se může stát, že v červené nebo zelené oblasti záznamu nedochází k žádné pulzaci. V takovém případě je PPG<sub>RED</sub> nebo PPG<sub>GREEN</sub> po celou dobu konstantní a není možno na ní detekovat žádné vrcholy. Od tohoto momentu nebude algoritmus dále pokračovat ve výpočtu, vyhodnotí záznam jako nekvalitně nasnímaný. V obou případech se uživateli objeví upozornění „Tepová frekvence a kyslíková saturace nelze vypočítat. Zopakujte prosím měření.“

Pro výpočet SpO<sub>2</sub> byl použit vzorec (12) [28], doplněný o modifikaci výsledné hodnoty (viz dále). Kyslíková saturace byla počítána pro každý vrchol zvlášť a jako výsledná hodnota byl zvolen medián těchto hodnot. Do výpočtu vstupují úhly náběžných hran vrcholů z obou PPG křivek, velikosti vrcholů PPG<sub>RED</sub> a PPG<sub>GREEN</sub> a absorpční koeficienty  $\epsilon_{\text{Hb},600} = 14,6772 \text{ L.mmol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ ,  $\epsilon_{\text{Hb},940} = 3,2 \text{ L.mmol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ ,  $\epsilon_{\text{HbO},600} = 0,69344 \text{ L.mmol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$  a  $\epsilon_{\text{HbO},940} = 1,214 \text{ L.mmol}^{-1}.\text{cm}^{-1}$ , které byly použity z [69]. Výsledné hodnoty byly vynásobeny stem pro získání procentuální hodnoty. Následná modifikace SpO<sub>2</sub> spočívala v optimalizaci hodnot kyslíkové saturace pro nasnímaná data. Byla zkoušena celá řada přístupů. V trénovací fázi bylo zjištěno, že záznamy s nižší kyslíkovou saturací mají vyšší hodnoty jasu na fotopletysmografické křivce z modré oblasti. Pro modifikaci byly tedy použity průměrné hodnoty jasu záznamu o délce 10 sekund v již zmenšené velikosti 1 280 × 720 px. Tyto hodnoty jsou označeny jako P<sub>R</sub> pro červenou, P<sub>G</sub> pro zelenou a P<sub>B</sub> pro modrou oblast ve vzorci (15). Od původní vypočítané hodnoty kyslíkové saturace je odečten koeficient o hodnotě 25,9152, který byl experimentálně stanoven.

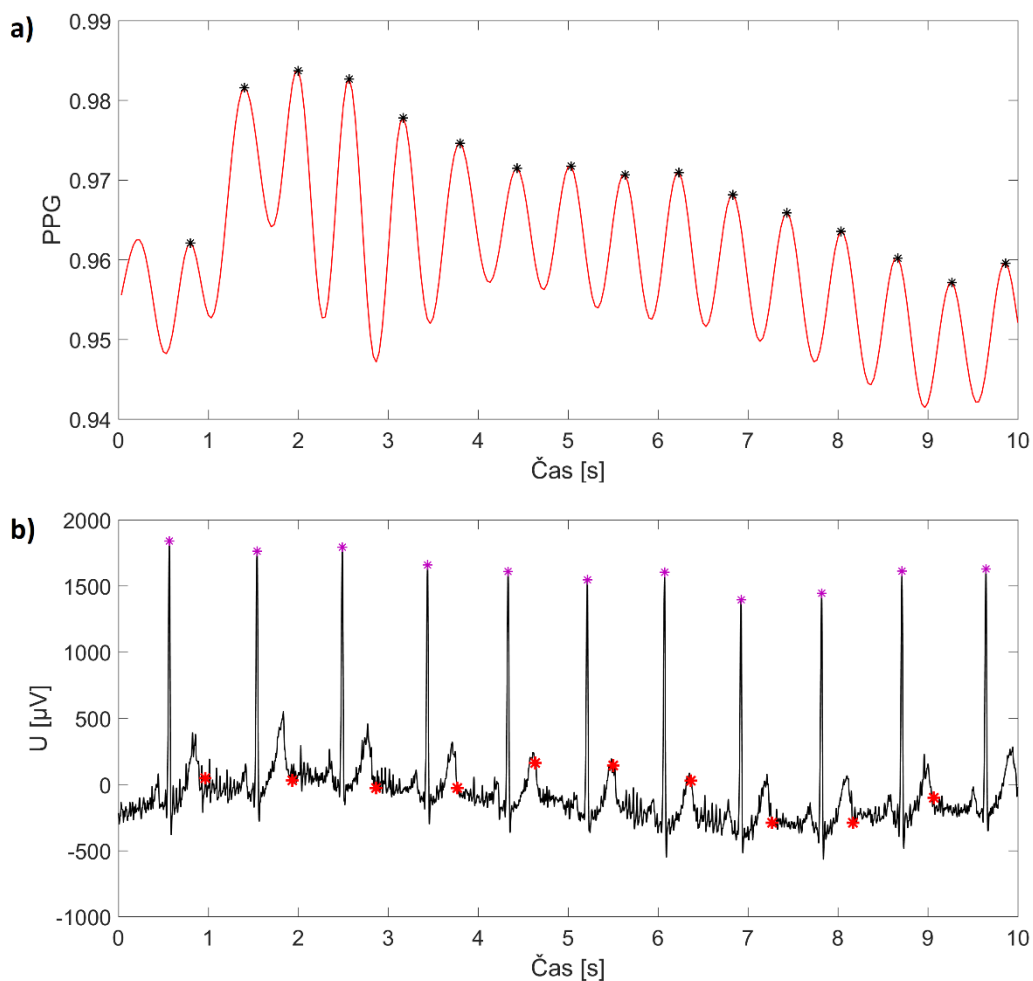
$$\begin{aligned} SpO_2 = & (SpO_{2 \text{ původní}} + (P_R \times 0,25) - \\ & -(P_G \times 0,05) - (P_B \times 0,55)) - 25,9152 \end{aligned} \quad (15)$$

Závěrečná úprava kyslíkové saturace spočívala ve finálním zaokrouhlení. Výstupem z algoritmu je graf fotopletysmografické křivky červené oblasti po úpravách s pozicemi vrcholů, které byly do výpočtu zařazeny. Ukázka je na Obr. 16.



**Obr. 16 – Výstup algoritmu**

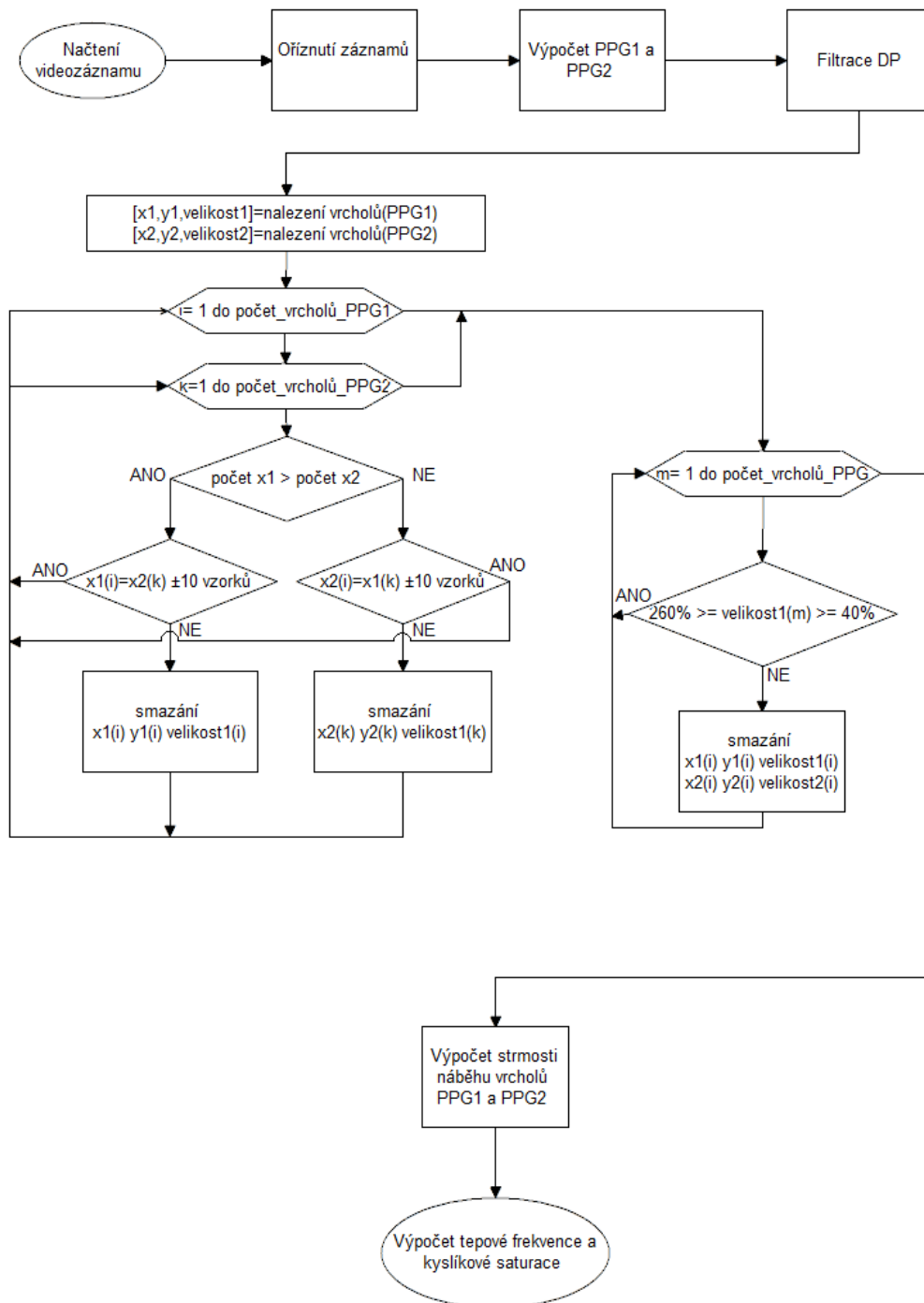
Pro zjišťování tepové frekvence ze záznamu EKG byl použit příkaz *findpeaks* s omezením minimální vrcholové vzdálenosti podle vzorce (1) a (2) a s omezením minimální velikosti vrcholů, konkrétně musí být nalezené vrcholy větší než  $\frac{1}{2}$  maximální výchylky v signálu. Pro získání TF byly použity vždy dva po sobě jdoucí vrcholy, které byly převedeny na čas podle vzorce (14). Tyto hodnoty byly zaokrouhleny a následně z nich byla vybrána mediánová hodnota. Ukázka nasednutí jednoho z trénovacích signálů je na Obr. 17, kde Obr. 17 a) znázorňuje klasický výstup z algoritmu – tedy červenou PPG křivkou a Obr. 17 b) umístění vrcholů červené fotopletysmografické křivky v EKG (červeně) a umístění detekovaných R kmitů (fialově).



**Obr. 17 – Zarovnání EKG a PPG a) Výstup z algoritmu, b) EKG versus vrcholy PPG**

Na předchozím Obr. 17 je viditelné nejasné zasazení PPG vrcholů do EKG. Nicméně na samotné fotopletysmografické křivce je znatelná kvalitní detekce vrcholů. Ve srovnání s Obr. 6, kde je signál invertovaný, je patrná stejná detekce vrcholů v místě vlny T, která značí repolarizaci komorového myokardu [74]. Z Obr. 17 lze tedy usoudit, že nekvalitní výpočet tepové frekvence není způsoben špatnou detekcí ve fotopletysmografické křivce, a lze tedy očekávat jistou odchylku, kterou bohužel nelze eliminovat. Stejně jako pulzní oxymetr, který pracuje na podobném principu a má odchylku tepové frekvence  $\pm 3$  tepy za minutu, ani tento algoritmus nebude pracovat se 100 % přesností.

Vývojový diagram algoritmu pro výpočet tepové frekvence a kyslíkové saturace je na Obr. 18. V tomto diagramu není počítáno s referencí tepové frekvence z elektrokardiografického záznamu.



Obr. 18 – Vývojový diagram algoritmu

### 3.3 Uživatelské rozhraní

Na základě předchozího algoritmu bylo v rámci diplomové práce vytvořeno grafické uživatelské rozhraní v programovém prostředí MATLAB. Po spuštění uživatelem



se zobrazí úvodní obrazovka (ukázka na Obr. 19). Vstupní parametry jsou rozděleny na povinné a nepovinné. Povinná pole označená hvězdičkou je nutno nastavit, neboť bez jejich vyplnění nedojde ke spuštění výpočtu. Při pokusu o provedení výpočtu bez těchto údajů dojde k zčervenání hvězdiček nevyplněných polí.

Hodnocení tepové frekvence a saturace krve kyslíkem pomocí chytrého telefonu  
Diplomová práce  
2017/2018

Načíst videozáznam \*

Věk  \*

Hmotnost  \*

Pohlaví  \*

Typ telefonu

Očekávaná saturace  %

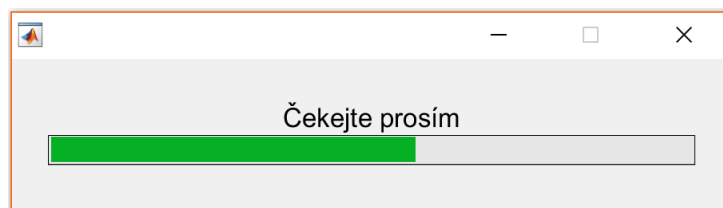
Očekávaná tepová frekvence  tepů/minutu

\* Povinná pole

Provést výpočet

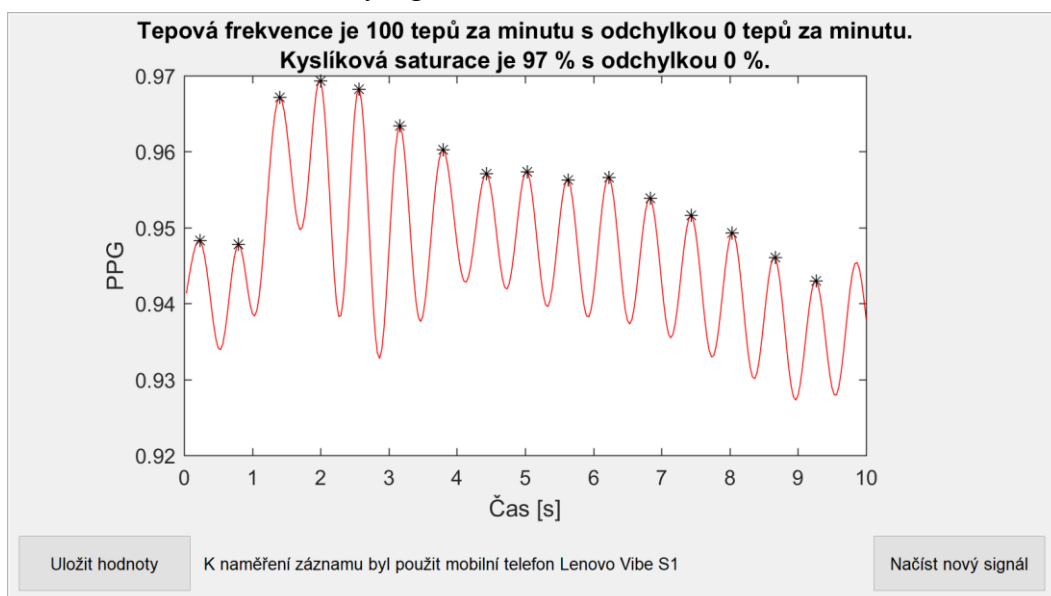
**Obr. 19 – Uživatelské rozhraní**

Jako pole označené za povinná bylo zvoleno tlačítko „Načíst videozáznam“. Po stisknutí si uživatel může primárně vybrat záznamy s příponou \*.mp4, \*.mov a \*.mat, nebo si může zvolit soubory s různými typy přípon, pro případ jiného formátu videozáznamu. Z \*.mat souborů dokáže program zpracovat pouze ty, které byly pro tyto účely vytvořeny a mají přesně danou strukturu. Dalším povinným polem je věk (udávaný v letech), hmotnost (udávaná v kilogramech) a pohlaví. Tyto parametry jsou důležité pro výpočet maximální tepové frekvence podle vzorce (1) a (2). Nepovinná pole jsou potom očekávaná saturace a očekávaná tepová frekvence, díky kterým dokáže program stanovit odchylku. Posledním nepovinným polem je typ telefonu. Po vyplnění údajů je možno program spustit tlačítkem „Provést výpočet“, po kterém je původní obrazovka vymazána a objeví se načítací lišta s komentářem „Čekejte prosím“ (viz Obr. 20).



Obr. 20 – Načítací lišta

Po proběhnutí algoritmu výpočtu se opět zaplní původní obrazovka a načítací okno zmizí. Na obrazovce se uživateli objeví fotopletysmografická křivka červené oblasti záznamu se slovním popisem vyhodnocení kyslíkové saturace a tepové frekvence. V případě nevyplnění pole očekávané tepové frekvence a očekávaná saturace není slovní popis doplněn o informaci o odchylce. Finální zobrazení po vyplnění všech polí je na Obr. 21. Opětovného zobrazení původní obrazovky bez vyplněných polí lze docílit stisknutím tlačítka „Načíst nový signál“.



Obr. 21 – Finální zobrazení v uživatelském rozhraní

Při vytváření uživatelského rozhraní byly ošetřeny nekvalitní vstupní hodnoty pro políčka věku a hmotnosti. Při vyplňování věku je nastaveno omezení této hodnoty mezi 1–150 lety a pro hmotnost je toto omezení mezi 10–300 kg. Při nedodržení těchto intervalů nedojde ke spuštění výpočtu a uživateli zčervená hvězdička u špatně vyplněného pole společně s hláškou v dolní části obrazovky „\* Povinná pole“.

Do uživatelského rozhraní bylo přidáno ukládací tlačítko do souboru poznamky.xlsx. V tomto souboru se nachází sloupce pro záznam pořadového čísla signálu, vypočítané kyslíkové saturace, vypočítané tepové frekvence, typu telefonů, očekávané kyslíkové saturace, očekávané tepové frekvence a datumu výpočtu. Nově

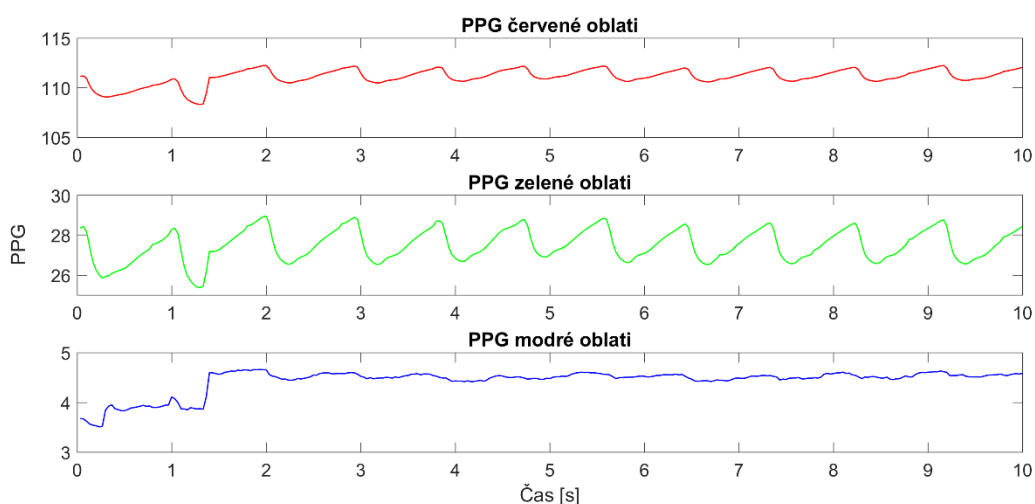
ukládání signál je vložen na nový řádek. V případě nevyplnění nepovinných polí v rámci úvodní obrazovky (Obr. 19) je do souboru v rámci daného sloupce vloženo „Neuvedeno“. Pro signály, u kterých nelze vypočítat tepovou frekvenci a kyslíkovou saturaci, nedojde k zobrazení tlačítka pro uložení. Při ukládání dat se uživateli objeví načítací lišta, ukázaná na Obr. 20. Takto vytvářený soubor by mohl sloužit jako sběr dat a následnou normalizaci v rámci značek či typů mobilních telefonů. Do souboru poznamky.xlsx je možno zapisovat pouze v případě, že se nachází ve stejné složce jako program.

### 3.4 Optimalizace nastavení

Během vytváření algoritmu pro co nejpřesnější stanovení tepové frekvence a kyslíkové saturace bylo využito hned několik postupů. Jako základní stavební kámen pro návrh algoritmu byl vybrán článek [28], který se stejnou problematikou zabývá. Na základě nepříliš podrobného popisu byl vytvořen obdobný algoritmus, který byl pro získání lepších výsledků optimalizován.

Jedním z prvotních kroků k vytvoření fotopletyšmografické křivky byla v původním článku modifikace kvantovou účinností. V článku byly použity vzorce (10) a (11), ve kterých figurovala kvantová účinnost získaná z Obr. 2. Jelikož výrobci mobilních telefonů neudávají hodnoty kvantových účinností pro konkrétní fotoaparáty, byly v práci prvotně použity odečtené hodnoty z výše zmíněného grafu. Tyto hodnoty je ovšem velice nepřesné odečtením z grafu určit. Proto byly v rámci hledání optima graf a jeho samotné hodnoty modifikovány. Byl využit jak přístup přibližného odhadu součtu plochy pod křivkou pomocí integrálu, tak i součet hodnot v určitém intervalu. Ani jeden typ modifikace se ale v žádné verzi algoritmu neosvědčil, proto byla kvantová účinnost z programu odstraněna a nevyužita. Je velice pravděpodobné, že samotná kvantová účinnost fotoaparátu má na výsledné hodnoty kyslíkové saturace vliv, nicméně je tato část předmětem rozsáhlejšího výzkumu, která by zahrnovala zjištění přesných hodnot pro každý fotoaparát.

Dalším typem modifikace je výběr určitých barevných oblastí k dalšímu zpracování. V primárně použitém článku byly vytvořeny fotopletyšmografické křivky z červené a zelené oblasti videa. V jiném z použitých článků byla použita fotopletyšmografická křivka červené a modré oblasti videa [54]. Pro tento algoritmus byla zachována červená a zelená oblast, neboť je ve vytvořených fotopletyšmografických křivkách nejvíce viditelná pravidelná pulzující komponenta. Je snazší nalézt vrcholy značící srdeční pulzaci a algoritmus je tedy více robustní. Ukázka rozdílnosti fotopletyšmografických křivek červené, zelené a modré oblasti je na Obr. 22.



**Obr. 22 – Srovnání fotopletysmografických křivek červené, zelené a modré oblasti**

Pro přesnější stanovení a vytvoření fotopletysmografické křivky je v článku [30] uveden návrh pro výběr kruhového výřezu obrazu s možností vyhodnocování kvalitního přiložení prstu při snímání. Pro tuto práci je vybrán střed videozáznamu o velikosti  $1\,280 \times 720$  px nebo celá plocha záznamu v případě jeho menšího rozlišení než ořezávaná velikost. Navržený algoritmus je optimalizován pro případ nekvalitně nasnímaného videozáznamu. V případě konstantní PPG červené nebo zelené oblasti nemůže dojít k detekci vrcholů a tím pádem k vyhodnocení  $SpO_2$  a TF. Druhým případem nekvalitně nasnímaného obrazu, pro který byl algoritmus optimalizován, jsou velké nepravidelné časové rozdíly mezi detekovanými vrcholy.

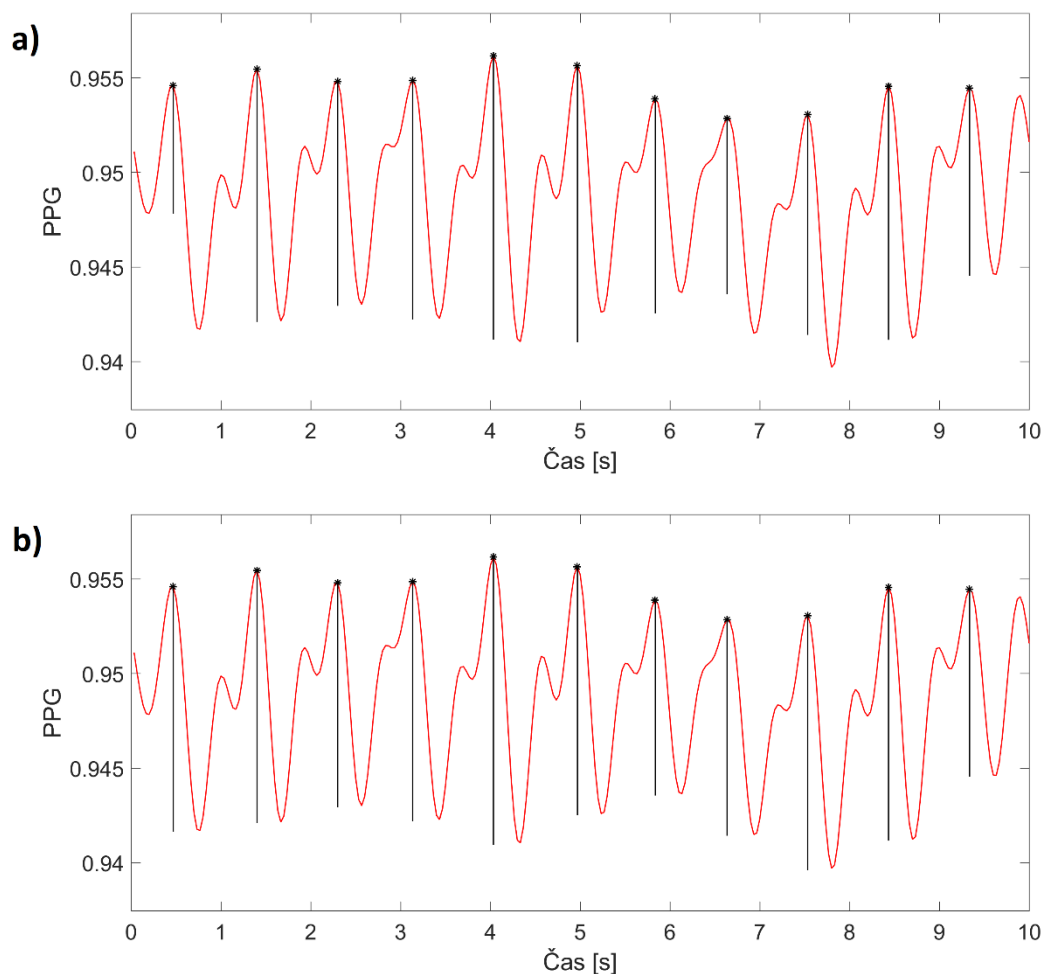
Podmínka pro správnost uložení prstu na fotoaparát zvyšovala výpočetní náročnost programu, a proto nebyla využita. Středový výběr obrazu o velikosti  $1\,280 \times 720$  px byl vybrán kvůli robustněji stanoveným fotopletysmografickým křivkám. Okraje signálů mohou být ovlivněny nekvalitním posazením prstu na kameru nebo přílišným tlakem na čočku fotoaparátu. Při nesprávném položení se mohou u okrajů videozáznamu objevovat záznamy z okolí.

Využití filtrů dolní propusti bylo převzato z článku [28]. Autoři používali jeden navržený filtr se začátkem nepropustného pásma ve 4 Hz. V této práci byl podobný filtr navržen a aplikován na fotopletysmografickou křivku červené oblasti. Pro PPG zelené oblasti byl navržen jiný filtr, který má nepropustné pásmo 3 Hz. Důvodem vytvoření dvou různých filtrů byla rozdílnost těchto dvou signálů z hlediska výskytu žilní pulzace. Principem filtrace je odstranění šumu a vyhlazení signálu. Byly aplikovány různé filtry s různou mezní frekvencí. Kombinace těchto dvou filtrů dolní propusti byla ve výsledné odchylce kyslíkové saturace nejlepší.

Ve značné řadě prací zabývající se problematikou snímání fotopletysmografické křivky mobilním telefonem řeší invertování signálu [8], [14], [26], [28]. Signál přijatý kamerou je invertovaný oproti signálům získaných pulzním oxymetrem, tzn. záznam je překlopen přes osu x. Signál přijatý pulzním oxymetrem pracuje se světlem propuštěným a fotoaparát se světlem odraženým. Při hledání optimálního řešení byl použit jak signál invertovaný, tak neinvertovaný. Navržený algoritmus ale nejlépe vyhodnotil signál neinvertovaný, proto byl ponechán v surovém stavu bez inverze. I přes skutečnost, že algoritmus pracuje se světlem odraženým, nikoli propuštěným, bylo nejlepším řešením ponechat signál neinvertovaný. Při testování byly také zkoušeny různé náběžné hrany pro zjištění úhlové velikosti. Vzhledem k různému stupni odfiltrování žilní pulzace se tato metoda neosvědčila a pro výpočet úhlu sestupné hrany byla zvolena pravá část vrcholů. Při výpočtu úhlů sestupné hrany vrcholů byl zvolen rozsah 2–4 vzorky od vrcholu. Tyto hodnoty byly zvoleny kvůli nejmenšímu rozptylu těchto tří úhlů v signálech.

Jedním z dalších kroků modifikace algoritmu je normalizace fotopletysmografických křivek. Teorie k tomuto kroku spočívá ve sjednocení velikostí signálů a tím pádem k vynechání vlivu absolutních jasových hodnot videozáznamů. Ponechána byla pouze výchylka pulzující složky s rozsahem hodnot 0–1. Některé mobilní telefony snímají jasnější červenou (popřípadě zelenou) barvu než ostatní a tím pádem je ovlivněna velikost vrcholů v jednotlivých fotopletysmografických křivkách. Ty pak mají rozdílné výchylky a výsledná saturace může být ovlivněna. Vliv použité normalizace byl potom odstraněn finální modifikací podle vzorce (15).

V této práci byla použita vypočítaná velikost vrcholů pro odmazání falešně detekovaných peaků a pro finální výpočet kyslíkové saturace. Jeden z dalších postupů, který byl testován, byla velikost vrcholů získána z příkazu *findpeaks*. Tento přístup hodnotí velikost vrcholu od nalezeného nejvyššího bodu vzhledem k nejbližšímu údolí/koncovému bodu v signálu. Při použití těchto velikostí byla zjištěna větší odchylka kyslíkové saturace než ve zvoleném případě. Příkaz vybíral údolí po levé i pravé straně, a proto byly vypočítané velikosti nekonzistentní. Další chybou by mohl být výběr údolí mezi žilní a srdeční pulzací. V takovém případě by byl výpočet znehodnocen. Ukázka velikosti vrcholů získané z příkazu *findpeaks* je na Obr. 23 a). Použitý způsob výpočtu pro tuto práci hodnotí velikost vrcholů vždy vzhledem k pravé straně signálu. Jelikož nebyl signál invertovaný, žilní pulzace se nachází na levé straně náběžné hrany na vrchol. Nedochozí tak k modifikaci číselné hodnoty velikosti vrcholů žádným z uvedených možností. Ukázka velikosti vrcholů získané použitou metodou v této práci je na Obr. 23 b).



**Obr. 23 – Ukázka výpočtu velikosti vrcholů pro a) funkci *findpeaks*, b) výběr minima mezi dvěma vrcholy**

Vzorec (12) využitý z článku [28] byl pro tento algoritmus ponechán. Byla provedena modifikace výsledné mediánové hodnoty této saturace podle vzorce (15) a přičtení stanoveného koeficientu. Vytvořený vzorec byl aplikován z důvodu větších jasových hodnot modré oblasti při nízkých referenčních hodnotách kyslíkové saturace. Myšlenka spočívala v ovlivnění saturace jasovou hodnotou všech tří oblastí videozáznamu pro získání co nejmenší odchylky. Získaná odchylka byla z původních trénovacích třiceti záznamů zprůměrována a vložena do výpočtu jako konstanta, která je od saturace po modifikaci jasových hodnot odečtena. Bez ovlivnění tohoto vzorce byla maximální odchylka kyslíkové saturace 12 %.

Algoritmus je doplněn o chybovou hlášku, která se uživateli objeví při nekvalitním nasnímání záznamu. Pokud je červená fotopletysmografická křivka konstantní a nelze na ní detekovat žádné vrcholy, algoritmus výpočet ukončí. Druhou možností je veliký rozdílný rozestup dvou po sobě jdoucích vrcholů. Pokud je mediánová

hodnota vypočítaných tepových frekvencí rozdílá o  $\pm 10$  tepů za minutu vzhledem k následující a předcházející hodnotě v seřazeném vektoru těchto hodnot nedojde k výpočtu kyslíkové saturace a tepové frekvence. Tato optimalizace byla zvolena z důvodu, že větší informační hodnotu uživateli dá fakt, že nedošlo ke správnému výpočtu tepové frekvence, než špatný výpočet tepové frekvence a kyslíkové saturace. Výsledná hláška, která se objeví uživateli je ukázána na Obr. 24.



**Obr. 24 – Ukázka špatně nasnímaného záznamu**

## 4 VÝSLEDKY

V rámci diplomové práce bylo nasnímáno třicet záznamů pro kalibraci algoritmu (trénovací záznamy) a dvacet testovacích signálů. Testovací signály byly měřeny na deseti dobrovolnících, kteří byli měřeni svým vlastním mobilním telefonem a referenčním telefonem Lenovo Vibe S1, na kterém byla měřena většina trénovacích dat pro vznik algoritmu. Sedm z třiceti trénovacích dat byly měřeny na mobilním telefonu Honor 7 lite, jeden na mobilním telefonu Apple iPhone SE a zbytek na již zmíněném Lenovo Vibe S1. Pro testovací data byly použity značky mobilních telefonů Lenovo, Apple, Samsung, Huawei a Xiaomi. Srovnání všech využitých telefonů je v následující Tab. 1.

Tab. 1 – Srovnání použitých mobilních telefonů

Značka telefonu	Clona	Senzor	Fps	Velikost videa
Lenovo Vibe S1	F2.2	BSI	30	1 920 × 1 080
Honor 7 Lite	F2.0	CMOS	30	1 920 × 1 080
Apple iPhone SE	F2.4	BSI	30	1 920 × 1 080
Lenovo S60	F2.0	PureCel	30	1 920 × 1 080
Xiaomi Redmi 3	F2.0	–	30	1 920 × 1 080
Samsung Galaxy S5	F2.6	BSI	30	1 920 × 1 080
Samsung Galaxy J5	F1.9	BSI	30	1 920 × 1 080
Lenovo Vibe Shot	F2.2	BSI	30	1 920 × 1 080
Lenovo S750	–	–	30	1 920 × 1 080
Huawei P10	F1.9	CMOS	30	1 920 × 1 080
Samsung Galaxy A3	–	–	30	1 920 × 1 080
Apple iPhone 6s	F2.2	BSI	30	1 280 × 720

U použitých mobilních telefonů byla velikost videa převážně 1 920 × 1 080 px nebo 1 280 × 720 px. Clona, pokud byla uvedena je v rozmezí F1.9–F2.6. U senzorů převládá typ BSI, ale objevuje se i CMOS či PureCel. Snímkovací frekvence je ve všech případech 30 fps.

Algoritmus byl vytvářen na 30 nasnímaných videozáznamech. Hodnoty a odchylky kyslíkové saturace a tepové frekvence pro tyto záznamy jsou vypsány v Tab. 2.



**Tab. 2 – Odchyly trérovacích signálů**

Číslo signálu	SpO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> odchylka [%]	TF [tepů/minut]	TF odchylka [tepů/minut]	Značka telefonu
1.	99	0	63	3	Apple iPhone SE
2.	84	3	79	-1	Honor 7 lite
3.	99	-1	86	1	Honor 7 lite
4.	98	0	86	2	Honor 7 lite
5.	97	1	82	-2	Honor 7 lite
6.	97	1	82	-1	Honor 7 lite
7.	95	4	65	1	Honor 7 lite
8.	97	0	90	0	Honor 7 lite
9.	98	0	86	-1	Lenovo Vibe S1
10.	99	-1	72	-1	Lenovo Vibe S1
11.	97	1	72	1	Lenovo Vibe S1
12.	98	0	78	-2	Lenovo Vibe S1
13.	95	0	100	0	Lenovo Vibe S1
14.	97	1	94	1	Lenovo Vibe S1
15.	99	-1	86	-1	Lenovo Vibe S1
16.	99	0	90	4	Lenovo Vibe S1
17.	97	1	79	-1	Lenovo Vibe S1
18.	96	1	61	4	Lenovo Vibe S1
19.	95	4	89	0	Lenovo Vibe S1
20.	98	-1	89	-1	Lenovo Vibe S1
21.	96	2	93	3	Lenovo Vibe S1
22.	94	4	74	1	Lenovo Vibe S1
23.	97	2	80	0	Lenovo Vibe S1
24.	97	0	86	0	Lenovo Vibe S1
25.	99	0	90	0	Lenovo Vibe S1
26.	96	2	86	0	Lenovo Vibe S1
27.	97	1	90	2	Lenovo Vibe S1
28.	97	0	100	0	Lenovo Vibe S1
29.	99	0	86	4	Lenovo Vibe S1
30.	99	0	88	1	Lenovo Vibe S1
Průměr		1,07		1,30	

Odchyly SpO<sub>2</sub> a TF byly vypočteny odečtením referenční hodnoty získané pulzním oxymetrem od hodnoty vypočítané algoritmem. Pro kyslíkovou saturaci u trérovacích dat byla vypočítána průměrná odchylka z absolutních hodnot 1,07 %, přičemž největší odchylka byla 4 %. V případě dat naměřených na zařízení Lenovo je tato odchylka 1 % a pro mobilní telefon Honor 1,42 %. Byly naměřeny dva případy

s kyslíkovou saturací 96 % a méně a odchylka těchto dat je 1,5 %. Pro zbývající saturaci s hodnotami 97 % a více je odchylka 1,03 %.

Tepová frekvence trénovacích dat byla naměřena s odchylkou 1,3 tepu za minutu. Pro mobilní telefon Lenovo je tato odchylka 1,27 tepu za minutu a pro Honor 1,14 tepu za minutu. Nejvyšší naměřená odchylka byla 4 tepy za minutu. Velkou část odchylky může tvořit samotná chybovost pulzního oxymetru, vůči kterému byla tepová frekvence počítána. Výrobce tohoto přístroje udává chybovost v případě kyslíkové saturace  $\pm 2$  % a pro tepovou frekvenci  $\pm 3$  tepy za minutu.

V rámci práce bylo naměřeno 10 subjektů pro zjištění přesnosti vytvořeného algoritmu. Jako reference  $SpO_2$  byl použit pulzní oxymetr značky Nonin Onyx II 9560 a jako reference pro tepovou frekvenci synchronizovaný EKG záznam naměřený přenosným záznamníkem FAROS 180°. Hodnoty a odchylky kyslíkové saturace a tepové frekvence jsou vypsány společně s použitým mobilním telefonem v Tab. 3, kde jsou čísla signálu označena  $X = 1$  až 10. X)a značí použití mobilního telefonu snímaného dobrovolníka a X)b použití referenčního mobilního telefonu.

**Tab. 3 – Odchyly testovacích signálů**

Číslo signálu	SpO <sub>2</sub> [%]	SpO <sub>2</sub> odchylka [%]	TF [tepů/minut]	TF odchylka [tepů/minut]	Značka telefonu
1)a	96	1	67	1	Apple iPhone SE
1)b	99	-2	80	-1	Lenovo Vibe S1
2)a	93	4	78	2	Lenovo S60
2)b	96	1	75	1	Lenovo Vibe S1
3)a	98	1	55	0	Xiaomi Redmi 3
3)b	98	1	53	0	Lenovo Vibe S1
4)a	94	3	100	-2	Samsung Galaxy S4
4)b	97	1	95	-2	Lenovo Vibe S1
5)a	98	0	56	3	Samsung Galaxy J5
5)b	98	0	60	-1	Lenovo Vibe S1
6)a	98	-2	56	3	Lenovo Vibe Shot
6)b	96	0	67	0	Lenovo Vibe S1
7)a	96	0	67	0	Lenovo S750
7)b	97	-1	68	1	Lenovo Vibe S1
8)a	96	0	62	3	Huawei P10
8)b	95	1	67	-1	Lenovo Vibe S1
9)a	96	-2	72	0	Samsung Galaxy A3
9)b	95	-1	71	-2	Lenovo Vibe S1
10)a	98	-1	80	4	Apple iPhone 6s
10)b	97	0	82	0	Lenovo Vibe S1
Průměr		1,1		1,4	

Průměrná odchylka kyslíkové saturace je v rámci testovacích dat 1,1 %. V případě výběru dat naměřených na referenčním mobilním telefonu je tato odchylka 0,8 % a pro signály získané z odlišných mobilních telefonů 1,4 %. Skoro dvojnásobný rozdíl v odchylce u použitých telefonů může být způsoben rozdílnou kvantovou účinností jednotlivých telefonů. Největší odchylka byla naměřena u mobilního telefonu Lenovo S60, u kterého byl rozdíl kyslíkové saturace změřené na dvou telefonech největší. Pro získání robustnější statistiky kyslíkové saturace vzhledem k mobilním telefonům by bylo potřeba více signálů na jednotlivých telefonech s měřením jedné testované osoby.

Odchylka tepové frekvence pro testovací data je 1,4 tepu za minutu. V případě různých mobilních telefonů je tato odchylka 1,5 tepu za minutu a pro referenční telefon Lenovo Vibe S1 je tato odchylka 1,2 tepu za minutu. Ve srovnání s daty, která byla použita pro vytváření algoritmu se tato odchylka téměř neliší. Referenční hodnoty z EKG záznamu použité u testovacích dat jsou ovšem robustnější. Na základě vyhodnocení z Tab. 3 a obdobného principu pulzního oxymetru se dá předpokládat fluktuace tepové frekvence  $\pm 4$  tepy za minutu, což je také maximální odchylka v testovaných záznamech.

V rámci diplomové práce bylo použito celkem 50 signálů pro stanovení tepové frekvence a kyslíkové saturace. Jejich celková odchylka kyslíkové saturace je 1,09 % a tepové frekvence 1,35 tepu za minutu. Do statistiky byly použity pouze ty signály, které algoritmus vyhodnotil jako kvalitní, a tudíž provedl výpočet. Celkově se odchylky testovacích a trénovacích signálů příliš neliší.

Odchylky kyslíkové saturace mohou být způsobeny několika vlivy. Asi největší odchylka je způsobena velikostí vrcholů, která vstupuje do výpočtu. Parametrem ovlivňujícím tuto veličinu může být například jas videozáznamu nebo tlak prstu na kameru, který způsobuje značné kolísání od nulové izolinie. Další proměnnou ovlivňující výsledné hodnoty je úhel vzestupné hrany vrcholů. Tento parametr může opět ovlivňovat tlak prstu na kameru. Při změně síly působící na čočku fotoaparátu dochází ke změně intenzity jasu ve videu a tím pádem i ke změně velikosti vrcholu. Tento vrchol má potom úhel vzestupné hrany větší, nebo naopak menší.

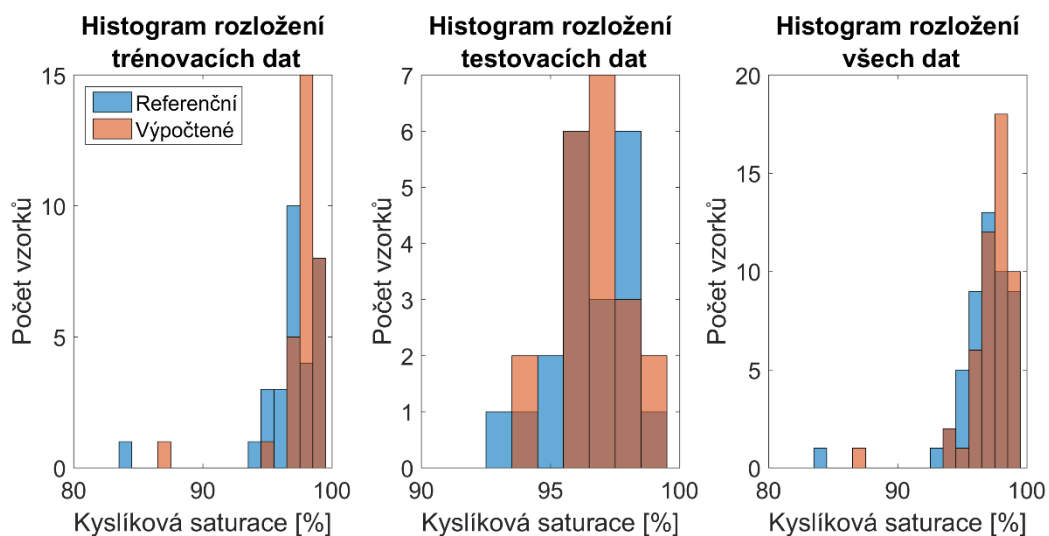
Odchylka tepové frekvence závisí na detekci vrcholů ve fotopletysmografické křivce. V červené oblasti je tato křivka značně viditelná, pokud nedojde ke špatnému nasnímání. V takovém případě není signál uvažován ani zařazen do výpočtu. Pro referenci tepové frekvence byly použity hodnoty z pulzního oxymetru a také hodnoty vypočítané přímo z EKG. I přes správnou detekci vrcholů ve fotopletysmografické křivce i EKG záznamu, se odchylka těchto hodnot pohybovala v rozmezí  $\pm 4$  tepy za minutu. Tato chyba může být způsobena rozdílnou fyziologií prstu, ale také vzorkovací (EKG) a snímkovací (PPG) frekvencí. Vzorkovací frekvence EKG byla 500 Hz a snímkovací frekvence videozáznamů mobilních telefonů 30 fps (Hz).

Valnou část odchylek a neschopnosti algoritmu vypočítat tepovou frekvenci a kyslíkovou saturaci nelze eliminovat. Měření pomocí mobilního telefonu je velice subjektivní záležitost. Někteří jedinci byli naměřitelní velice snadno, u některých jedinců docházelo k velké fluktuaci záznamů. Nezáleželo ani na obvodu ukazováčku, na kterém byly záznamy měřeny, na opotřebovanosti polštářku prstu manuální prací nebo případném použitém laku na nehty. Nezáleželo ani na hmotnosti a věku měřeného jedince.

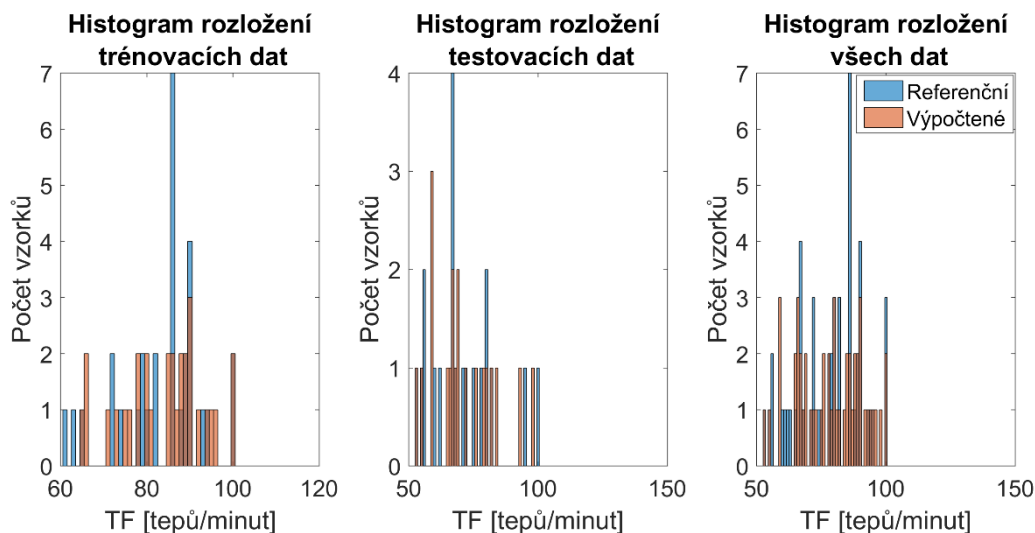
## 5 HODNOCENÍ

V rámci statistického vyhodnocení byly zhotoveny histogramy rozložení trénovacích a testovacích dat pro kyslíkovou saturaci (Obr. 25) a testovacích a trénovacích dat pro tepovou frekvenci (Obr. 26). Bylo provedeno testování normálního rozložení dat pomocí Shapiro-Wilkova testu a Anderson-Darlingova testu. Na základě zjištění normality byly aplikovány testy pro vyhodnocení podobnosti mezi trénovacími a referenčními a testovacími a mezi referenčními hodnotami SpO<sub>2</sub> a TF. Dále byly prováděny testy vyhodnocující podobnost zastoupení odchylek SpO<sub>2</sub> a TF [21].

Před testováním je potřeba definovat několik pojmů týkající se statistického vyhodnocování. Jednou z nejdůležitějších hodnot ve statistice je tzv. p hodnota. Tato hodnota vyjadřuje pravděpodobnost, při které platí nulová hypotéza (hypotéza, kterou testujeme). Čím menší je tedy hodnota p, tím pravděpodobněji je nulová hypotéza (H<sub>0</sub>) zamítnuta. U každého ze zvolených testů bude nulová hypotéza uvedena. P hodnota bývá porovnávána s tzv. hladinou významnosti ( $\alpha$ ). Tato  $\alpha$  je pravděpodobností, se kterou se zamítne nulová hypotéza i přes její platnost. Pro naši práci byla zvolena  $\alpha = 0,05$  [15].



Obr. 25 – Histogramy rozložení referenčních a vypočtených dat kyslíkové saturace



**Obr. 26 – Histogramy rozložení referenčních a vypočtených dat tepové frekvence**

Shapiro-Wilkův test je test sloužící k ověřování normálního rozložení dat (Gaussovo rozložení dat). Většina testů, které se ve statistice používají (studentův test, t-test) mají předpoklad normálního rozložení vstupních dat. Nulovou hypotézou tohoto testu je předpoklad, že data pochází z normálního rozložení. Nezamítnutím nulové hypotézy tedy dokážeme, že data mají normální rozložení. Pro tento test bylo použito programové prostředí RStudio a příkaz *shapiro.test*. Pro normální rozložení je tedy předpoklad, že  $p > \alpha$ . Pro testování normality dat kyslíkové saturace byly zjištěny hodnoty  $p$  pro referenční data  $3,352 \times 10^{-9}$  a pro vypočítaná data  $9,312 \times 10^{-9}$ . V obou případech tedy zamítáme nulovou hypotézu a můžeme konstatovat, že data kyslíkové saturace nemají normální rozložení. Toto tvrzení lze potvrdit vizuálně na Obr. 25, na histogramu rozložení všech dat. Pro hodnoty referenčních dat tepové frekvence byla  $p$  hodnota 0,2284 a vypočítaných dat 0,1353. V obou případech je  $p > \alpha$ , z čehož plyne tvrzení, že data mají normální rozložení. Normální rozložení dat bylo testováno navíc pro trénovací a testovací skupiny dat tepové frekvence. Pro testovací referenční data je  $p$  hodnota 0,2898 a pro testovací vypočítaná data  $p = 0,0718$ . V případě trénovacích referenčních dat je  $p = 0,398$  a pro trénovací vypočítané hodnoty  $p = 0,2165$  [38].

Pro testování normality byl pro ověření využit ještě Anderson-Darling test. Při pohledu na Obr. 26 není normalita zcela jednoznačná. Nulová hypotéza tohoto testu zní, že data pochází z normálního rozložení. Můžeme tedy uvažovat stejně, jako v předchozím případě, že pokud  $p > \alpha$ , nezamítáme nulovou hypotézu a můžeme předpokládat normální rozložení dat. Tento test byl aplikován v programovém prostředí MATLAB příkazem *adtest*. V případě kyslíkové saturace byla  $p$  hodnota pro referenční i vypočítané hodnoty v obou případech  $5 \times 10^{-4}$ . V tento moment můžeme normalitu dat  $SpO_2$  vyloučit. Pro referenční data tepové frekvence je  $p$  hodnota 0,266 a pro vypočítaná

data 0,1431. V obou případech přijímáme nulovou hypotézu a data jsou tedy normálně rozložena. Při ověření z pohledu trénovacích a testovacích dat jsou tyto  $p$  hodnoty pro referenční data 0,3353 a 0,4083. V případě vypočítaných dat byly tyto  $p$  hodnoty 0,0347 a 0,3242. Je zde vidět, že v jednom případě nebyla splněna podmínka  $p > \alpha$ , z čehož plyne, že data v souboru vypočítaných trénovacích dat nemají normální rozložení. Pro další práci byly tedy použity pouze neparametrické testy, které nemají jako vstupní podmínku normální rozložení dat [22].

V další části práce byly vyhodnocovány podobnosti testovacích a trénovacích dat. Byl zvolen neparametrický dvouvýběrový Wilcoxonův test. Nulová hypotéza tohoto testu se týká mediánu a rozdělení sledované náhodné veličiny okolo něj. Naším cílem je tedy nezamítnout nulovou hypotézu a potvrdit, že jsou tyto veličiny stejného rozdělení čili,  $p > \alpha$ . K testování bylo použito programové prostředí RStudio a příkaz *wilcox.test*. Pro kyslíkovou saturaci všech dat byla výsledná hodnota  $p = 0,08861$ . V případě trénovacích dat byla tato hodnota  $p = 0,052$  a pro testovací data  $p = 0,7385$ . Ve všech případech nebyla nulová hypotéza zamítnuta. Z toho vyplývá, že u hodnot kyslíkové saturace existuje jistá podobnost vzhledem k mediánovému rozdělení a hodnoty se vyskytují rovnoměrně kolem již zmíněného mediánu. Hodnoty  $p$  pro tepovou frekvenci všech dat byly 0,8848. Z hlediska trénovacích dat byla tato hodnota  $p = 0,9298$  a z hlediska testovacích dat  $p = 0,9136$ . Vzhledem k vyhodnocení, že platí podmínka  $p > \alpha$  nezamítáme nulovou hypotézu [38].

Posledním bodem dvouvýběrového testování byl výpočet korelačních koeficientů mezi referenčními a vypočítanými hodnotami. Korelace je pravděpodobnost, zda je mezi testovanými veličinami závislost. Pro upřesnění, zda se při změně jedné hodnoty změní i druhá. Nabývá hodnot mezi -1 a 1, přičemž absolutní hodnota 1 značí maximální vzájemný vztah a 0 naopak nulový vzájemný vztah. Výpočet byl prováděn v programovém prostředí MATLAB funkcí *corrcoef*. U kyslíkové saturace byl zjištěn korelační koeficient pro všechny signály s hodnotou 0,7741. V případě trénovacích dat byl tento koeficient 0,8602 a v případě testovacích dat 0,43. Pro tepovou frekvenci je hodnota korelačního koeficientu u všech signálů 0,9906, pro trénovací data 0,9844 a pro testovací data 0,9907 [38].

Z hlediska odchylek byly vytvořeny dvě tabulky hodnotící jejich rozložení. Pro kyslíkovou saturaci Tab. 4 a pro tepovou frekvenci Tab. 5. Tabulky byly vytvořeny na základě testovacích, trénovacích a všech dat, které lze rozlišit podle počtu signálů, kde trénovacích je 30, testovacích 20 a všech celkově 50. Díky těmto hodnotám byly vytvořeny boxploty (krabicové grafy), které jsou zobrazeny pro odchylky kyslíkové saturace na Obr. 27 a pro odchylky tepové frekvence na Obr. 28.

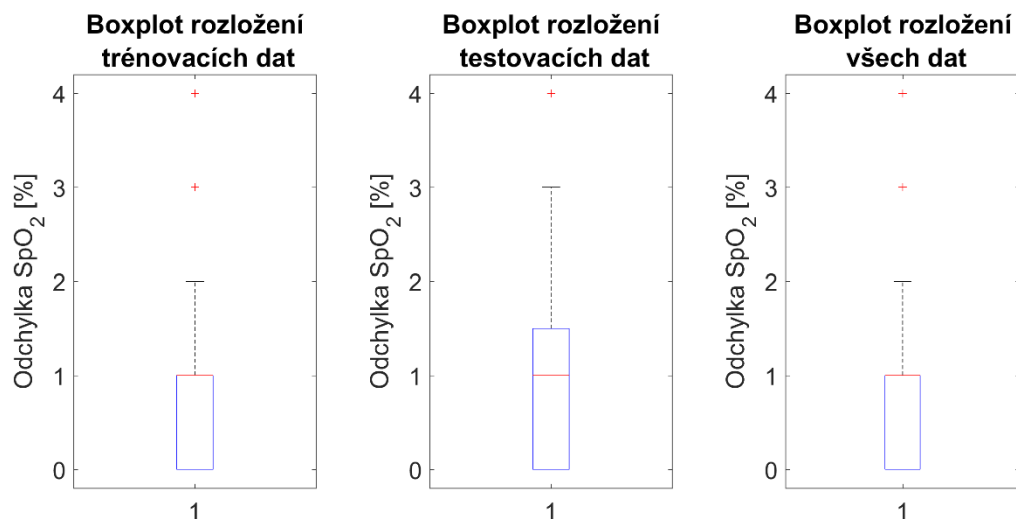
**Tab. 4 – Popisné statistiky pro odchylky SpO<sub>2</sub>**

Počet signálů	30	20	50
Průměr	1,07	1,10	1,08
Medián	1,00	1,00	1,00
Směrodatná odchylka	1,24	1,04	1,16
Rozptyl	1,53	1,09	1,35
Minimum	0,00	0,00	0,00
Maximum	4,00	4,00	4,00
Dolní kvartil	0,00	0,00	0,00
Horní kvartil	1,00	1,00	1,00

**Tab. 5 – Popisné statistiky pro odchylky TF**

Počet signálů	30	20	50
Průměr	1,30	1,35	1,32
Medián	1,00	1,00	1,00
Směrodatná odchylka	1,22	1,19	1,21
Rozptyl	1,48	1,43	1,46
Minimum	0,00	0,00	0,00
Maximum	4,00	4,00	4,00
Dolní kvartil	0,25	0,00	0,00
Horní kvartil	2,00	2,00	2,00





Obr. 27 – Krabicové grafy pro odchylky kyslíkové saturace



Obr. 28 – Krabicové grafy pro odchylky tepové frekvence

Při vyhodnocování popisných statistik kyslíkové saturace z Tab. 4 a tepových frekvencí z Tab. 5 si můžeme všimnout, že je mediánová hodnota ve všech případech rovna jedné. Tento výsledek značí, že nejfrekventovanější hodnota je právě v hodnotě jedna a ostatní odchylky jsou zastoupeny rovnoměrně pod a nad touto hodnotou. Průměrná hodnota pro  $SpO_2$  i TF byla v případě trénovacích dat (počet signálů 30) menší než pro testovací data. V případě rozptylu, který vyjadřuje rozdělení souboru kolem střední hodnoty, jsou hodnoty pro trénovací data větší. Směrodatná odchylka neboli odmocnina z rozptylu je pro testovací data také vyšší. Hodnoty maxim udávají maximální odchylku. Ve všech případech, jak pro testovací, tak pro trénovací data kyslíkové saturace a tepové frekvence je, tato hodnota rovna čtyřem. V případě tepové frekvence je

u boxplotů vidět velká podobnost. U boxplotů kyslíkové saturace je vidět, že mediánová hodnota se v případě testovacích dat nachází v horním kvartilu. Horní kvartil se rovná 75. percentilu dat a dolní kvartil naopak 25. percentilu dat. U boxplotů kyslíkové saturace je také vidět řada odlehlých hodnot [20], [21].

U kyslíkové saturace můžeme vidět horší výsledky ze všech použitých statistických testech. Bylo využito neparametrické testování z důvodu nenormálního rozložení daných dat. Při testování pomocí Wilcoxonova dvouvýběrového testu nebyla u TF, ani u SpO<sub>2</sub> zamítnutá nulová hypotéza. Tento test slouží převážně ke zjištění, zda byly vybrány dva nezávislé vzorky. Zamítnutím nulové hypotézy tedy připouštíme, že existuje jistá závislost mezi referenčními a vypočítanými daty. U korelačních koeficientů byla zjištěna v případě TF velká podobnost. Hodnoty korelačních koeficientů se pohybovaly blízko hodnotě 1 a tudíž je zde předpoklad, že je mezi hodnotami určitý vztah. Pro kyslíkovou saturaci byly získány rozdílné hodnoty korelačních koeficientů v případě testovacích a trénovacích dat. Hodnota korelačního koeficientu 0,43 v případě trénovacích dat může být způsobena použitím různých mobilních telefonů. Jak již bylo zmíněno dříve, výpočet kyslíkové saturace závisí na jasových hodnotách pořízených snímků, které mohou být ovlivněny kvantovou účinností daných fotoaparátů.

Výsledkem stojící za povšimnutí je percentilový rozsah odchylek trénovacích a všech dat z Obr. 27. Rozsah mezi 25. a 75. percentilem je menší, než rozsah ve zbylém boxplotu a v případě boxplotů z Obr. 28. V krabicovém grafu je též vidět pár odlehlých hodnot (označených červeným +). Z tohoto lze tedy usoudit, že pro TF je více rovnoměrně rozložených odchylek, a pro kyslíkovou saturaci jsou tyto odchylky více extrémní.

Při porovnávání algoritmu s více autory byly využity 3 články řešící stejnou tematiku. Tato srovnání jsou zapsána pro kyslíkovou saturaci v Tab. 6 a pro tepovou frekvenci v Tab. 7.

**Tab. 6 – Srovnání výsledků SpO<sub>2</sub> s jinými autory**

Zdroj signálů	Počet záznamů	Průměrná odchylka SpO <sub>2</sub> [%]
Naměřená trénovací data	30	1,05
Naměřená testovací data	20	0,97
Naměřená všechna data	50	1,01
Článek [28]	20	0,55
Článek [8]	8	0,50
Článek [26]	4	1,03

**Tab. 7 – Srovnání výsledků TF s jinými autory**

Zdroj signálů	Počet záznamů	Průměrná odchylka TF [tepů/ minut]
Naměřená trénovací data	30	1,30
Naměřená testovací data	20	1,40
Naměřená všechna data	50	1,35
Článek [60]	20	1,98
Článek [32]	20	2,80
Článek [43]	10	0,41

V případě článků [8], [26] a [28] byly zjištěny nižší odchylky než v případě algoritmu vytvářeném pro tuto práci, nicméně v článcích bylo použito méně měřených signálů. Snaha pro tuto práci spočívala ve využití co největší škály naměřených signálů, a to i za předpokladu horších výsledků. Veškeré signály, které algoritmus dokázal vyhodnotit byly použity.

Při srovnání algoritmu s články zabývajícími se hodnocením tepové frekvence byla zjištěna v článku [32] a [60] vyšší odchylka než v případě odchylky algoritmu vytvořené pro tuto práci. Článek [43] udává mnohonásobně menší odchylku TF. Rozdíl mezi odchylkou z této práce a nejmenší odchylkou z článku je pravděpodobně způsoben použitou metodikou.

## 6 DISKUZE

Výhodou tohoto algoritmu je převážně jeho jednodušnost ve využití jediného senzoru mobilního telefonu. Snímat tepovou frekvenci je možno i například pomocí mikrofonu nebo akcelerometru, nicméně i u těchto senzorů je jisté omezení. V případě mikrofonu je potřeba co nejnižšího okolí a v případě gyroskopu nejlépe poloha subjektu v leže [27], [36]. Vytvořením algoritmu využívajícího videozáznam jsou tyto nedostatky eliminovány a nevýhoda algoritmu je omezena na pohybové artefakty, které lze položením telefonu na tvrdou podložku z velké části eliminovat. Hodnotit tepovou frekvenci lze také pomocí snímáním obličeje z přední kamery telefonu [29]. Získané odchylky tepové frekvence v této práci byly v porovnání s jinými články uvedenými v Tab. 7 ve dvou ze tří případů lepší. Článek [43], který disponuje nejmenší odchylkou, se zabývá vyhodnocením TF pomocí vlnkové transformace. Doplnění programu o tuto transformaci by však vedlo k zvětšení výpočetní náročnosti. Maximální odchylka tepové frekvence  $\pm 4$  tepy za minutu přibližně koresponduje s chybovostí pulzního oxymetru, a tudíž lze algoritmus považovat za dostatečně kvalitní. Vyhodnocení kyslíkové saturace je omezeno pouze na snímání pomocí zadní kamery telefonu. Z toho důvodu je pro tento algoritmus nejlepší volit jednotný senzor.

Mezi další výhody tohoto algoritmu patří převážně nevyužití kvantových účinností jednotlivých fotoaparátů. Je velice obtížné zjistit, a hlavně zařadit do algoritmu graf kvantové účinnosti všech vyrobených a prodávaných mobilních telefonů. Z tohoto důvodu nebyl tento graf využit. Ze získaných výsledků je zřejmé, že tato účinnost má jistý vliv na dosažení výsledků, nicméně maximální odchylka  $\pm 4$  % je oproti maximální odchylce pulzního oxymetru  $\pm 2$  % přijatelná. Využití kvantové účinnosti všech telefonů by bylo pro zlepšení výsledků vzhledem k obtížnosti takřka minimální. Odchylka tepové frekvence algoritmu je vzhledem k odchylce pulzního oxymetru větší o 1 tep za minutu.

Porovnání výhod a nevýhod určitých pasáží algoritmu je poměrně složitá problematika. Každý algoritmus funguje v určitých krocích, které na sebe navazují. Pro získání hodnot kyslíkové saturace existuje určitě více postupů a je nekorektní jeden označit za kvalitnější. Ze získaných výsledků jiných autorů [8], [26] a [28] je vidět horší odchylka. Nicméně pro tuto práci bylo použito více naměřených signálů, což může ovlivnit výsledek.

Použitelnost by mohla sloužit převážně pro lidi trpící astmatickým či jiným respiračním onemocněním. V případě zvýšeného pocitu dechové nedostatečnosti by algoritmus dokázal vyhodnotit, do jaké míry jsou vzhledem k nasycení krve kyslíkem postiženi a zda je v jejich aktuálním stavu nutné požití medikamentů, či okamžitá

návštěva lékaře. Algoritmus by mohl pomoci v řadě situací, kdy se jedná pouze o psychický pocit dechové nedostatečnosti a zamezil tak nadměrnému užívání léků. Dalším důvodem je dřívější klasifikace astmatického onemocnění. V ranných stádiích astmatických projevů dochází ke zvýšení obtíží pouze při styku s alergenem či při vyšší tělesné námaze. Při vyhodnocení nižší saturace v domácích podmínkách by mohl pacient včas vyhledat lékaře pro provedení důkladnějšího vyšetření. Dříve zahájená léčba by mohla v některých případech velice zlepšit kvalitu života. Využitelnost hodnocení tepové frekvence může složit při vykonávání sportovních aktivit. Kontrola velikosti TF a její zaznamenávání by mohlo vést ke zlepšení tréninkového plánu a k cíleněji vedenému cvičení [52], [64], [74].

Mezi faktory ovlivňující přesnost vyhodnocení patří bezesporu pohybové artefakty. Algoritmus byl testován na datech snímaných na pevné podložce. Pohybové artefakty by mohly způsobovat výchylky fotopletysmografické křivky a negativně tak ovlivnit výsledky. S největší pravděpodobností by nedošlo k provedení výpočtu. Je mnohem užitečnější dát uživateli informaci o nekvalitě nasnímaných dat, než nesprávné výsledky TF a SpO<sub>2</sub>. Schopnost nasnímat kvalitní záznamy vhodné pro vyhodnocení je velice subjektivní záležitost. Během snímání deseti dobrovolníků bylo zjištěno, že za stejného postupu při snímání může vzniknout jak kvalitní, tak nekvalitně nasnímaný signál. U nekvalitně nasnímaných dat nehrála roli ani váha, výška, ani věk snímaného subjektu. Vlivem nebyla ani opotřebovanost kůže na článku prstu díky manuální práci, ani nalakování nehtů. Vliv nehrál ani obvod snímaného prstu.

# ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo seznámení se s problematikou hodnocení tepové frekvence a kyslíkové saturace pomocí mobilního telefonu a vytvoření odpovídajícího algoritmu. V rámci teoretické části byly popsány senzory mobilních telefonů a jejich možnosti využití při hodnocení zdravotního stavu pacienta. Mezi tyto parametry patří například tepová frekvence, kyslíková saturace, spirometrie nebo detekce chrápání. Dále se práce zabývá principy medicínského monitorování tepové frekvence a kyslíkové saturace a principy mobilního měření těchto dvou parametrů. V praktické části byl vytvořen algoritmus a grafické uživatelské rozhraní pro stanovení TF a SpO<sub>2</sub> v programovém prostředí MATLAB. Pro vyhodnocování bylo nasnímáno třicet trénovacích záznamů pomocí mobilních telefonů značky Lenovo Vibe S1, Apple iPhone SE a Honor 7 lite. Jako reference SpO<sub>2</sub> a TF byly použity hodnoty získané z prstového pulzního oxymetru. Pro nasnímání trénovacích dat bylo osloveno deset dobrovolníků, u kterých bylo provedeno snímání na dvou různých mobilních telefonech. Prvním byl vlastní mobilní telefon dobrovolníka a druhým mobilní telefon značky Lenovo Vibe S1, pro který byl algoritmus primárně vytvářen. Jako reference kyslíkové saturace byl použit pulzní oxymetr a jako reference TF přenosný EKG záznamník.

Data byla nasnímána pomocí zadní kamery mobilních telefonů. Ze získaných videozáznamů jsou získány dvě fotopletysmografické křivky z červené a zelené oblasti videa. Tyto PPG křivky byly algoritmem filtrovány a po následné detekci vrcholů byla vyhodnocena tepová frekvence. Díky vypočítání velikostí vrcholů a úhlů sestupných hran vrcholů byly využity vzorce pro výpočet kyslíkové saturace. V případě nekvalitně nasnímaného záznamu se uživateli objeví upozornění a algoritmus výpočet neprovede.

Tepová frekvence pro trénovací data byla vypočítána s odchylkou 1,3 tepu za minutu a pro testovací data 1,4 tepu za minutu. Pro kyslíkovou saturaci byla vypočítaná odchylka pro trénovací data 1,07 % a pro testovací data 1,1 %. Celková chyba algoritmu je tedy v případě tepové frekvence 1,35 tepu za minutu a v případě kyslíkové saturace 1,09 %.

# LITERATURA

- [1] ABRAMOWITZ, Mortimer, et al. Concepts in Digital Imaging Technology. 2010.
- [2] AGU, Emmanuel, et al. The smartphone as a medical device: Assessing enablers, benefits and challenges. In: *Sensor, Mesh and Ad Hoc Communications and Networks (SECON), 2013 10th Annual IEEE Communications Society Conference on*. IEEE, 2013. p. 76-80.
- [3] ASZKLER, C. The principles of acceleration, shock, and vibration sensors. Sensors online magazine. 2005.
- [4] BAKER, R. Jacob. CMOS: circuit design, layout, and simulation. John Wiley & Sons, 2008.
- [5] BARTHOLD, Christopher; SUBBU, Kalyan Pathapati; DANTU, Ram. Evaluation of gyroscope-embedded mobile phones. In: *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, 2011. p. 1632-1638.
- [6] BROWN, Rhys; EVANS, Lee. Acoustics and the smartphone. In: *Proceedings of Acoustics*. 2011.
- [7] CAMACHO, M., et al. Smartphone apps for snoring. *The Journal of Laryngology & Otology*, 2015, 129.10: 974-979.
- [8] CARNI, Domenico Luca, et al. Setting-up of PPG scaling factors for SpO<sub>2</sub>% evaluation by smartphone. In: *Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2016 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2016. p. 1-5.
- [9] DĚD, Vilém. Technologie CCD čipů [referát]. Brno: Fakulta informatiky Masarykovy univerzity, 29.4.2010. In: *fi.muni.cz* [online]. [cit. 16.12.2017]. Dostupné z: <https://www.fi.muni.cz/lemma/referaty/10/9.pdf>
- [10] *eMotion mobile FAROS sensor for ECG, HRV. High resolution, small and lightweight. Biomation-Faros and eMotion Advanced Cardiac Monitors* [online]. BIOMATION. Dostupné z: <http://ecg.biomation.com/faros.htm>
- [11] *Examples of Mobile Apps For Which the FDA Will Exercise Enforcement Discretion. U S Food and Drug Administration Home Page* [online]. U. S. Food and Drug Administration. Dostupné z: <https://www.fda.gov/MedicalDevices/DigitalHealth/MobileMedicalApplications/ucm368744.htm>
- [12] *Filmora Video Editor(Win&Mac)* [online]. Wondershare. All rights reserved. [cit. 17.05.2018]. Dostupné z: <https://www.wondershare.net/ad/video-editor-win/filmora->

- [dco.html?gclid=Cj0KCOjw0PTXBRCGARIsAKNYfG0Y2UPL1dQo0\\_wqoaQrn5UfbVsq1TrVEMGSbyjOzDXrzi79aPGRyEaAmPKEALw\\_wcB](http://dco.html?gclid=Cj0KCOjw0PTXBRCGARIsAKNYfG0Y2UPL1dQo0_wqoaQrn5UfbVsq1TrVEMGSbyjOzDXrzi79aPGRyEaAmPKEALw_wcB)
- [13] *Fotomobily: snímací čipy CMOS vs. CCD* [online]. Digimanie. [cit. 08.03.2018]. Dostupné z: <https://www.digimanie.cz/fotomobily-snimaci-cipy-cmos-vs-ccd/2885>
- [14] GRIMALDI, Domenico, et al. Photoplethysmography detection by smartphone's videocamera. In: *Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS), 2011 IEEE 6th International Conference on. IEEE*, 2011. p. 488-491.
- [15] HARUŠTIAKOVÁ, Danka, et al. Vícerozměrné statistické metody v biologii. *Akademické nakladatelství CERM, sro, Brno*, 2012.
- [16] HERNANDEZ, Javier; MCDUFF, Daniel J.; PICARD, Rosalind W. Biophone: Physiology monitoring from peripheral smartphone motions. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2015. p. 7180-7183.
- [17] How to Evaluate Camera Sensitivity. *FLIR Cameras* [online]. FLIR Integrated Imaging Solutions. [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <https://eu.ptgrey.com/white-paper/id/10912>
- [18] HRAZDIRA, Ivo; MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Neptun, 2001.
- [19] Jak zjistit maximální tepovou frekvenci? [online]. RUN magazine. [cit. 23.12.2017]. Dostupné z: <http://run-magazine.cz/hlavni/trenink/jak-zjistit-maximalni-tepovou-frekvenci>
- [20] JARKOVSKÝ, Jan.; BROŽOVÁ, Lucie. *Pokročilé statistické metody* [přednáška z předmětu Pokročilé metody v biostatistice, obor Biomedicínské inženýrství a bioinformatika, VUT v Brně]. Brno. 2017.
- [21] JARKOVSKÝ, Jan.; BROŽOVÁ, Lucie. *Pokročilé statistické metody 2. cvičení* [přednáška z předmětu Pokročilé metody v biostatistice, obor Biomedicínské inženýrství a bioinformatika, VUT v Brně]. Brno. 2017.
- [22] JAROČOVÁ, Eva; NOSKIEVIČOVÁ, Darja. *Pokročilejší metody statistické regulace procesu*. Grada Publishing as, 2015.
- [23] JOHNSON, Derick A.; TRIVEDI, Mohan M. Driving style recognition using a smartphone as a sensor platform. In: *Intelligent Transportation Systems (ITSC), 2011 14th International IEEE Conference on. IEEE*, 2011. p. 1609-1615.
- [24] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno: FEKT Vysoké učení technické v Brně, 2006.
- [25] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Brno: Vysoké učení technické, 2001. ISBN 80-214-1964-4.



- [26] KURYLYAK, Yuriy; LAMONACA, Francesco; GRIMALDI, Domenico. Smartphone based photoplethysmogram measurement. *Digital image and signal processing for measurement systems*, 2012, 135-164.
- [27] KWON, Sungjun; KIM, Hyunseok; PARK, Kwang Suk. Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2012. p. 2174-2177.
- [28] LAMONACA, Francesco, et al. Blood oxygen saturation measurement by smartphone camera. In: *Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2015 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2015. p. 359-364.
- [29] LAMONACA, Francesco, et al. Health parameters monitoring by smartphone for quality of life improvement. *Measurement*, 2015, 73: 82-94.
- [30] LAMONACA, Francesco, et al. Reliable pulse rate evaluation by smartphone. In: *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2012 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2012. p. 1-4.
- [31] LARSON, Eric C., et al. SpiroSmart: using a microphone to measure lung function on a mobile phone. In: *Proceedings of the 2012 ACM Conference on Ubiquitous Computing*. ACM, 2012. p. 280-289.
- [32] LOMALIZA, Jean-Pierre; PARK, Hanhoon. A highly efficient and reliable heart rate monitoring system using smartphone cameras. *Multimedia Tools and Applications*, 2017, 76.20: 21051-21071.
- [33] MÁČA, Kamil. *Kardiotachometr* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. [cit. 16.05.2018]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/15726>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Milan Chmelař.
- [34] MÁČEK, Miloš, et al. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Galén, 2011.
- [35] *Magnetometer in Smartphones and Tablets* [online]. RotoView - Tilt-to-Scroll for Smartphones. [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <http://www.rotoview.com/magnetometer.htm>
- [36] MAMORITA, Noritaka, et al. Development of a Smartphone App for Visualizing Heart Sounds and Murmurs. *Cardiology*, 2017, 137.3: 193-200.
- [37] MARTINEC, Emil. Noise, dynamic range and bit depth in digital SLRs. *The University of Chicago*, 2008.
- [38] *Matematická biologie učebnice: Statistické modelování. Matematická biologie učebnice* [online]. Dostupné z:

- <http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=analyza-a-hodnoceni-biologicky-dat--statisticke-modelovani>
- [39] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie-Učebnice pro studenty zdravotnických oborů–2., doplněné vydání*. Grada Publishing as, 2012.
- [40] NAJAFI, Bijan, et al. Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. *IEEE Transactions on biomedical Engineering*, 2002, 49.8: 843-851.
- [41] NAKANO, Hiroshi, et al. Monitoring sound to quantify snoring and sleep apnea severity using a smartphone: proof of concept. *Journal of clinical sleep medicine: JCSM: official publication of the American Academy of Sleep Medicine*, 2014, 10.1: 73.
- [42] NAM, Yunyoung, et al. Monitoring of heart and breathing rates using dual cameras on a smartphone. *PloS one*, 2016, 11.3: e0151013.
- [43] NĚMCOVÁ, Andrea a Martin VÍTEK. Application of SWT for heart rate monitoring using smartphone camera. 1–4.
- [44] NISHIGUCHI, Shu, et al. Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemedicine and e-Health*, 2012, 18.4: 292-296.
- [45] *Number of smartphone users worldwide 2014-2020* [online]. Statista - The Statistics Portal for Market Data, Market Research and Market Studies [cit. 03.01.2018]. Dostupné z: <https://www.statista.com/statistics/330695/number-of-smartphone-users-worldwide/>
- [46] OAK, Sang-Soo; AROUL, Praveen. How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO2) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. *Texas Instruments Incorporated, SLAA655–March*, 2015.
- [47] *Overview of sensors used in smartphones and tablets* [online]. Techulator. [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <http://www.techulator.com/resources/9421-Overview-sensors-used-smartphones-tablets.aspx>
- [48] OZDALGA, Errol; OZDALGA, Ark; AHUJA, Neera. The smartphone in medicine: a review of current and potential use among physicians and students. *Journal of medical Internet research*, 2012, 14.5.
- [49] PEI, Soo-Chang; TAM, Io-Kuong. Effective color interpolation in CCD color filter arrays using signal correlation. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for video technology*, 2003, 13.6: 503-513.
- [50] PHILLIPS, Justin Paul, et al. Cerebral arterial oxygen saturation measurements using a fiber-optic pulse oximeter. *Neurocritical care*, 2010, 13.2: 278-285.

- [51] *Proximity Sensor on Android Gingerbread* [online]. The Code Artist. [cit. 20.12.2017]. Dostupné z: <http://thecodeartist.blogspot.cz/2011/01/proximity-sensor-on-android-gingerbread.html>
- [52] ROZSYPAL, Hanuš; HOLUB, Michal; KOSÁKOVÁ, Monika. *Infekční nemoci ve standardní a intenzivní péči*. Charles University in Prague, Karolinum Press, 2013.
- [53] SCOOP, Phone. Smartphone. 2014.
- [54] SCULLY, Christopher G., et al. Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, 59.2: 303-306.
- [55] SESSLER, Gerhard M.; WEST, James E. Foil-Electret Microphones. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1966, 40.6: 1433-1440.
- [56] ŠEVČÍK, D. Měření tepu pohybujících se osob *Posterus*, 2012, 25.7: 1-5.
- [57] SHAFIQUE, Muhammad. *Investigation of photoplethysmography and arterial blood oxygen saturation during artificially induced peripheral hypoperfusion utilising multimode photometric sensors*. 2011. PhD Thesis. City University.
- [58] SHIH, Iris, et al. Towards The Design of a Smartphone-Based Biofeedback Breathing Training: Identifying Diaphragmatic Breathing Patterns from a Smartphone's Microphone.
- [59] SHIN, Ji Yun, et al. Development of smartphone-based stethoscope system. In: *Control, Automation and Systems (ICCAS), 2013 13th International Conference on*. IEEE, 2013. p. 1288-1291.
- [60] SIDDIQUI, Sarah Ali, et al. A pulse rate estimation algorithm using PPG and smartphone camera. *Journal of medical systems*, 2016, 40.5: 126.
- [61] *SignalPlant* [online]. CodePlex Archive. Dostupné z: <https://archive.codeplex.com/?p=signalplant>
- [62] SILBERNAGL, Stefan; DESPOPOULOS, Agamemnom. *Atlas fyziologie člověka*. Grada Publishing, spol. sro, 2004.
- [63] *Specialisté na smartphony* [online]. Beryko.cz. [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <https://www.beryko.cz/>
- [64] ŠPINAR, J.; VÍTOVEC, J. Tepová frekvence a kardiovaskulární onemocnění. *Interní Med.* ISSN, 2009, 1212-729.
- [65] ŠTOLL, Ivan; JIRSA, Miloš. Fyzika pro gymnázia: Fyzika mikrosvěta. *Prometheus*, 1994.
- [66] SU, Xing; TONG, Hanghang; JI, Ping. Activity recognition with smartphone sensors. *Tsinghua Science and Technology*, 2014, 19.3: 235-249.
- [67] SVOBODA, MUDr. KAREL. Klinický význam balistokardiografie. *Scripta medica*, 1953, 26: 109.

- [68] SWAIN, P. K.; CHESKIS, David. Back-Illuminated Image Sensors Come to the Forefront-Novel materials and fabrication methods increase quality and lower cost of sensors for machine vision and industrial imaging. *Photonics Spectra*, 2008, 42.8: 46.
- [69] *Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water* [online]. Laser Photomedicine and Biomedical Optics at the Oregon Medical Laser Center. [cit. 10.03.2018] Dostupné z: <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/summary.html>
- [70] *Technology* [online]. OmniVision Technologies, Inc. [cit. 15.05.2018]. Dostupné z: <http://www.ovt.com/technologies>
- [71] *Technology News, Latest & Popular Gadgets Reviews, Specifications, Prices, Mobile Comparison, Technology Videos & Photos* [online]. Bennett Coleman. [cit. 16.12.2017]. Dostupné z: <https://www.gadgetsnow.com/>
- [72] *The Great Megapixel Swindle: An Example* [online]. Petavoxel. Dostupné z: <https://petavoxel.wordpress.com/2010/01/19/mp-swindle-example/>
- [73] TOWNSEND, Neil; TERM, M. Pulse oximetry. *Medical Electronics, Michaelmas Term*, 2001.
- [74] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. Praha: Grada, 2003. ISBN 8024705125.
- [75] TSIPOURAS, Markos G., et al. An automated methodology for levodopa-induced dyskinesia: assessment based on gyroscope and accelerometer signals. *Artificial intelligence in medicine*, 2012, 55.2: 127-135.
- [76] *Understanding Dynamic Range in Digital Photography* [online]. Cambridge in Colour - Photography Tutorials & Learning Community. [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <http://www.cambridgeincolour.com/tutorials/dynamic-range.htm>
- [77] VOLYNSKY, M. A., et al. Pulse wave transit time measured by imaging photoplethysmography in upper extremities. In: *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2016. p. 012053.
- [78] VYSKOČILOVÁ, M. *Fotoplethysmograf s možností hodnocení naměřených křivek*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 62 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
- [79] WAI, Aung Aung Phyo, et al. iBEST: Intelligent balance assessment and stability training system using smartphone. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2014. p. 3683-3686.
- [80] Who's who in the smartphone camera business [online]. Android Authority. [cit. 15.05.2018]. Dostupné z: <https://www.androidauthority.com/smartphone-camera-guide-sony-samsung-623791/>

- [81] Why Mobile Voice Quality Still Stinks—and How to Fix It - IEEE Spectrum. *IEEE Spectrum: Technology, Engineering, and Science News* [online]. IEEE Spectrum. [cit. 16.05.2018]. Dostupné z: <https://spectrum.ieee.org/telecom/wireless/why-mobile-voice-quality-still-stinksand-how-to-fix-it>
- [82] ZURICH, Nicolas Blanc. CCD versus CMOS--has CCD imaging come to an end?. 2001.

# PŘÍLOHA: OBSAH PŘILOŽENÉHO CD

1. Diplomová práce (formát .pdf)
2. Složka „Program“
  - GUI\_start.fig
  - GUI\_start.m
  - poznamky.xlsx
  - ReadMe.txt
3. Složka „Data“
  - naměřené signály ve formátu .mp4
  - naměřené signály ve formátu .mov
  - naměřené signály ve formátu .mat