



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

STANOVENÍ KVALITY A ANALÝZA PLETYSMOGRAFICKÉHO SIGNÁLU

PPG SIGNAL QUALITY ESTIMATION AND ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Simona Trnková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2020



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Simona Trnková

ID: 200066

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Stanovení kvality a analýza pletysmografického signálu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti snímání a využití pletysmografického signálu (PPG) pro monitorování zdraví člověka. 2) Nasnímejte sadu signálů PPG pomocí chytrého telefonu, popř. dalších zařízení (např. Biopac). Zároveň nasnímejte referenční signál EKG. 3) Vytvořte algoritmus pro stanovení kvality signálu PPG. 4) Proveďte analýzu kvalitních signálů PPG (např. stanovte tepovou frekvenci). 5) Porovnejte výsledek analýzy PPG s referencí a optimalizujte algoritmus. 6) Otestujte algoritmus pro stanovení kvality na nezávislých datech. 7) Diskutujte dosažené výsledky, výhody, nevýhody a použitelnost algoritmu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ORPHANIDOU, Christina. Signal Quality Assessment in Physiological Monitoring. New York: Springer, 2018. ISBN 978-3-319-68415-4.
- [2] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. Journal of Medical Systems [online]. 2016, 40(5). DOI: 10.1007/s10916-01-0485-6. ISSN 0148-5598.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 7.8.2020

Vedoucí práce: Ing. Andrea Němcová

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá pletysmografickými signály, jejich snímáním chytrými telefony, charakteristikou, typy šumu, kvalitou a analýzou. Cílem je návrh algoritmu pro stanovení kvality pletysmografických signálů a jeho otestování pomocí analýzy pletysmografických signálů, které jsou snímány kamerami chytrých telefonů.

Klíčová slova

Fotopletysmografie, pulsní vlna, tepová frekvence, zpracování signálu, Matlab, šikmost, špičatost

Abstract

This work focuses on the PPG signals, data acquisition using smartphones, signal characteristic, types of noise, quality estimation and analysis. The aim of the work is to design the algorithm to signal quality estimation and test this algorithm using analysis of PPG signals acquired by smartphones.

Keywords

Photoplethysmography, pulse wave, heart rate, signal processing, Matlab, skewness, kurtosis

Bibliografická citace:

TRNKOVÁ, Simona. *Stanovení kvality a analýza pletysmografického signálu*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/121423>. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Andrea Němcová.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Stanovení kvality a analýza pletysmografického signálu jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 5.8.2020

.....

podpis autorky

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Andree Němcové za cenné rady, věcné připomínky, a hlavně vstřícnost a trpělivost při konzultacích a vypracování bakalářské práce.

V Brně dne 5.8.2020

.....

podpis autorky

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Kardiovaskulární systém.....	2
2.1	Srdce.....	2
2.2	Krev.....	3
2.3	Cévy.....	3
2.4	Patologie kardiovaskulárního systému.....	3
3	Snímání srdeční aktivity.....	5
3.1	Elektrokardiografie.....	7
3.2	Fotopletysmografie.....	8
3.2.1	Spektrální charakteristika PPG signálu.....	11
3.2.2	Šum.....	11
3.2.3	Nové technologie pro měření PPG signálu.....	14
4	Možnosti stanovení kvality PPG signálu.....	16
5	Možnosti analýzy PPG signálu.....	21
5.1	Analýza s využitím reference.....	21
5.2	Analýza bez využití reference.....	26
6	Praktická část.....	28
6.1	Snímání dat.....	28
6.2	Zpracování a uložení naměřených dat.....	31
6.3	Stanovení kvality PPG signálu.....	35
6.4	Analýza PPG signálu.....	38
6.5	Výsledky.....	41
7	Diskuze.....	45
8	Závěr.....	49

1 ÚVOD

Správně fungující kardiovaskulární systém je základní podmínkou pro život každého člověka. Funkci tohoto systému můžeme měřit různými metodami a výsledky vyjadřujeme ve fyzikálních jednotkách. Jedna z metod je fotopletysmografie, která zaznamenává objemové změny krve.

S vývojem technologií se pro snímání biologických signálů začaly využívat chytré telefony, které jsou díky zabudovaným kamerám schopny zaznamenávat právě i objemové změny krve. Jelikož chytré telefony nejsou primárně určeny ke snímání fyziologických hodnot, je třeba zjistit, jak kvalitní jsou pro tento úkol jejich systémy a jestli se zvládnou vyrovnat klasickým snímacím přístrojům používaným v lékařství.

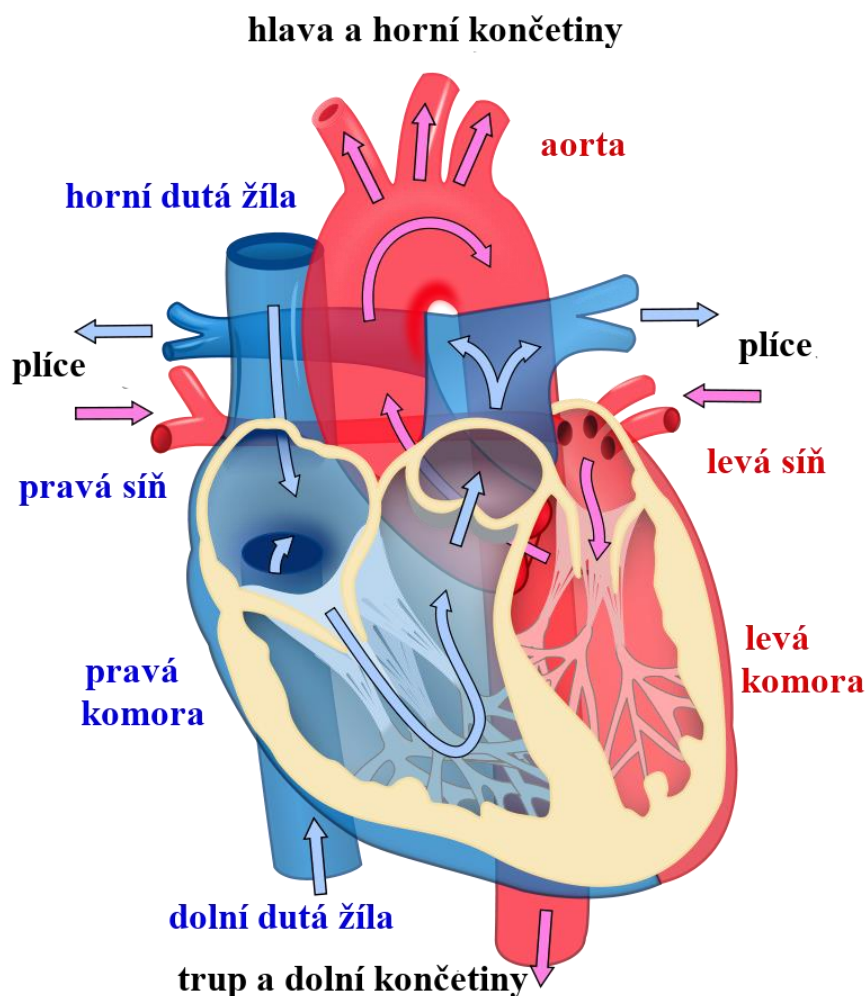
Obsahem této práce je literární rešerše oblasti snímání fotopletysmografických signálů, analýza a vyhodnocování jejich kvality. Získané poznatky jsou využity k sestavení algoritmu pro stanovení kvality pletysmografického signálu a jeho následnou analýzu. Z konečků prstů zkoumaných osob byly pořízeny snímky chytrými telefony a také referenční záznam EKG.

V druhé kapitole je stručně popsán kardiovaskulární systém, jeho anatomie a fyziologie a patologické stavy. Třetí kapitola se zabývá možnostmi snímání srdeční aktivity jako jsou například fonokardiografie. Blíže je pak popsána elektrokardiografie a fotopletysmografie, kterými se v této práci zabýváme. Fotopletysmografie je neinvazivní optická metoda, kterou se dá snímat nejen přímo pro ni určenými medicínskými přístroji, ale dá se k ní využít například i chytrý telefon nebo digitální kamera. Tato metoda je však citlivá na některé typy rušení, které je třeba eliminovat. Čtvrtá kapitola obsahuje literární rešerši o možnostech stanovení kvality fotopletysmografického signálu pomocí statistických a spektrálních metod a fyziologických předpokladů. V páté kapitole jsou následně popsány metody pro analýzu fotopletysmografických signálů, které se dělí na analýzu s pomocí reference (v časové a frekvenční oblasti) a bez ní.

2 KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM

2.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený v mezihrudí. Jeho stěny tvoří myokard (srdeční svalovina). Srdce se skládá ze dvou komor a dvou síní. Mezi každou síní a komorou je otvor, jehož obvod tvoří cípate chlopně, které zajišťují průtok krve jedním směrem. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla, které přivádějí odkysličenou krev z těla. Z pravé komory je krev vháněna do plic, kde se okysličí a vrací se do levé síně. Z levé komory pak okysličená krev odchází aortou a putuje do všech částí těla. Výživu a zásobování srdce kyslíkem mají na starost věnčité (koronární) tepny. Proudění krve srdcem popisuje následující obrázek (Obrázek 1). Stahem (systolou) se srdce vyprazdňuje, ochabnutím (diastolou) se srdce naplní. [1]



Obrázek 1: Stručná anatomie srdce a dráha toku krve (modrá odkysličená, červená okysličená krev) [3]

Srdce je schopno samo vytvářet vzruchy v sinoatriálním (SA) uzlu, který se nachází v pravé síni. Vzruchy z toho uzlu jsou přenášeny na atrioventrikulární (AV) uzel, který je také schopen vyvolávat vzruchy a je umístěný u chlopně mezi pravou síní a pravou komorou. Z AV uzlu putují vzruchy přes Hissův svazek, Tawarova raménka až na Purkyňova vlákna, která jsou zakončena ve svalovině komor. Srdeční svalovina se na odpovídající podnět (vzruch) stáhne. Automacii srdce regulují sympatický a parasympatický nervový systém. Srdeční činnost se projevuje akusticky, arteriálním pulzem a elektricky. [1]

2.2 Krev

Krev je vazká neprůhledná tělní tekutina. Je složena asi z 90% vody a zbytek jsou organické a anorganické látky. V krevní plazmě se nachází krevní elementy – červené krvinky, bílé krvinky a krevní destičky (erytrocyty, leukocyty a trombocyty). Množství krve v těle závisí na pohlaví, věku a fyzickém stavu člověka. U zdravého jedince se objem cirkulující krve uvádí v rozmezí 4,5 – 6 litrů (u žen bývá objem krve menší než u mužů). Základní funkce krve jsou transport živin, vitamínů, dýchacích plynů a hormonů, udržování homeostázy (regulace pH, teploty a osmotického tlaku) a imunitní obrana (ochrana těla před cizími látkami). [1]

2.3 Cévy

Cévy tvoří uzavřený systém pro rozvádění krve po těle. Můžeme je rozdělit na tepny (artérie), tepénky (arterioly), kapiláry a žíly (vény).

Tepny obsahují velké množství elastických vláken, která jim dodávají pružnost a jejich povrch tvoří vazivo, které jim dodává sílu. Příkladem tepny je aorta, která se při systole roztáhne a absorbuje část kinetické energie, kterou krvi dalo srdce v systolické fázi. Tepénky obsahují místo elastických vláken vrstvu hladkého svalstva, která se stahuje či roztahuje a tím mění jejich průsvit (objem). Kapiláry jsou tenké cévy, které propojují tepny a žíly. Mají stěnu jen z endotelových buněk a slouží jako most pro difuzi látek (dýchací plyny, živiny, voda, produkty látkové výměny) mezi krví a tkáněmi. [1], [2]

2.4 Patologie kardiovaskulárního systému

Poruchy oběhu krve způsobuje selhání srdce, selhání cévního systému a změny složení krve. Nemoci vzniklé z poruch krevního oběhu jsou jedny z nejčastějších příčin úmrtí v rozvinutých zemích. [4]

Mezi nejčastější nemoci patří ischemická choroba srdeční (ischemie-nedokrvení), což je soubor chorob vzniklých nedostatečným zásobením srdečního svalu kyslíkem. Možných příčin oslabeného zásobování srdce kyslíkem je více. Nejčastějším důvodem je snížený přítok krve věnčitými tepnami, které jsou zasaženy aterosklerózou, trombózou nebo shluky krevních destiček. Dalším důvodem může být snížený obsah kyslíku v krvi (otrava oxidem uhelnatým, anémie, poškození plic) nebo zvýšená námaha srdce. Mezi ischemické choroby srdeční patří angina pectoris a infarkt myokardu. Angina pectoris je vyvolána přechodným nedokrvením srdeční svaloviny a projevuje se tupou či svíravou bolestí za hrudní kostí. Infarkt myokardu je život ohrožující stav, kdy v důsledku nedokrvení dochází k nekróze buněk srdečního svalu. V tomto stavu může dojít k zástavě oběhu (náhlá srdeční smrt), nebo je oslabena srdeční činnost. [4]

Dalším častým onemocněním jsou arytmie (poruchy srdečního rytmu). Nejčastější příčinou arytmií je porucha převodního systému srdečního, kdy je porušena tvorba či vedení vzruchů. Fyziologicky se tepová frekvence pohybuje v rozmezí 70–80 tepů/min. Při zrychlení frekvence přes 100 tepů/min mluvíme o tachykardii, zpomalená tepová frekvence pod 60 tepů/min se nazývá bradykardie. [4]

Ateroskleróza (kornatění tepen) je degenerativní onemocnění cév způsobené ukládáním vápníku a tukových látek (cholesterolu) do jejich stěn. Kvůli ukládání zmíněných látek do cévních stěn se cévy zúží, snižuje se jejich pružnost a je jimi omezen průtok krve.

Krevní tlak (tlak krve v cévním řečišti) se fyziologicky pohybuje mezi 90–140 mmHg systolického tlaku a 60–90 mmHg diastolického tlaku. Onemocnění, při kterém hodnoty krevního tlaku stoupnou nad 140/90 mmHg, se nazývá hypertenze a má přímý vztah s rozvojem ischemické choroby srdeční, která vede k infarktu myokardu. Pokud jsou cévy dlouhodobě vystavovány vyššímu tlaku ztrácí pružnost, tvoří se na nich jizvy a jsou náchylnější k prasknutí či ucpání. Při nízkém krevním tlaku pod 90/60 mmHg mluvíme o hypotenzi doprovázené rozostřeným viděním, mdlobami a celkovou nevolností. Důsledkem hypotenze může být i kolaps, což je stav, kdy je rozšířeno krevní řečiště a vytvoří se nepoměr mezi objemem krevního řečiště a objemem krve v něm proudící. V tomto stavu dochází k nedokrvení mozku a bezvědomí, ostatní tkáň však nedostatkem kyslíku netrpí. [4]

Rizikové faktory ovlivňující patologické stavy kardiovaskulárního systému jsou věk (s vyšším věkem se zvyšuje riziko onemocnění), pohlaví (muži jsou těmito problémy postiženi častěji než ženy), obezita (obzvláště v břišní oblasti), kouření, nedostatečné zásobování těla živinami a vitamíny, nedostatečný pohyb a nadměrné požívání alkoholu. [4]

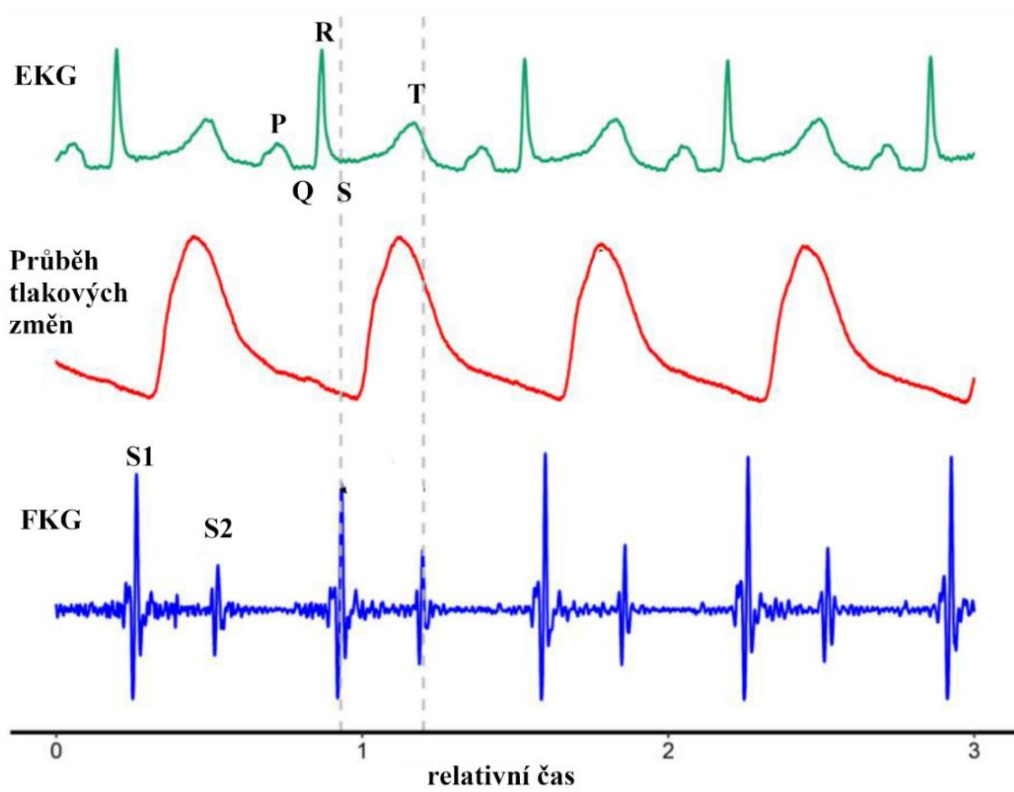
3 SNÍMÁNÍ SRDEČNÍ AKTIVITY

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, nemoci kardiovaskulární soustavy se vyskytují poměrně často, je s nimi spojena řada komplikací a v extrémních stádiích jsou život ohrožující. Proto je třeba funkci kardiovaskulárního systému monitorovat, vyhodnocovat a tím předcházet možným nemocem a poškozením. Aktivita srdce je doprovázena fyzikálními změnami, které lze zaznamenávat.

Tep je tlaková vlna, která se šíří ze srdce tepnami do celého těla. Tlaková vlna odpovídá srdečnímu stahu a z její morfologie lze určit trvání ejekční fáze. Tep se nejjednodušeji určuje palpací na tepnách končetin. Lze ho na určitých místech sledovat i zrakem. [1]

Akustické projevy srdeční činnosti lze poslouchat, či zaznamenat mikrofonom a graficky interpretovat (FKG – fonokardiografie). Na záznamu se projevují srdeční ozvy způsobené vibrací částic krve, chlopní a stěn komor. Srdeční ozvy se dělí do základních čtyř skupin, z toho dvě se dají zaznamenat fonendoskopem či poslechem a další dvě jsou zaznamatelné mikrofonom a jsou spíše známkou patologického stavu. S1 vlna souvisí se stahem cípátých chlopní a S2 se objevuje při uzavírání aortální a pulmonální chlopně. S3 a S4 by se u zdravého dospělého člověka neměly vyskytovat. Jsou způsobeny kmitáním komorových stěn na začátku či konci diastoly, kdy se srdce plní krví. [1] Průběhy elektrických, tlakových a akustických signálů jsou znázorněny na obrázku níže (Obrázek 2).

Optické a elektrické metody pro snímání srdeční aktivity jsou detailněji popsány v následujících podkapitolách.

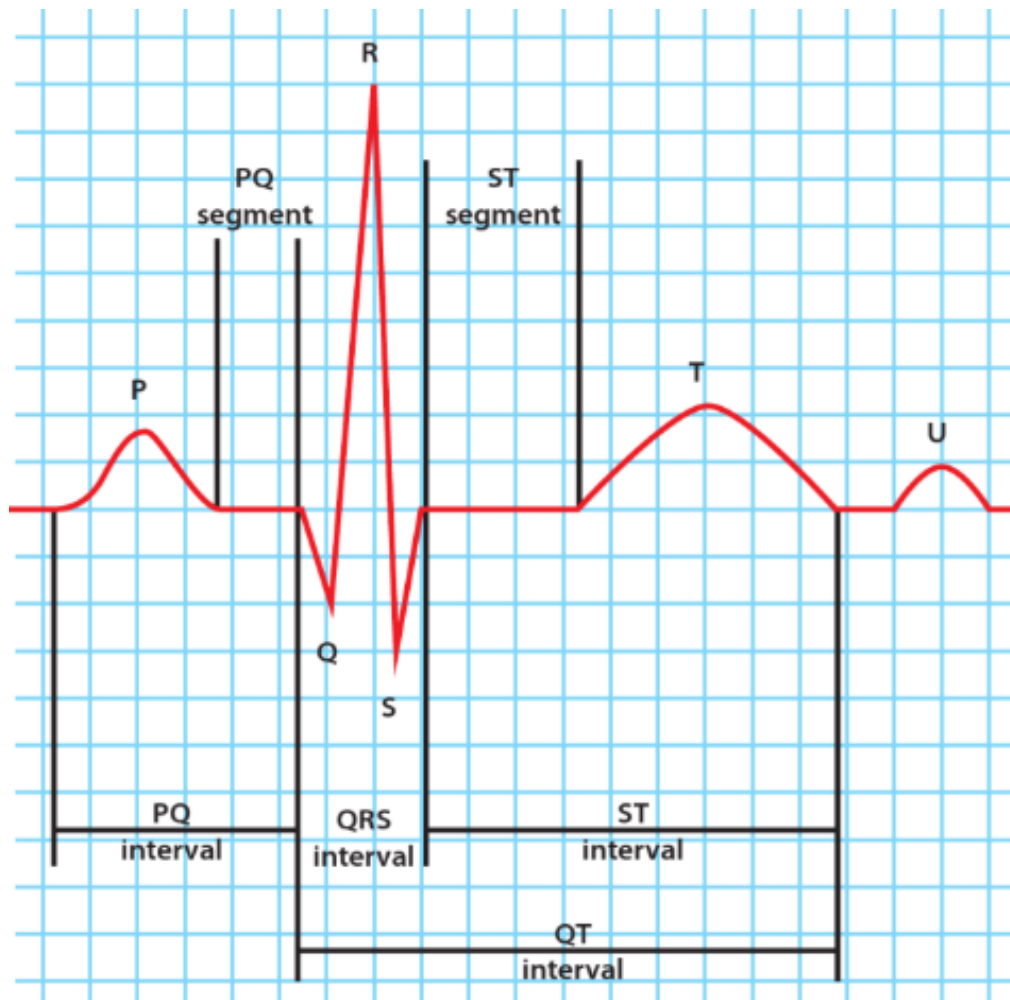


Obrázek 2: Průběh elektrických, tlakových a akustických vln [5]

3.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je považována za zlatý standard u většiny kardiologických vyšetření. Při snímání jsou elektrody umístěny na povrch těla vyšetřovaného a snímají změny srdečních potenciálů. Časový záznam těchto potenciálů se nazývá elektrokardiogram a skládá se z vln a kmitů, které jsou charakteristické svým tvarem a trváním. Vlna P charakterizuje depolarizaci síní, komplex QRS značí depolarizaci komor a T vlna znázorňuje repolarizaci komor. EKG křivka je popsána na následujícím obrázku (Obrázek 3).

Z výsledného záznamu se dá z morfologie křivek hodnotit tepová frekvence a variabilita srdečního rytmu (např. detekcí R vln). Z časových údajů (doba trvání vln nebo čas mezi vlnami) se dají zjistit údaje o přenosu vzruchu jednotlivými částmi srdce. Elektrokardiografie hraje významnou roli v detekci arytmií, lokalizaci infarktu myokardu a dalších patologických stavů srdce. [1]

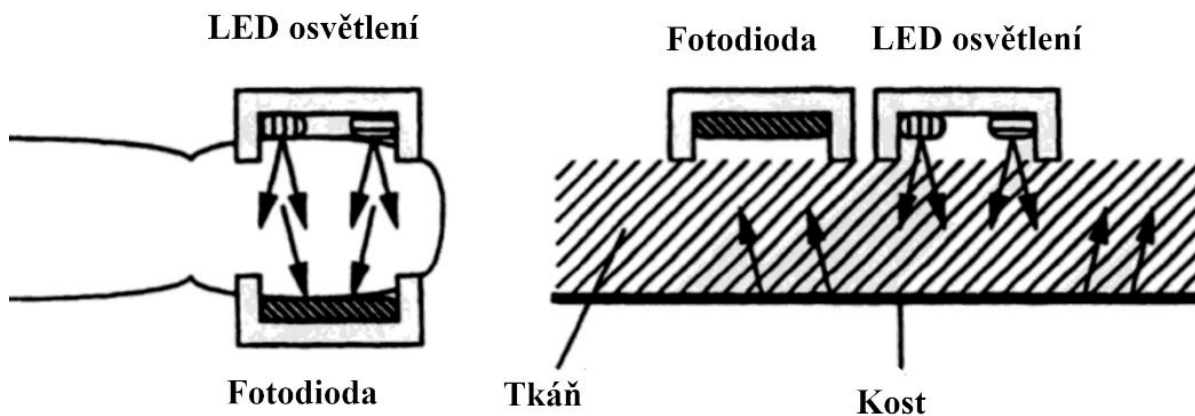


Obrázek 3: Křivka EKG s popisem jednotlivých vln a intervalů mezi nimi. Při standardním snímání je 1 mm 40 ms a 10 mm je 1 mV [1]

3.2 Fotopletysmografie

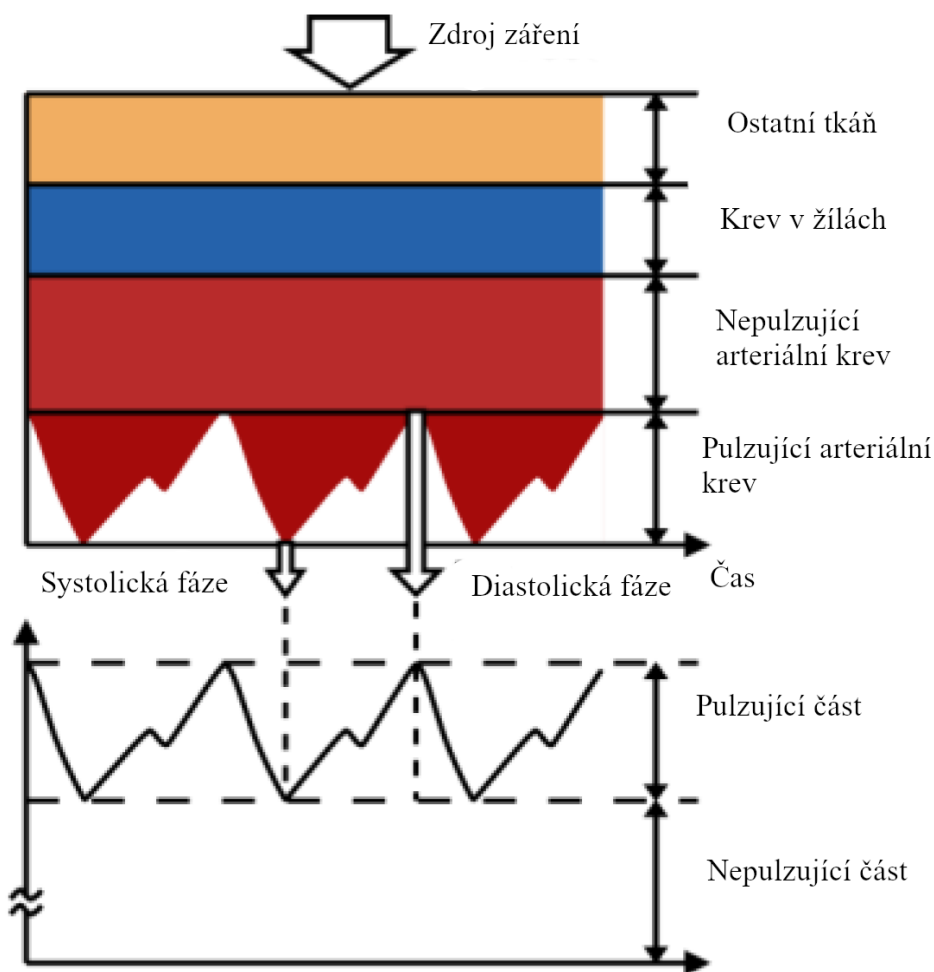
Fotopletysmografie (PPG, z anglického Photoplethysmography) je optická neinvazivní, levná metoda, která z povrchu kůže snímá změny objemu krve v periferním oběhu. [6]

Metoda využívá dvě základní součástky: světelný zdroj a detektor. Světelný zdroj tvoří jedna nebo dvě elektroluminiscenční elektrody (LED, z anglického Light-Emitting Diode) s vlnovými délkami pro červené, až infračervené světlo. Fotodioda slouží jako detektor intenzity světla. Podle postavení zdroje světla a fotodiody se snímá intenzita buď propuštěného světla (transmisně) či odraženého světla (reflexně) viz. Obrázek 4. [6], [7]



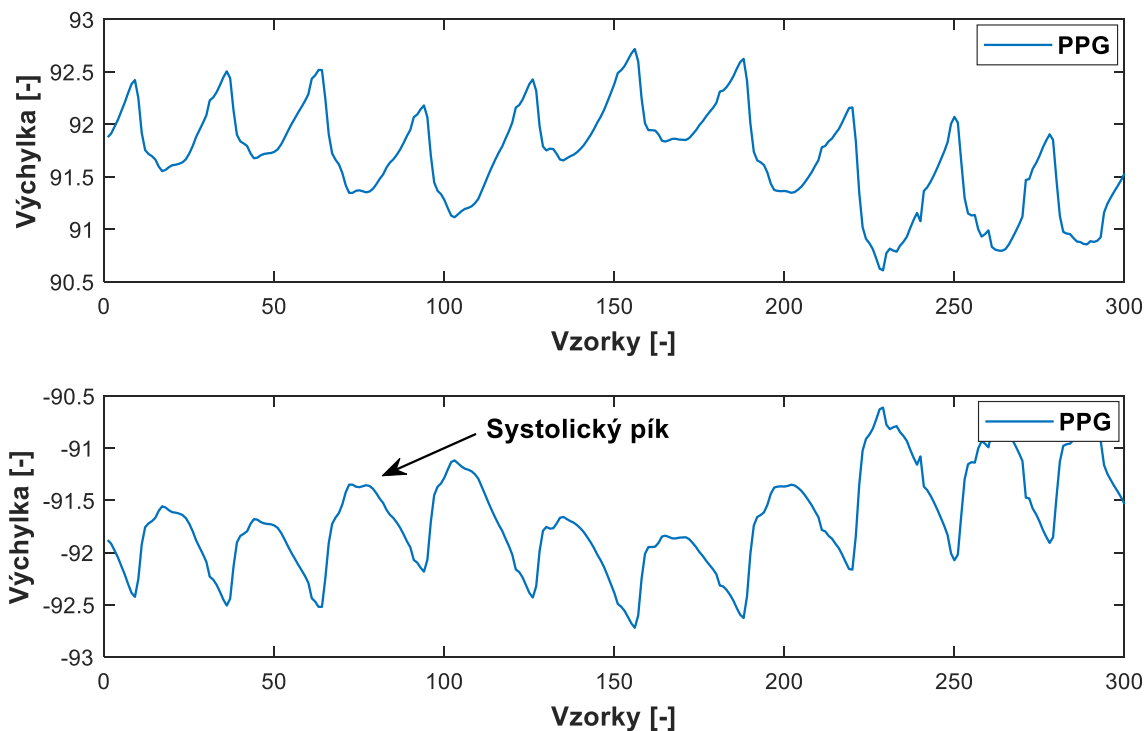
Obrázek 4: Možnosti snímání: vlevo transmisní a vpravo reflexní [8]

Světlo prosvítí vyšetřovanou část pacienta (nejčastěji koneček prstu, ušní lalůček či zápěstí) a jak putuje přes pokožku, pulzující a nepulzující arteriální krev, krev v žilách a ostatní tkáň, je těmito vrstvami částečně absorbováno a částečně odraženo (Obrázek 5). Jelikož je světlo více absorbováno krví než ostatní tkání, lze pomocí PPG senzorů detekovat změny průtoku krve jako změny intenzity světla. PPG signál je tak úměrný množství krve protékající cévami. [6], [9]



Obrázek 5: Pohlcení světla jednotlivými složkami [10]

Srdeční systoly rytmicky vhání okysličenou krev do těla tepnami a tepenkami a vzniká tlaková vlna. Cévy změnou tlaku mění svůj objem díky elasticitě svých stěn. Intenzita detekovaného světla se mění v závislosti na měnícím se objemu okysličené krve v tepnách pod senzorem. Při transmisním postavení osvětlení a detektoru je světlo pohlcováno pulzující arteriální krví, nepulzující arteriální krví, krví v žilách a ostatní tkání. Při systole tak dopadne na detektor méně světla a při diastole více. U konstrukce reflexního pletysmografu se uplatňují pravidla, že čím více krve se v tepně nachází, tím více světla je pohlceno a naopak, s menším obsahem krve v tepně se odrazí více světla zpět na detektor. Proto je třeba u obou typů konstrukcí pletysmografu ještě výsledný PPG signál převrátit, aby byl pro přehlednější interpretaci systolický pík nejvyšší (nejsvětlejší) bod vlny (Obrázek 6). Rostoucí část vlny v PPG signálu představuje systolickou fázi srdce a klesající úsek odpovídá diastolické fázi srdce a tlakové vlně odražené v periferním oběhu. V sestupné části se může nacházet dikrotický zářez, který odpovídá uzavření aortální chlopně. Objevuje se spíše na záznamu mladších jedinců, s věkem se vytrácí (Obrázek 7). [6], [9]



Obrázek 6: Desetisekundový PPG signál získaný z videozáznamu chytrého telefonu se snímkovací frekvencí 30 Hz (nahore), převrácený PPG signál (dole)



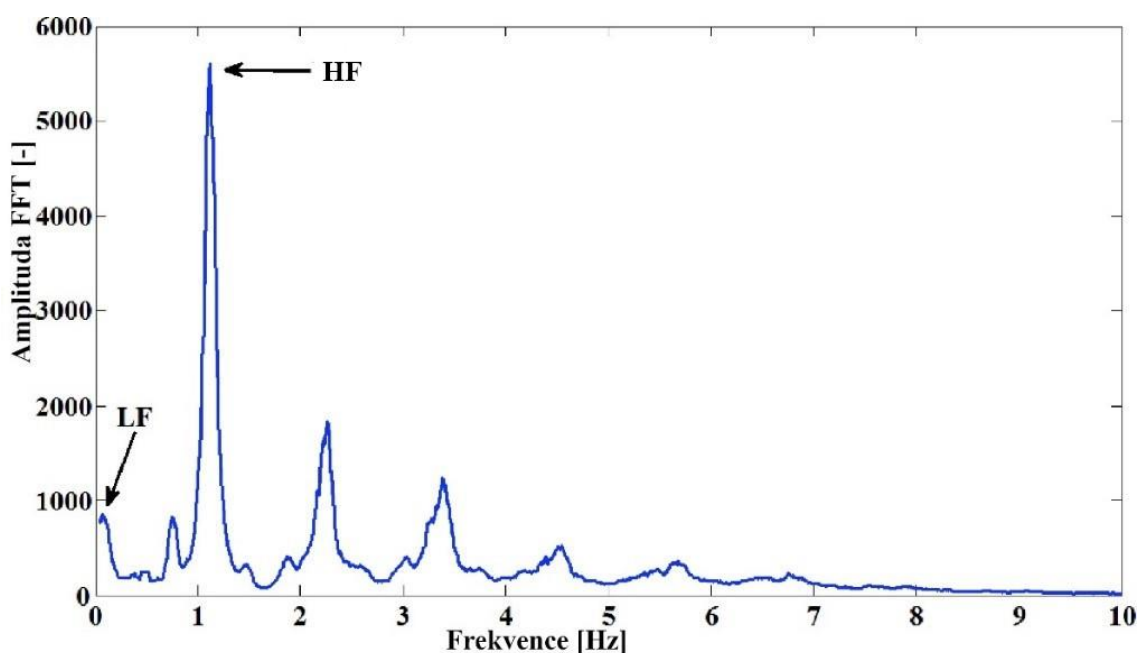
Obrázek 7: Výsledná pulzní vlna

Pletysmografií lze sledovat tepovou frekvenci, variabilitu srdečního rytmu, dechovou frekvenci, srdeční výdej, nasycení hemoglobinu kyslíkem, krevní tlak, stav cév a žil a detekovat různé patologie (např. fibrilace síní). [6], [9]

Výhodami této metody jsou snadná realizace, cenová dostupnost a komfortní neinvazivní měření pro pacienta. Velkou nevýhodou je však vysoká citlivost na pohyb, okolní světlo a útlum signálu v závislosti na odstínu kůže. [6], [9]

3.2.1 Spektrální charakteristika PPG signálu

V běžném spektru (Obrázek 8) se nacházejí dva významné píky: nízkofrekvenční (LF, z anglického Low frequency) do 0,5 Hz (nejčastěji kolem 0,1 Hz), který představuje aktivitu sympatického nervového systému, dýchání a termoregulace a vysokofrekvenční (HF, z anglického High frequency) v rozmezí 0,5 – 2 Hz, představující srdeční frekvenci. V tomto úseku se také nachází převládající frekvence (PF, z anglického Predominant frequency), jejíž hodnoty jsou v maximální časové a frekvenční rovině. Nad 2 Hz jsou harmonické frekvence srdečního rytmu, které nemají klinický význam. [7]



Obrázek 8: Ukázka spektra PPG signálu získaného Fourierovou transformací [11]

3.2.2 Šum

Za statických podmínek při snímání PPG záznamu jsou klíčové body křivky jasně viditelné. Vzniklé artefakty v záznamu ztěžují analýzu signálu (Obrázek 9). Snížená kvalita signálu je také podpořena, pokud má pacient snížený průtok krve (často v důsledku aterosklerózy), kdy je malý rozdíl mezi systolickým a diastolickým tlakem a pulzní vlna je slabá. Přítomnost artefaktů může signál poškodit natolik, že už nebude čitelný. [6], [10]

Pohybový artefakt může vzniknout mimovolně (záchvaty, chvění, pohyb během přepravy, kašel, hluboké dýchání, zívání) nebo vědomě (škrábání, mávání rukou, chůze, používání rukou například u jídla). [6] Výrazný artefakt je způsoben úplným oddělením měřené části těla od přístroje, který se dá rozpoznat razantní změnou intenzity pixelů.

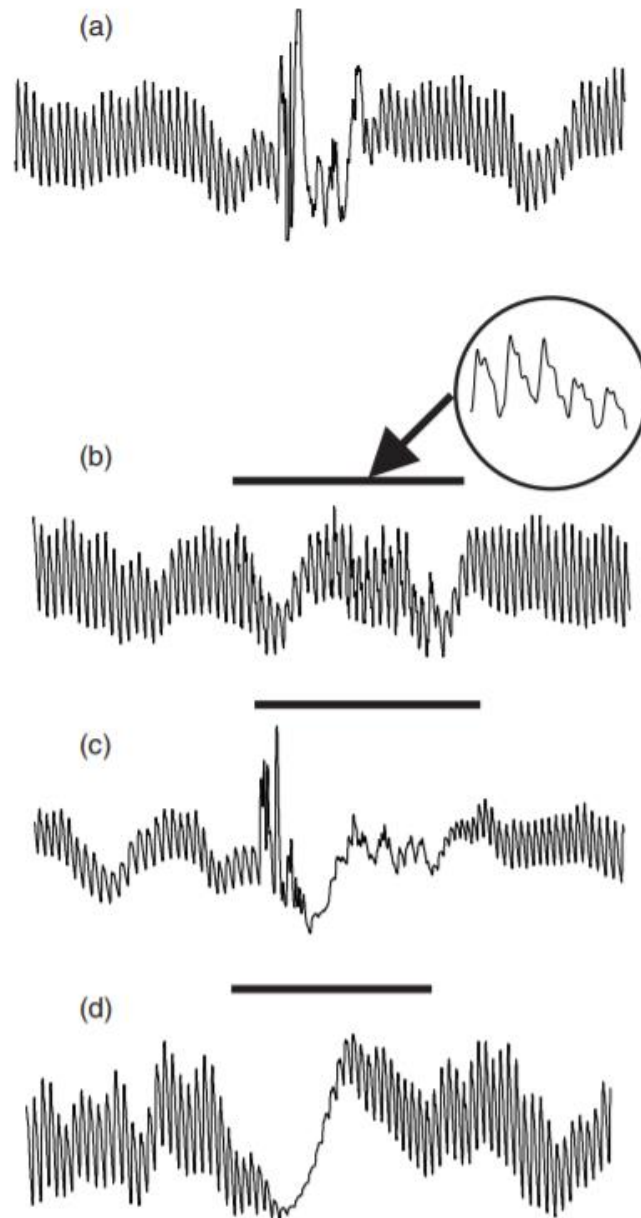
Vliv na vznik šumu může mít i tlak snímané části těla na detektor, kdy se utlumí průtok krve cévami. Snímání PPG signálu je ovlivňováno i nadměrnou intenzitou okolního světla. To lze eliminovat snímáním v místnosti s tlumeným osvětlením, krytím přístroje a vyšetřované části a pořádným upevněním přístroje k vyšetřované části (ne však moc silným, aby nedošlo k oslabení průtoku krve). Intenzitu signálu může oslabit i tmavší tón pleti.

Jednou z možností, jak se vypořádat s šumem v PPG signálu je využití filtračních technik pro potlačení artefaktů v signálu. Tato technika uvažuje, že se šum vyskytuje v jiných frekvenčních oblastech než fyziologický signál a že lze šumovou složku oddělit a odstranit. Často se ale oblasti fyziologického signálu a šumu překrývají a může tak být odstraněna nebo potlačena podstatná část signálu. Další možností je zároveň snímat i pohyb akcelerometrem (přístroj, který snímá zrychlení sloužící k detekci orientace) a spojit jej s PPG signálem. Cílem je detekovat frekvenční oblast pohybu akcelerometrem a tyto frekvence využít pro filtraci pohybových artefaktů ze spektra PPG signálu. [12]

Liang *et al.* [13] se ve své práci pokusili nalézt optimální filtr pro filtraci krátkého PPG signálu. Na základě stanovení kvality vytvořili algoritmus, který porovnává 90 druhů filtrů různých řádů. Na začátku byly PPG signály odborníky rozděleny do tří skupin kvality (G1 – excelentní signál vhodný pro diagnostiku, G2 – použitelný signál pro výpočet tepové frekvence a G3 – nevyhovující signál). Algoritmus pak aplikoval na signál jeden z filtrů a vyhodnotil stupeň kvality signálu (G1, G2 nebo G3) statistickou metodou, kdy byla vypočítána hodnota šikmosti (blíže popsána v kapitole 4). Porovnáním zařazení signálu podle šikmosti se zařazením signálu dle anotátorů bylo zjištěno, jaký dopad mají různé filtry na vyhodnocení kvality signálu. Jako nejvíce vhodný byl určen Chebyshevův filtr II. typu a 4. řádu a Butterworthův filtr 4. řádu.

Elgendi *et al.* [14] ve svém díle představují algoritmus pro detekci charakteristických bodů pulzních vln v PPG signálu měřeném po fyzické zátěži a na PPG signál aplikují Butterworthův filtr 2. řádu.

Identifikací artefaktů v signálu a jejich potlačení či odstraněním bude analýza spolehlivější.

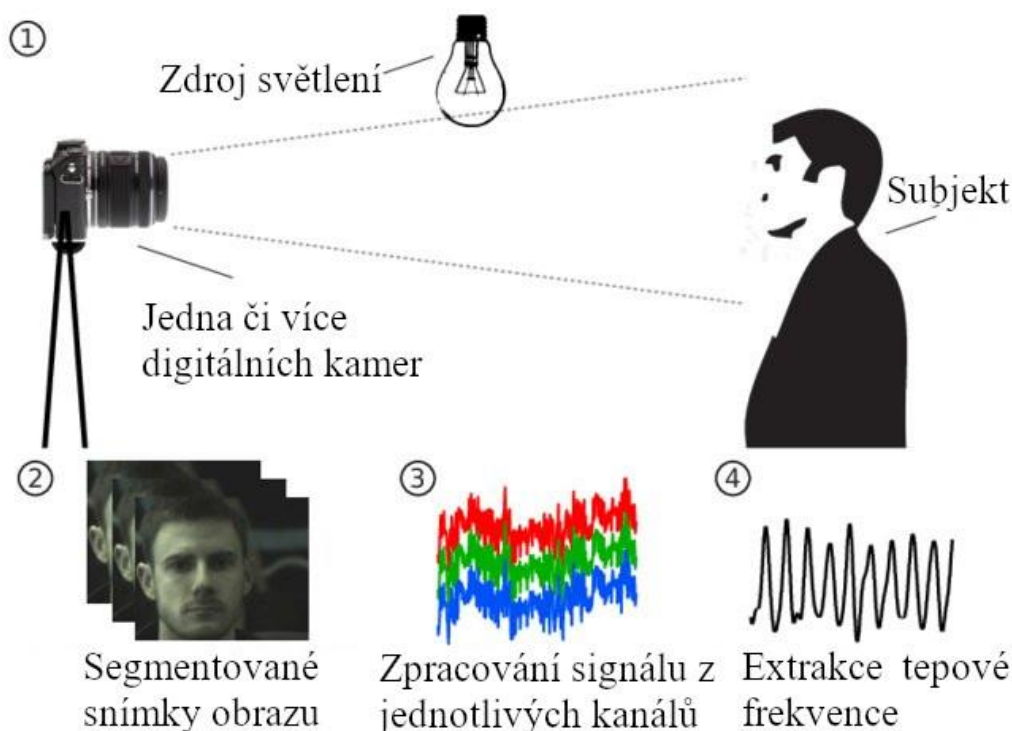


Obrázek 9: Ukázka artefaktů vytvořených během snímání PPG signálů v úsecích dlouhých asi 15 s: a) silný pohyb či tahání kabelu od měřícího přístroje, b) třes rukou nebo prstů, c) záchvat kašle, d) hluboké dýchání [15]

3.2.3 Nové technologie pro měření PPG signálu

Jak již bylo zmíněno, fotopletysmografie je široce používaná neinvazivní optická metoda pro monitorování kardiovaskulárního systému. S vývojem nositelných monitorovacích zařízení jako jsou chytré náramky, hodinky a mobilní telefony se fotopletysmografické měření postupně dostává z nemocničního prostředí i do toho domácího. Prakticky každý si dnes může s využitím chytrého zařízení ve svém vlastnictví kontrolovat tepovou frekvenci a některé další parametry kardiovaskulárního systému. Na rozdíl od EKG či klasické PPG přináší tato zařízení větší uživatelský komfort, protože nevyžadují ani elektrody, ani spony na prsty.

Bezkontaktní obličejová fotopletysmografie pracuje na principu snímání nepatrných změn barvy kůže v důsledku změny objemu krve v tepnách a kapilárách. Kamera snímá slabé změny barvy kůže z různých částí obličeje, z nichž je odvozen PPG signál úměrný těmto změnám. Hlavními problémy této metody, se kterými se musí vypořádat, jsou velice slabý signál (hlavně u tmavších odstínů pleti a při slabé intenzitě osvětlení), vzdálenost snímané oblasti od kamery a pohybové artefakty. Tato metoda by se dala využít například u monitorování vitálních funkcí předčasně narozených dětí, protože kontaktní senzory mohou poškodit jejich kůži. [16]



Obrázek 10: Proces získání PPG signálu bezkontaktním snímáním [17]

Chytré telefony patří mezi nejběžnější každodenně používané přístroje, které mají jejich uživatelé stále u sebe. Díky jejich výpočetnímu výkonu, možnému bezdrátovému připojení a přijatelnému uživatelskému rozhraní se dají využít v mnoha oblastech. Chytré telefony

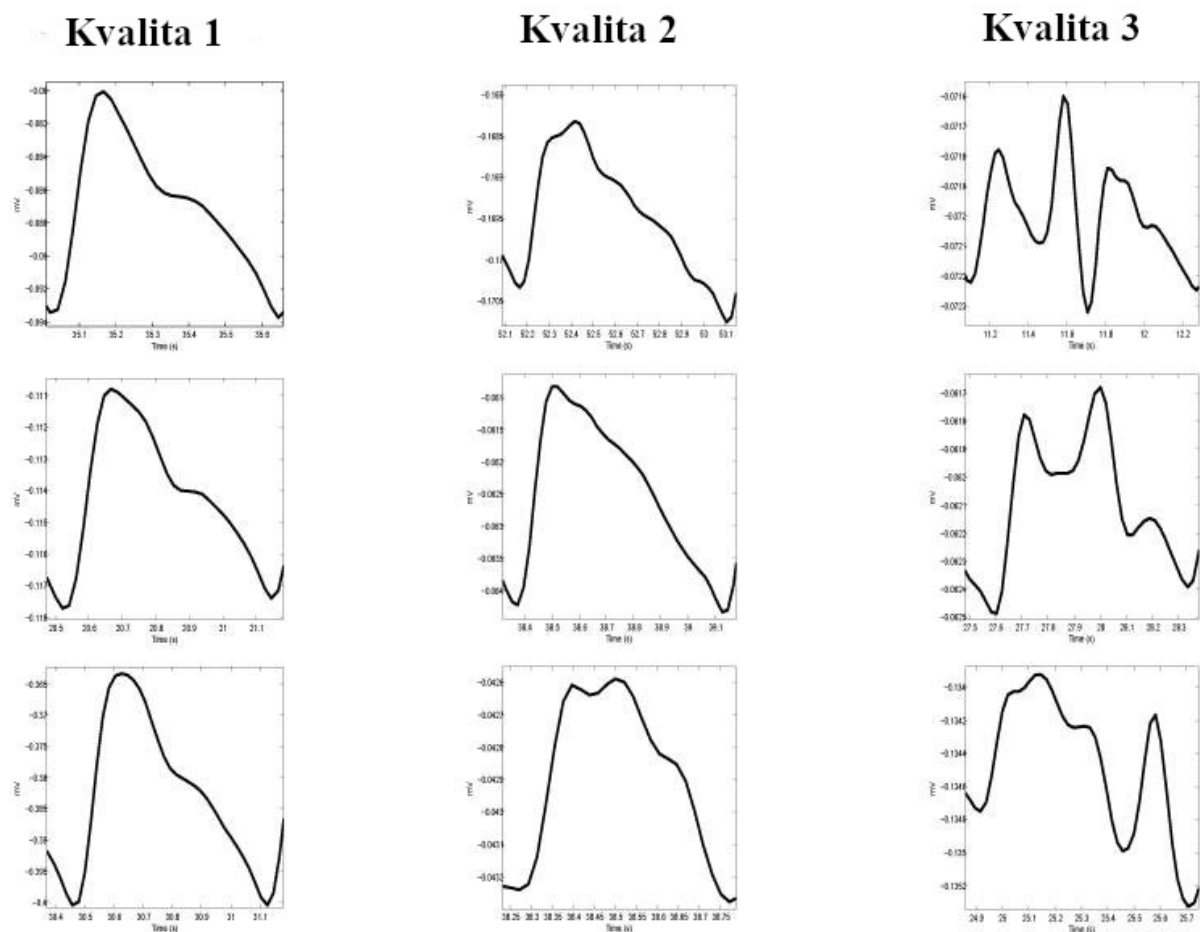
mohou být propojeny se senzory (např. tlakoměry, oxymetry, EKG snímači, váhou apod.) a informace z nich přijímat, zpracovávat, zobrazovat a vyhodnocovat a v případě naměřených patologických stavů automaticky zavolat záchrannou službu. Díky svému vybavení, jako je LED osvětlení, akcelerometr, mikrofon a kamera, mohou chytré telefony samy sloužit jako senzory. Kamera a LED osvětlení se dají využít pro snímání PPG signálu, bohužel je však tato metoda citlivá na pohyb a je vhodná spíše pro referenční účely, ne jako lékařské zařízení. Na objektiv kamery je přiložen prst a na videozáznam jsou snímány změny intenzity světla, které se odrazí zpět na objektiv. Pokud je osvětlení kolem vyšetřovaného slabé, nebo má signál nedostačující intenzitu, je vhodné prst prosvítit diodou umístěnou obvykle vedle kamery.

Pro každý snímek je vypočítána průměrná hodnota intenzity pixelů červené, zelené a modré složky. Jelikož snímání PPG signálu chytrým telefonem neprobíhá pod dohledem odborníka, který by celý proces kontroloval a vyhodnocoval, závisí celková kvalita měření na samotném uživateli. Pokud chce uživatel kvalitní záznam a z něj validní výsledky, musí si dát pozor na správné přiložení prstu na objektiv, neoddělovat prst a nehýbat s ním po čas měření, nevyvíjet přílišný tlak prstu na objektiv a celkově se snažit moc nehýbat. Program by pak mohl tyto pohybové artefakty detekovat a nesprávně vyhodnocovat výsledky. [18]

S využitím LED osvětlení prstu se zvyšují hodnoty intenzity červené a zelené složky snímků. Intenzita červené složky má s osvětlením hodnoty kolem 255 v rozsahu od 0 až po 255, hodnoty intenzity zelené a modré složky se pohybují ve spodní polovině rozsahu. Bez LED osvětlení se hodnoty intenzity zelené a modré složky pohybují kolem 0 a hodnoty červené složky se liší v závislosti na používaném modelu chytrého telefonu a intenzitě okolního světla dopadajícího na prst. [18] Kurylyak *et al.* [18] ve své práci určili, že minimální snímkovací frekvence pro pořízení dostatečně kvalitního videozáznamu, ze kterého by se dala určit tepová frekvence, je 15 Hz.

4 MOŽNOSTI STANOVENÍ KVALITY PPG SIGNÁLU

Christina Orphanidou [7], Mohamed Elgendi [19] a Nandakumar Selvaraj [20] ve svém díle popisují metody pro analýzu PPG signálu. Signál pak řadí a do tříd kvality 1, 2 a 3 (Obrázek 11). Do třídy kvality 1, se řadí signály, ze kterých je možné zjistit informace o tvaru pulzní vlny. Takový signál by pak mohl být využit pro diagnostické účely. Do druhé třídy kvality je signál zařazen, pokud je z něj možné odečítat tepovou frekvenci. Třetí třída kvality pak zastupuje nepoužitelný signál postižený artefakty. Třídy kvalit mohou být také například jen dvě, které by odlišovaly špatný signál od dobrého, který je použitelný pro stanovení tepové frekvence. [7], [19]

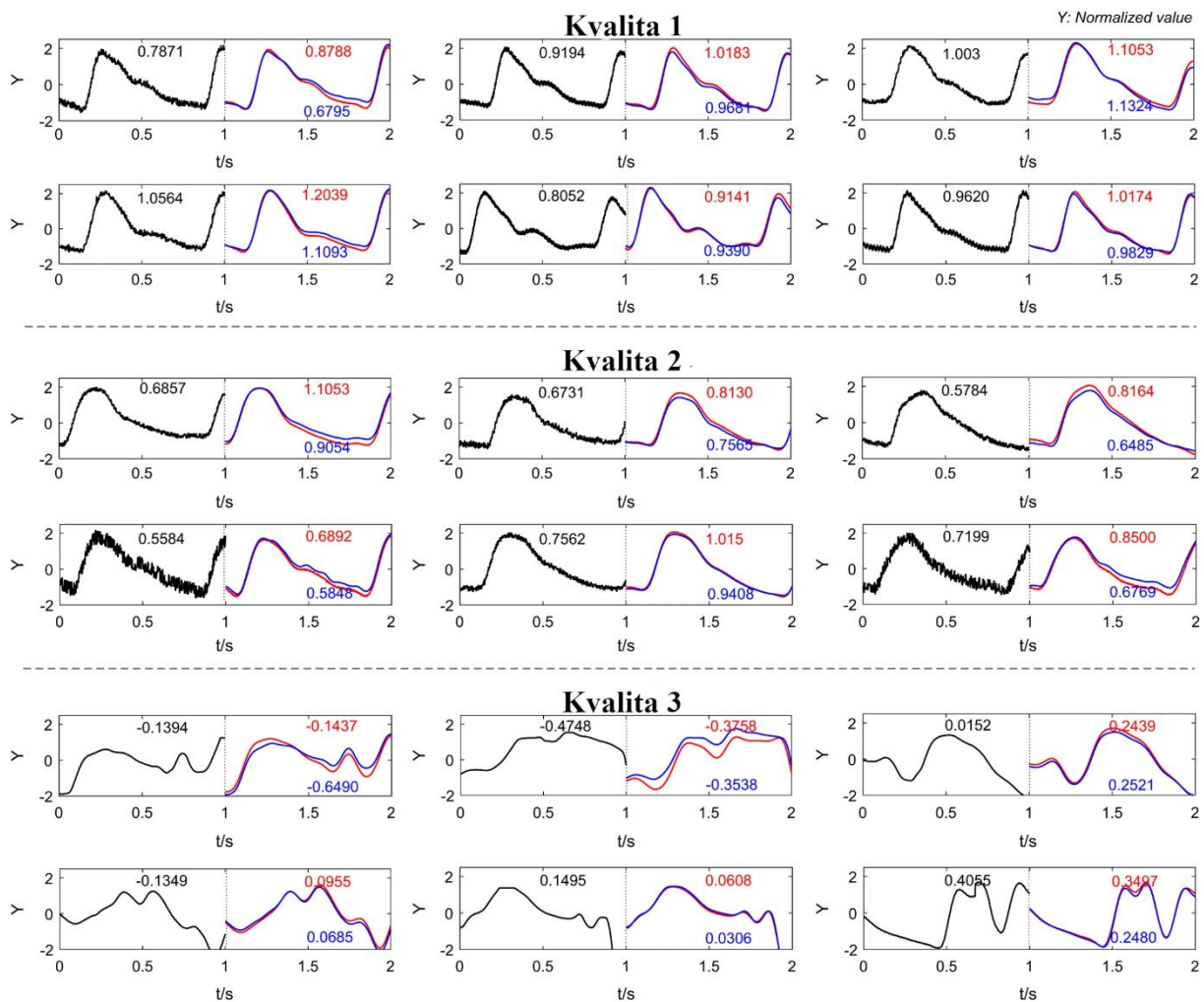


Obrázek 11: Rozdělení signálu do tří skupin kvality [19]

Statistické a spektrální metody umožňují hodnotit signál bez detekce jednotlivých vln a jejich částí (systolický a diastolický pík, dikrotický zářez atd.). Ze signálu či jeho spektra jsou podle daných vzorců vypočteny hodnoty příznaků jako je například šikmost (4.3)

nebo špičatost (4.4). Pro každou třídu kvality jsou určeny intervaly hodnot pro všechny použité příznaky. Pokud hodnoty příznaků spadají do intervalů pro určitou třídu kvality, je do ní signál zařazen. Například pokud bude hodnota špičatosti signálu spadat do intervalu pro třídu kvality 1, je do ní signál zařazen. Na obrázku níže (Obrázek 12) jsou sekundové PPG signály zařazeny do jedné ze tří tříd kvality podle hodnot šikmosti, která byla vypočítána pro normalizovaný PPG signál a jeho dvě filtrace.

Fyziologické parametry lze použít jako intervaly, které vymezují třídu kvality signálu, ze kterého lze určit tepovou frekvenci a variabilitu srdečního rytmu. Pro tuto metodu je však nutné detekovat systolické píky pulzních vln. [6]



Obrázek 12: Ukázka zařazení signálu do jedné ze tří tříd kvality. Černě je vykreslen normalizovaný PPG signál snímáný PPG přístrojem se snímkovací frekvencí 1 kHz z levého ukazováčku. Modře je vykreslen PPG signál po filtraci Butterworthovým filtrem 4. řádu a červeně je vyznačen PPG signál po filtraci Chebyshevovým filtrem II 4. řádu. Ve stejné barvě jsou k jednotlivým křivkám napsány i hodnoty šikmosti. [13]

Statistické metody

Shannonova entropie (E_{SQI}) je považována za zlatý standard pro stanovení kvality signálu. Dává informaci o tom, jak moc se rozdělení pravděpodobnosti odchyluje od rovnoměrného rozdělení. Je to indikátor nestacionarity při přítomnosti šumu. Míru entropie vypočteme:

$$E_{SQI} = \sum_{i=1}^N x_i^2 \log_e(x_i^2) \quad (4.1)$$

kde x_i je nezpracovaný PPG signál a N je délka signálu. [19], [20]

Perfuze (P_{SQI}) pracuje s poměrem pulzatilní a statické krve v periferní tkáni. Jde o rozdíl maximálního a minimálního množství světla absorbovaného krví, který jde popsat rovnicí:

$$P_{SQI} = [(y_{max} - y_{min})/|\bar{x}|] \cdot 100 \quad (4.2)$$

kde \bar{x} je statistický průměr nezpracovaného PPG signálu a y je filtrovaný PPG signál. [19]

Šikmost (S_{SQI}) udává představu o symetrii/asymetrii signálu. Nulová šikmost značí rovnoměrné rozdělení po celé délce signálu. Kladná hodnota šikmosti ukazuje, že se vpravo od průměru nachází odlehlejší hodnoty a vlevo blízko průměru je většina hodnot. U záporné hodnoty je to přesně naopak. Šikmost lze definovat rovnicí:

$$S_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_i - \frac{\hat{\mu}}{\sigma}]^3 \quad (4.3)$$

kde $\hat{\mu}$ a σ je střední a směrodatná odchylka signálu x_i a N je délka PPG signálu. [19]

Špičatost (K_{SQI}) popisuje rozdělení dat okolo průměru. Při normálním rozdělení je špičatost rovna nule. Kladná hodnota značí, že většina hodnot leží blízko střední hodnoty a rozptyl udávají primárně odlehlejší hodnoty, jejichž výskyt je málo pravděpodobný. Záporná hodnota říká, že je rozdělení rovnoměrnější. Rovnice pro výpočet špičatosti:

$$K_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [x_i - \frac{\hat{\mu}}{\sigma}]^4 \quad (4.4)$$

kde $\hat{\mu}$ a σ je střední a směrodatná odchylka signálu x_i a N je délka PPG signálu. [19], [20]

Suma průchodů nulou (SPN_{SQI}) je počet míst ve zpracovaném signálu, ve kterých signál přechází z kladných do záporných hodnot nebo naopak. Tato hodnota udává informaci o množství změn v signálu za určitý čas. [19]

Porovnávání systolických píků nalezených dvěma různými algoritmy (M_{SQI}) stojí na myšlence, že různé algoritmy pro detekci systolických píků jsou různě citlivé na přítomný šum v signálu. V tomto případě byly použity dva algoritmy pro detekci systolických píků. První algoritmus [21] je založen na první derivaci signálu s adaptivním prahováním a druhý algoritmus [22] pracuje s lokálními maximy a minimy. Oba tyto algoritmy lze snadno implementovat a každý z nich přistupuje k detekci píků jiným způsobem. Shody výstupů algoritmů jsou definovány:

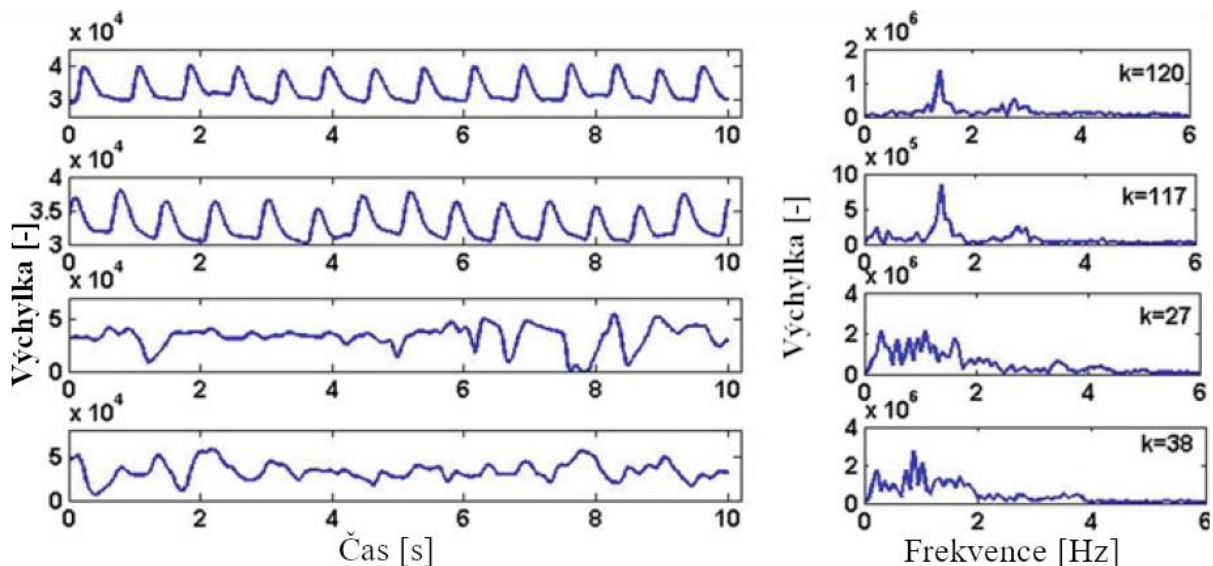
$$M_{SQI} = (S_{Bing} \cap S_{Billauer}) / S_{Bing} \quad (4.5)$$

kde S_{Bing} jsou systolické píky detekované prvním algoritmem [21] a $S_{Billauer}$ jsou systolické píky detekované druhým algoritmem [22].

Mohamed Elgendi [19] vyhodnotil, že šikmost (S_{SQI}) PPG signálu je nejlepší indikátor pro třídění signálu do skupin kvality a je vhodné použít menší okno (do 5 s), ve kterém bude S_{SQI} počítáno. Naopak hodnoty entropie (E_{SQI}) PPG signálu nebyly pro rozlišení kvality nijak signifikantní. Pokud jsou u statistických metod správně nastaveny prahy, může být PPG signál na základě jejich koeficientů rozdělen do všech tří skupin kvality (Obrázek 12).

Spektrální metody

Signál obsahující artefakty bude mít ve Fourierově spektru další frekvenční složky souvisejícími s artefakty, které změni celkový tvar rozložení (Obrázek 13). Již zmíněná špičatost se tedy dá využít při hodnocení kvality PPG signálu. Od spektra čistého signálu je očekáván ostrý vrchol, jelikož jeho spektrum bude mít hlavní píky LF a HF a málo dalších frekvenčních složek. Na základě této metody se dají vymezit intervaly hodnot špičatosti, které by reprezentovaly skupiny kvality. [7]



Obrázek 13: V levém sloupci je PPG signál s určitými úrovněmi zkreslení. V pravém sloupci jsou Fourierova spektra signálu s hodnotami špičatosti. Čím více je signál postižen artefakty, tím více frekvencí je v jeho spektru zastoupeno a hodnota špičatosti klesá [7]

Fyziologické parametry

Pokud jsou v PPG signálu detekovány systolické píky, mohou z nich být získány níže uvedené příznaky. Pro tyto příznaky jsou uvedeny intervaly, které vymezují jejich fyziologické hodnoty. Pokud budou příznaky spadat do těchto intervalů, bude signál zařazen do třídy kvality, která vymezuje signály použitelné pro odečtení tepové frekvence.

- Limitace tepové frekvence: i s extrémními případy se pohybuje mezi 40–300 tepy/min (0,67 Hz – 5 Hz). Jakákoliv tepová frekvence mimo tenhle interval je považována za nefyziologickou.
- Maximální P-P interval (kde P je systolický pík a P-P interval mezi dvěma po sobě jdoucími píky a je ekvivalentní k R-R intervalu EKG): podle nejnižší tepové frekvence by měl trvat $60/40 = 1,5$ s. Při prominutí jednoho nedetekovaného píku dvojnásobek, tedy 3 s.
- Maximální P-P interval/minimální P-P interval: za normálních podmínek se variabilita srdečního tepu v čase mění pouze ve fyziologických limitách. V krátkém segmentu PPG signálu (10 s) by poměr maximální a minimální délky P-P neměl přesáhnout 1,1. Opět s přihlédnutím na jednu vynechanou detekci zvýšíme hranici na polovinu, tedy 2,2 s. [7]

5 MOŽNOSTI ANALÝZY PPG SIGNÁLU

Když už je signál zařazen do některé třídy kvality, je třeba se ujistit o jeho správném zařazení. V této kapitole jsou představeny některé metody pro analýzu PPG signálu. Metody jsou rozděleny do dvou skupin podle toho, zda je k analýze třeba referenčního signálu (např. EKG nebo PPG z jiných přístrojů nebo jiných částí těla snímaného člověka), který byl pořízen simultánně s PPG signálem, nebo jestli stačí znát morfologii vln.

5.1 Analýza s využitím reference

Báhnalmi *et al.* [23] jsou k analýze využity postupy k vyhodnocování variability srdečního rytmu (HRV, z anglického Heart rate variability), která udává informace o aktivitě autonomního nervového systému. Ke snímání PPG signálu byl použit iPhone 6 se vzorkovací frekvencí 240 Hz (slow motion mód) a referenční EKG signál byl pořízen přístrojem Cardiax PC-ECG se vzorkovací frekvencí 500 Hz. Oba signály byly filtrovány Butterworthovým filtrem druhého řádu typu dolní propusti s mezní frekvencí 80 Hz a horní propusti s mezní frekvencí 1 Hz. Dále proběhla synchronizace obou signálů, kdy bylo několik částí signálů zkoumáno a párováno, protože některé z nich mohly být poškozeny artefakty. Nakonec byla stanovena adekvátní hodnota posunu mezi nimi. V signálech byly detekovány referenční body: v EKG R vlny a u PPG systolické píky.

Analýza v časové oblasti

K analýze v časové oblasti byly vypočítány hodnoty NN (u EKG) a PP (u PPG) intervalů a využity následující vzorce, jejichž definice a veličiny jsou zapsány v tabulce níže (Tabulka 1). [23], [24]

Zkratka	Definice	Jednotka
NN	délka intervalu mezi dvěma píky	[ms]
\bar{P}	průměrná hodnota tepové frekvence	[tepů/min]
DNN	diference mezi NN intervaly	[ms]
\overline{NN}	průměr všech NN intervalů	[ms]
$SDNN$	směrodatná odchylka všech NN intervalů	[ms]
$rMSSD$	odmocnina průměrů kvadrátů diferencí sousedních NN	[ms]
$pNN50$	suma sousedních intervalů s lišících se o více než 50 ms	[%]

Tabulka 1: Veličiny k hodnocení HRV

$$\overline{NN} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N NN_i \quad (5.1)$$

$$\bar{P} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_i \quad (5.2)$$

$$rMSSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N DNN_i^2} \quad (5.3)$$

$$pNN50 = P(|DNN_i| > 50 \text{ ms}) \quad (5.4)$$

Analýza ve frekvenční oblasti

Ve vzorcích pro výpočet parametrů ve spektrální oblasti se vyskytuje funkce $f(\theta)$, která představuje výkonové spektrum NN tachogramu signálu. VLF zkratka znamená výkon ve velmi nízkém frekvenčním pásmu 0,003 – 0,04 Hz, LF představuje výkon v nízkofrekvenčním pásmu 0,04 – 0,15 Hz a HF znamená výkon ve vysokofrekvenčním rozsahu 0,15 – 0,4 Hz. [23], [24]

$$VLF = \int_{0,003 \text{ Hz}}^{0,04 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad (5.5)$$

$$LF = \int_{0,04 \text{ Hz}}^{0,15 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad (5.6)$$

$$HF = \int_{0,15 \text{ Hz}}^{0,4 \text{ Hz}} f(\theta) d\theta \quad (5.7)$$

Vyhodnocení podobnosti porovnávacími metodami

Jednou z možných metod pro porovnání hodnot vypočítaných předešlými vzorci pro EKG a PPG signál je Pearsonův korelační koeficient.

$$PK = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N ((x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=i}^N (y_i - \bar{y})^2)}} \quad (5.8)$$

Korelační koeficient může nabývat hodnot od -1 do 1. Interpretace hodnot korelačního koeficientu jsou zapsány v tabulce (Tabulka 2) [25]:

Korelační koeficient	Míra korelace
0,90 do 1 (-0,90 do -1)	Velmi vysoká
0,70 do 0,90 (-0,70 do -0,90)	Vysoká
0,50 do 0,70 (-0,50 do -0,70)	Střední
0,30 do 0,50 (-0,30 do -0,50)	Nízká
0 d 0,30 (0 do -0,30)	Zanedbatelná

Tabulka 2: Míra korelace na základě hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu [25]

Jelikož korelace nemusí být vždy spolehlivá, byla zavedena sofistikovanější metoda pro porovnání dvou signálů, která se nazývá Bland-Altmanova analýza. Vzorce a veličiny pro výpočet jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 3). [23]

BIAS	průměrný posun hodnot y vztahujících se k referenčním hodnotám
SD	směrodatná odchylka posunů
AL	interval, v němž leží většina posunů
BAR	Bland-Altmanův poměr udává podobnost dvou signálů

Tabulka 3: Veličiny pro Bland-Altmanovu analýzu [23]

$BAR \leq 10 \%$ značí velkou podobnost, $10 \% < BAR \leq 20 \%$ je střední podoba a $BAR > 20 \%$ je mizivá podobnost signálů. [23]

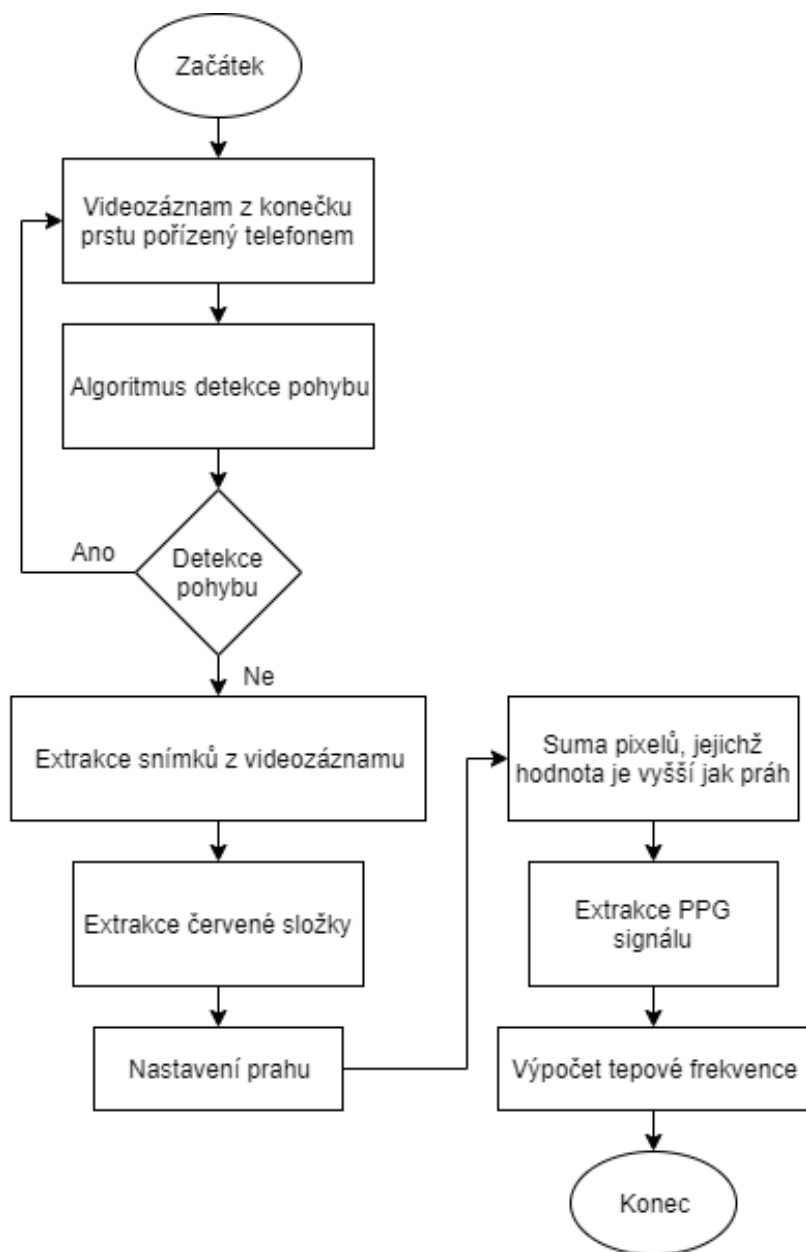
$$Bias = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - x_i) \quad (5.9)$$

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - x_i - Bias)^2} \quad (5.10)$$

$$AL = Bias \pm 1,96 SD \quad (5.11)$$

$$BAR = \frac{1,96 SD}{1/N \sum_{i=1}^N (y_i + x_i/2)} \quad (5.12)$$

Siddiqui et al.[26] ve své práci popisuje detailní postup navržení algoritmu (Obrázek 14) pro extrakci PPG signálu snímaného kamerou chytrého telefonu (1080 p, HD) se zapnutým LED osvětlením z konečku prstu pacienta a následnou analýzu tohoto signálu na základě tepové frekvence.

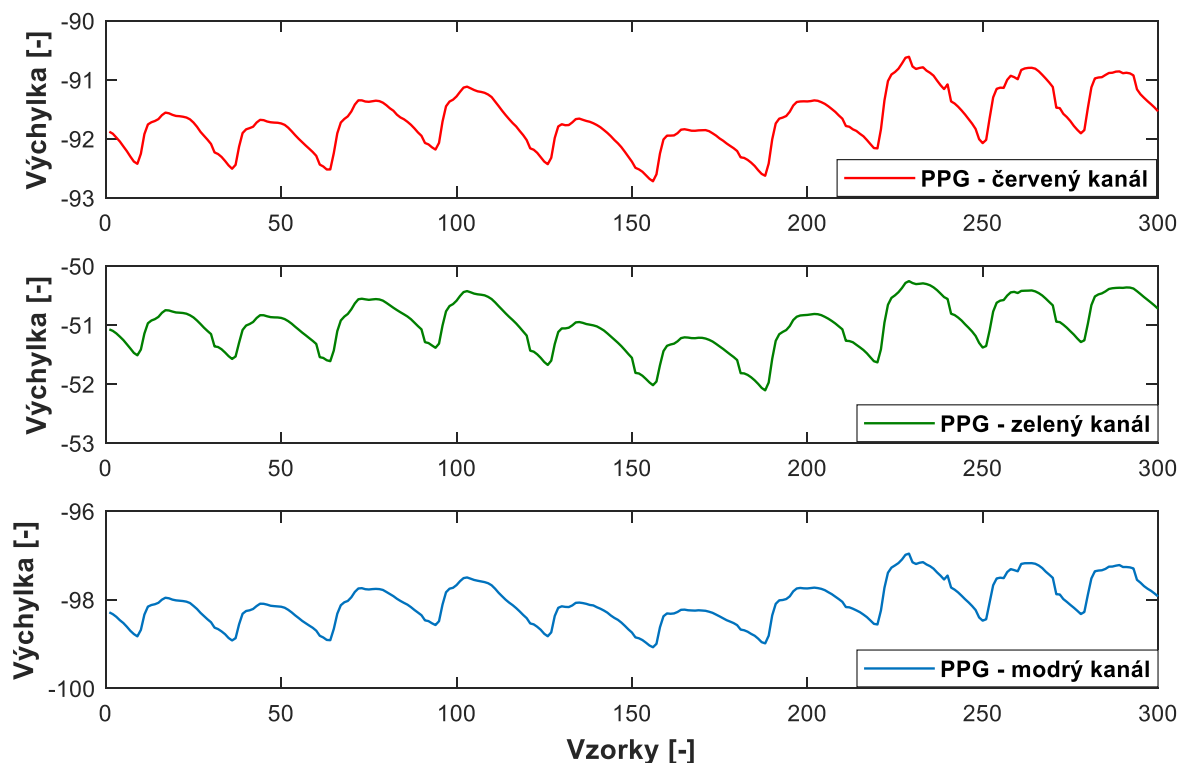


Obrázek 14: Navržený algoritmus [26]

Na začátku algoritmus detekuje pohyb prstu, který by mohl ovlivnit výsledky celého měření. Snímání videa se restartuje, pokud algoritmus detekuje předem definovanou míru pohybu. Nahrané video bez pohybových artefaktů je zpracováváno v Matlabu. Z videa jsou extrahovány snímky z červeného, zeleného a modrého kanálu. Dále se pro každý snímek

vypočítá práh a sečtou se pixely, jejichž hodnota tento práh překročí. PPG signál je vyobrazený jako suma pixelů, které překročily práh, na určitý snímek (Obrázek 15). [26]

Pokud je práh stanoven příliš nízko, na výstupu bude pouze horizontální čára. Práh přesahující určitou úroveň poskytuje správný průběh PPG s hlavními extrémy. Nad tuto úroveň je změnou prahu ovlivněna pouze hodnota extrémů. Bez ztrát užitečných informací byl práh v tomto systému empiricky stanoven na 99 % rozsahu intenzity pixelů a počítá se pro každý snímek zvlášť. [26]



Obrázek 15: Ukázka desetisekundového PPG signálu získaného z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu chytrým telefonem se snímkovací frekvencí 30 Hz

Pro určení barevného kanálu, který bude nejvhodnější pro stanovení tepové frekvence, se ze všech tří kanálů sestrojila křivka na základě předchozích výpočtů. Z křivek PPG signálu z barevných kanálů bylo určeno, že jasný signál, který nejlépe zobrazuje změnu krevního objemu během srdečních cyklů, je červený kanál, proto je dále pracováno jen s ním. [26]

Počet snímků pořízených za jeden srdeční cyklus se vypočítá jako počet snímků mezi dvěma po sobě jdoucími minimy (snímek/cyklus). Snímkovací frekvence je počet snímků, které pořídí telefon za sekundu (snímek/sekunda). Tepová frekvence se odhaduje výpočtem na počet cyklů za minutu. [26]

$$Tepová\ frekvence = \left(\frac{Snímkovací\ frekvence}{Délka\ jednoho\ cyklu} \right) \times 60 \quad (5.13)$$

Vyhodnocení analýzy navrhovaného algoritmu pro odhad tepové frekvence na základě PPG z červeného kanálu je porovnání tepové frekvence se skutečnou – referenční tepovou frekvencí. Maximální zjištěná chyba byla 3 tepy za minutu. Experiment byl opakován asi 200krát a průměrná procentuální přesnost a průměrná procentuální chyba byly vypočteny na 98,02 % a 1,98 %. [26]

$$\%chyba = \frac{|referenční\ hodnota - vypočtená\ hodnota|}{referenční\ hodnota} \times 100 \quad (5.14)$$

$$\%přesnost = 100 - \%chyba \quad (5.15)$$

5.2 Analýza bez využití reference

Morfologické limitace pulzní vlny

Pro tuto analýzu je třeba detekovat určité body pulzní vlny jako jsou systolický a diastolický pík a dikrotický zářez (pokud je přítomen). Tyto body dávají bližší informace o povaze jednotlivých vln a na jejich základě je možné vyhodnotit nejkvalitnější signál, který je určen pro diagnostické účely.

- Délka systoly (od počátku vlny po systolický pík): měla by být v rozmezí 0,08 – 0,49 s
- Systolická fáze/diastolická fáze: poměr mezi těmito časy by neměl překročit hodnotu 1,1
- Počet diastolických píků: v jedné vlně by měly být maximálně dva diastolické píky
- Délka pulzní vlny: měla by být v rozmezí 0,28 – 2,4 s
- Vztah mezi systolickou amplitudou, amplitudou dikrotického zářezu (pokud je přítomen) a diastolickou amplitudou: pro odstranění tvarově neodpovídajících vln [7]

Porovnávací metody

Podobnost PPG signálu se šablonou vyjádřena Pearsonovým korelačním koeficientem
nejprve vytvoří šablonu průměrováním všech pulzních vln nacházejících se v analyzovaném segmentu signálu. Každá pulzní vlna je pak porovnána s šablonou a jejich podobnost se číselně vyjádří vypočítaným Pearsonovým korelačním koeficientem. Pro rozdělení signálu na segmenty jednotlivých pulzních vln je délka každé vlny vypočítána jako medián *PP* (peak to peak) intervalů a je centrována kolem každého systolického píku. Pro obdržení

jediné hodnoty, která by definovala kvalitu signálu je vypočítán průměr Pearsonových korelačních koeficientů každé pulzní vlny. Pokud je zprůměrovaná hodnota vyšší jak 0,86, signál se považuje za akceptovatelný. [7]

6 PRAKTICKÁ ČÁST

Obsahem praktické části bylo na dobrovolných účastnících pořídit videozáznamy z konce ukazováčku jejich pravé ruky a zároveň snímat i elektrickou aktivitu srdce EKG přístrojem, jehož záznam byl použit jako reference. Z videozáznamů byly extrahovány PPG signály a v EKG záznamu byl určen interval časově odpovídající době snímání. Dalším krokem bylo sestavení algoritmu pro odhad kvality PPG signálů, který je rozdělí do jedné ze tří tříd kvality. Závěrem byla vyhodnocena přesnost navrženého algoritmu na základě analýzy signálů.

6.1 Snímání dat

Snímání dat bylo provedeno na osmi zdravých dobrovolnících (4 ženy a 4 muži) s věkovým rozsahem 18 až 70 let. Dobrovolníci byli seznámeni s účelem a průběhem snímání a podepsali informovaný souhlas schválený etickou komisí UBMI, FEKT, VUT (EK 05/2018). V souladu s informovaným souhlasem nejsou naměřená data veřejně dostupná. Jsou však uložena na UBMI. Měření probíhalo v domácím prostředí a nikdo ze zúčastněných nebyl nemocný, unavený nebo ve stresu.

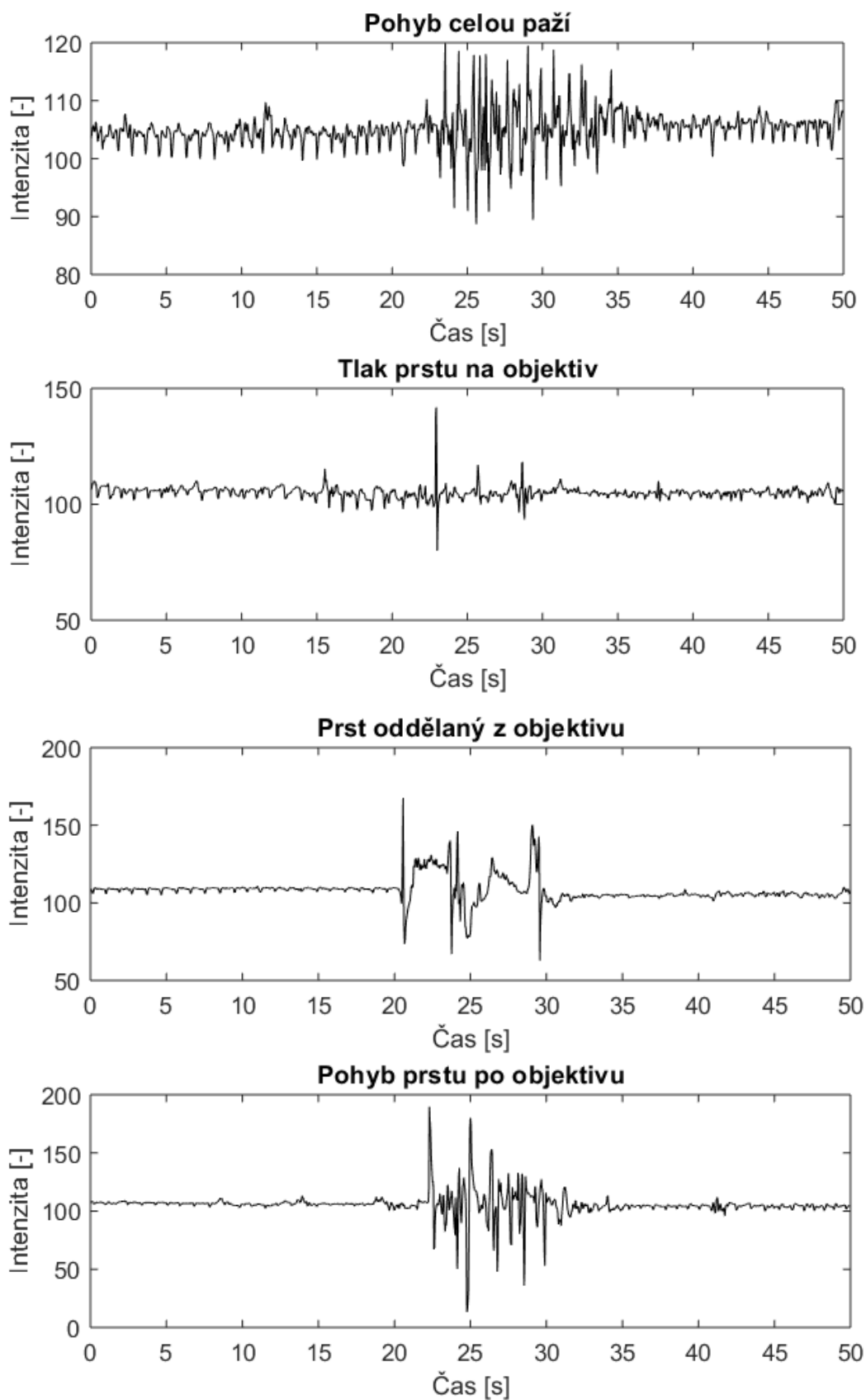
Ke snímání referenčního signálu byl použit přístroj Faros 360TM se snímkovací frekvencí 1000 Hz, který ukládá nasnímaná data ve formátu EDF. Pro snímání PPG signálu byly použity chytré telefony Huawei P20 Pro (snímkovací frekvence 60 Hz), iPhone XS (snímkovací frekvence 30 Hz a 240 Hz) a Honor 8X (snímkovací frekvence 30 Hz). Videozáznamy jsou ve formátu mp4 nebo MOV. Na chytrých telefonech byla u všech měření rozsvícená zabudovaná LED a bylo použito základní nastavení pro nahrávání videozáznamů bez manuálního zaostřování a bez filtrů. Data byla zpracována v prostředí Matlab R2017b (v tomto prostředí byl také vytvořen algoritmus pro stanovení kvality a analýzu PPG signálů).

Před snímáním byl na hrud' dobrovolníka připojen přístroj Faros 360TM pro snímání referenčního EKG signálu. Poté si dobrovolník vzal do pravé ruky chytrý telefon, na jehož objektiv přiložil konec ukazováčku tak, aby překrýval i LED. Nejprve se spustilo snímání EKG a později bylo zapnuto nahrávání videozáznamu s rozsvícenou LED. Snímání trvalo nejméně 10 sekund a nejdéle 5 minut. Poté bylo na chytrém telefonu vypnuto nahrávání videozáznamu a ve stejnou chvíli bylo na snímači EKG stisknuto tlačítko, které do záznamu vytvořilo značku pro pozdější synchronizaci obou získaných signálů.

Při snímání dat byly zadány dva měřicí protokoly, které plnili všichni dobrovolníci. Při prvním protokolu seděl dobrovolník na židli v pohodlné poloze. Snímání trvalo 5 minut.

První minutu byl dobrovolník v klidu, pak na pár sekund vyvinul prstem tlak na objektiv a opět se vrátil do klidové polohy. Po uplynutí druhé minuty dobrovolník oddělal prst z objektivu a zase jej vrátil zpět. Po třetí minutě byl vytvořen artefakt pohyby paží a po čtvrté minutě dobrovolník přejížděl prstem po objektivu. Vytvořené artefakty trvaly kolem deseti sekund a zbytek času seděl dobrovolník v klidové poloze s prstem přiloženým na objektiv. Druhý protokol zahrnoval krátká desetisekundová snímání, při kterých dobrovolník vytvářel po celou dobu snímání různé artefakty – řeč, hluboké dýchání, chůze, třes ruky, kašel atd.

Na následujícím obrázku (Obrázek 16) je PPG signál extrahovaný z červeného kanálu videozáznamu pořízeného iPhonem XS se snímkovací frekvencí 30 Hz (způsob získání PPG signálu z videozáznamu chytrého telefonu je popsán v následující podkapitole 6.2). Ze signálu jsou vybrané segmenty postiženy artefakty.



Obrázek 16: PPG signál získaný z videozáznamu pořízeného iPhoneem XS se snímkovací frekvencí 30 Hz. Vybrány jsou časové úseky, ve kterých se vyskytují artefakty.

6.2 Zpracování a uložení naměřených dat

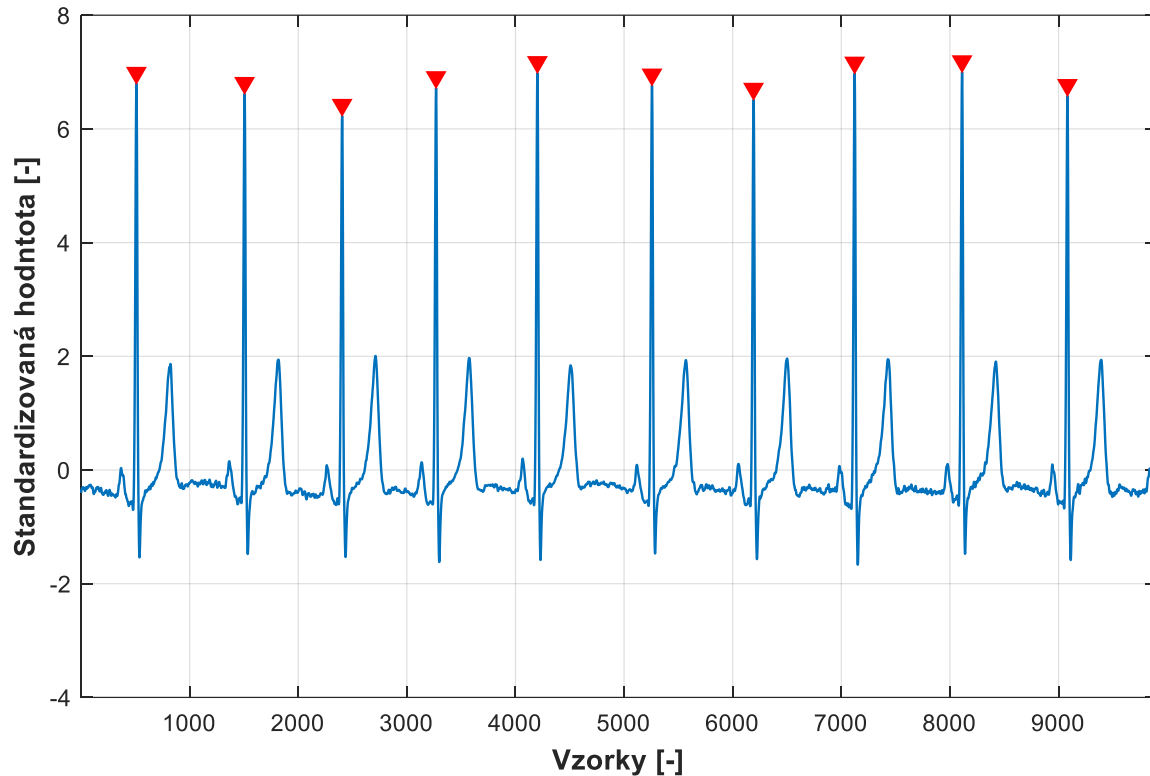
Videozáznamy pořízené chytrými telefony byly načteny do Matlabu a pro jednotlivé snímky byla vypočítána průměrná hodnota intenzity pixelů zvlášť pro červený, zelený a modrý kanál. Z těchto průměrných hodnot byl sestaven PPG signál. Dále byly načteny i EDF soubory z přístroje Faros 360TM obsahující EKG záznamy. EKG signál byl filtrován Butterworthovým filtrem 1. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0.5 a 30 Hz, ve kterých se nachází QRS komplex [7]. V EKG záznamech byla nalezena časová značka, která byla vytvořena na konci snímání videozáznamu chytrým telefonem. Od této značky byla odečtena délka videozáznamu pro stanovení počátečního bodu. Interval EKG signálu odpovídajícího době snímání byl synchronizován s PPG signálem. Jelikož synchronizace snímání spočívala jen ve snaze stlačení tlačítek chytrého telefonu a Farosu 360TM ve stejný okamžik, bylo ještě zapotřebí manuálně posunout EKG signál tak, aby R vlny odpovídaly systolickým píkům. Oba již synchronizované signály byly rozděleny na úseky 10 s. Každé desetisekundové snímání bylo uloženo do buňkového pole *snimani*, jehož struktura je popsána na obrázku níže (Obrázek 17).

```
snimani =  
  
7×2 cell array  
  
{'Fs'          }      {[          30]}  
{'PPGC'        }      {1×301  double  }  
{'PPGZ'        }      {1×301  double  }  
{'PPGM'        }      {1×301  double  }  
{'poleznacek'}      {1×301  double  }  
{'EKG'         }      {1×10051 double }  
{'stav'        }      {'iPhoneXS-pohyb paží'}
```

Obrázek 17: Nasnímaná a zpracovaná data uložená v buňkovém poli *snimani*

Toto pole obsahuje v prvním řádku informaci o snímkovací frekvenci chytrého telefonu, kterým byl pořízen videozáznam. V 2. – 3. řádku jsou uloženy PPG signály extrahovány z červené (*PPGC*), zelené (*PPGZ*) a modré (*PPGM*) složky videozáznamu. Čtvrtý řádek obsahuje vektor pole *_znacek*, který nese informaci o polohách R vln, které byly detekovány

ve filtrovaném EKG signálu pomocí funkce *findpeaks* (Obrázek 18). Tyto pozice byly uloženy tak, že do nulového vektoru *pole_znacek* o délce PPG signálu byly zapsány hodnoty 1 na pozicích R vln. V předposledním řádku je uložen samotný EKG signál a poslední řádek obsahuje název chytrého telefonu použitého při snímání a artefakt, který se v záznamu nachází.



Obrázek 18: Ukázka desetisekundového EKG záznamu pořízeného přístrojem Faros 360TM ($F_s = 1000$ Hz) s detekovanými R vlnami pomocí funkce *findpeaks*

Dohromady bylo vytvořeno 108 desetisekundových vzorků, z nichž 36 bylo použito jako testovací sada (Tabulka 4) a 72 jako trénovací sada (Tabulka 5). PPG snímky do trénovací i testovací sady byly vybrány tak, aby byly zastoupeny všechny artefakty, chytré telefony a jejich snímkovací frekvence.

Snímání	Přístroj	Fs	Info
a1	Honor8X	30	pohyb zápěstím
a3	Honor8X	30	mluvení
a5	Honor8X	30	klid
a7	Honor8X	30	tlak na objektiv
a8	Honor8X	30	hluboké dýchání
a9	Honor8X	30	hluboké dýchání
a13	Honor8X	30	pohyb paží
a15	HuaweiP20pro	60	pohyb paží
a17	HuaweiP20pro	60	pohyb zápěstím
a19	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a20	HuaweiP20pro	60	klid
a22	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a23	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a26	HuaweiP20pro	60	mluvení
a28	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a29	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a31	HuaweiP20pro	60	kašel
a35	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání

Snímání	Přístroj	Fs	Info
a39	HuaweiP20pro	60	pohyb zápěstím
a40	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a41	HuaweiP20pro	60	klid ve stoje
a46	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a48	HuaweiP20pro	60	pohyb prstu
a52	HuaweiP20pro	60	chůze
a60	iPhoneXS	30	pohyb zápěstím
a62	iPhoneXS	240	pohyb paží
a63	iPhoneXS	240	kašel
a65	iPhoneXS	240	oddělení prstu
a70	iPhoneXS	240	pohyb paží
a82	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a84	iPhoneXS	240	chůze
a89	iPhoneXS	240	tlak prstu
a92	iPhoneXS	30	tlak prstu
a94	iPhoneXS	30	mluvení
a98	iPhoneXS	30	pohyb prstu
a106	iPhoneXS	30	pohyb paží

Tabulka 4: Testovací sada

Snímání	Přístroj	Fs	Info
a2	Honor8X	30	pohyb zápěstím
a4	Honor8X	30	mluvení
a6	Honor8X	30	tlak prstu
a10	Honor8X	30	hluboké dýchání
a11	Honor8X	30	hluboké dýchání
a12	Honor8X	30	klid
a14	Honor8X	30	pohyb paží
a16	HuaweiP20pro	60	pohyb paží
a18	HuaweiP20pro	60	pohyb zápěstím
a21	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a24	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a25	HuaweiP20pro	60	klid
a27	HuaweiP20pro	60	mluvení
a30	HuaweiP20pro	60	pohyb prstu
a32	HuaweiP20pro	60	kašel
a33	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a34	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a37	HuaweiP20pro	60	pohyb prstu
a38	HuaweiP20pro	60	pohyb zápěstím
a42	HuaweiP20pro	60	klid ve stoje
a43	HuaweiP20pro	60	klid ve stoje
a44	HuaweiP20pro	60	klid ve stoje
a45	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a47	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a49	HuaweiP20pro	60	hluboké dýchání
a50	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a51	HuaweiP20pro	60	pohyb prstu
a53	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a54	HuaweiP20pro	60	chůze
a55	HuaweiP20pro	60	chůze
a56	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a57	HuaweiP20pro	60	chůze
a58	HuaweiP20pro	60	chůze
a59	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a61	iPhoneXS	30	hluboké dýchání
a64	iPhoneXS	240	pohyb paží
a59	HuaweiP20pro	60	oddělení prstu
a64	iPhoneXS	240	pohyb paží
a66	iPhoneXS	240	oddělení prstu
a67	iPhoneXS	240	pohyb paží
a68	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a69	iPhoneXS	240	pohyb paží
a71	iPhoneXS	240	pohyb paží
a72	iPhoneXS	240	pohyb paží
a73	iPhoneXS	240	pohyb paží
a74	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a75	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a76	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a77	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a78	iPhoneXS	240	pohyb paží
a79	iPhoneXS	240	pohyb paží
a80	iPhoneXS	240	pohyb paží
a81	iPhoneXS	240	pohyb prstu
a83	iPhoneXS	240	chůze
a85	iPhoneXS	240	chůze
a86	iPhoneXS	240	chůze
a87	iPhoneXS	240	chůze
a90	iPhoneXS	240	tlak prstu
a91	iPhoneXS	240	tlak prstu
a93	iPhoneXS	30	tlak prstu
a95	iPhoneXS	30	mluvení
a96	iPhoneXS	30	mluvení
a97	iPhoneXS	30	mluvení
a99	iPhoneXS	30	pohyb prstu
a100	iPhoneXS	30	chůze
a101	iPhoneXS	30	chůze
a102	iPhoneXS	30	chůze
a103	iPhoneXS	30	chůze
a104	iPhoneXS	30	hluboké dýchání
a105	iPhoneXS	30	hluboké dýchání
a107	iPhoneXS	30	pohyb paží
a108	iPhoneXS	30	pohyb paží

Tabulka 5: Trénovací sada

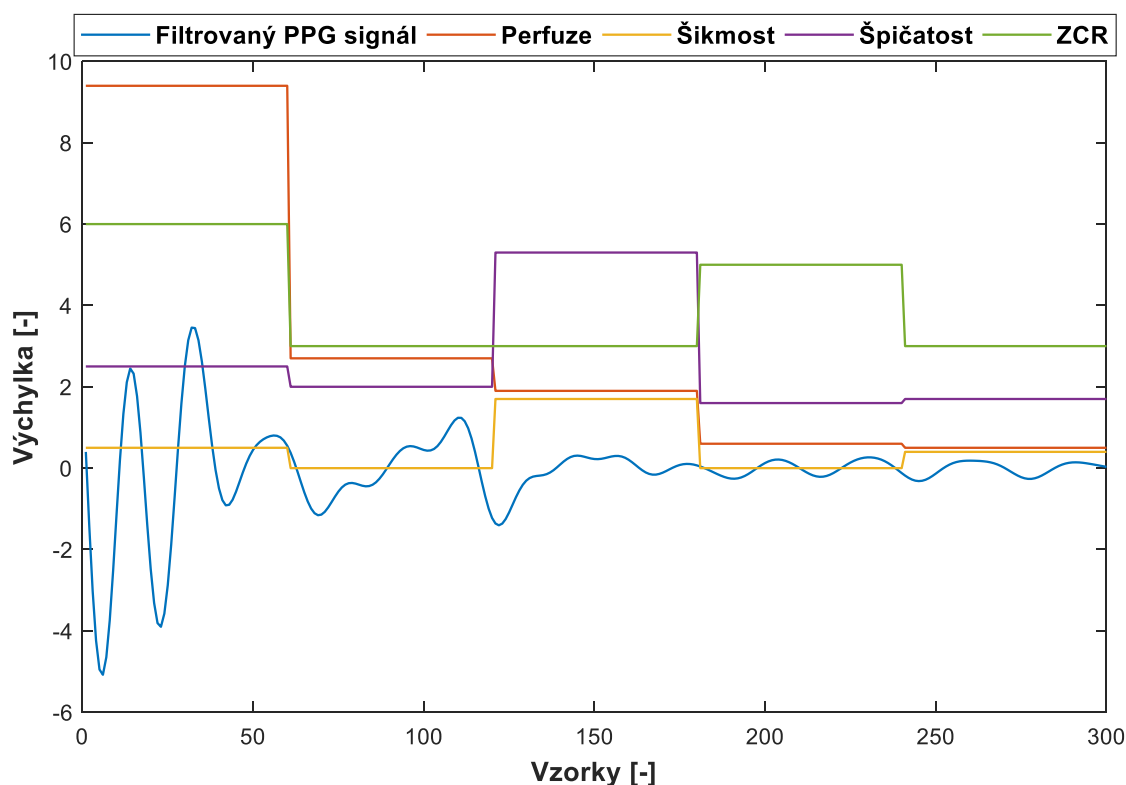
6.3 Stanovení kvality PPG signálu

Algoritmus pro stanovení kvality PPG signálu rozděluje desetisekundové úseky signálu do tří skupin kvality (kvalita 1 – skvělý signál, kvalita 2 – dobrý signál, kvalita 3 – nekvalitní signál) na základě výpočtu statistických hodnot a rozhodovacích pravidel.

Jako příznaky hodnotící kvalitu PPG signálu byly zvoleny perfuze, šikmost, špičatost a suma průchodů nulou (kapitola 4, [7], [19]). Příznaky jsou vypočítány pro každé 2 s PPG signálu vytvořeného z červené složky videozáznamu, který je filtrován Butterworthovým filtrem 4. řádu typu pásmová propust [13] s mezními frekvencemi 0,5 – 2 Hz, které obsahují srdeční frekvenci (kapitola 3.2.1, [7]). Hodnoty příznaků pro každé 2 s ukázkového PPG signálu jsou vypsány v následující tabulce (Tabulka 6) a zobrazeny na obrázku níže (Obrázek 19).

	1-2 s	3-4 s	5-6 s	7-8 s	9-10 s
PERFUZE	9,4	2,7	1,9	0,6	0,5
ŠIKMOST	-0,5	0	-1,7	0	-0,4
ŠPIČATOST	2,5	2	5,3	1,6	1,7
SPN	6	3	3	5	3

Tabulka 6: Hodnoty příznaků pro každé 2 s PPG signálu



Obrázek 19: PPG signál extrahovaný z červené složky videozáznamu chytrým telefonem Honor 8X ($F_s = 30$ Hz) s hodnotami příznaků (perfuze, šikmost, špičatost, suma průchodů nulou) pro každé 2 s

Jelikož budou následně použita rozhodovací pravidla, která zařadí PPG signál do jedné ze tříd kvality, je třeba zvolit vhodné reprezentativní hodnoty příznaků, které vypovídají o celém desetisekundovém záznamu. Proto jsou zvláště pro perfuzi, šikmost a špičatost zjištěny mediány jejich pěti hodnot, které reprezentují více jak polovinu PPG signálu. Pro sumy průchodů nulou jsou zjištěny minimální a maximální hodnoty a maximální diference, které vypovídají o množství změn v průběhu PPG signálu. Tyto hodnoty pro ukázkový PPG signál jsou zapsány v následující tabulce (Tabulka 7):

	1-2 s	3-4 s	5-6 s	7-8 s	9-10 s	MEDIÁN	MAX	MIN	MAX DIFERENCE SPN
PERFUZE	9,4	2,7	1,9	0,6	0,5	1,9	-	-	-
ŠIKMOST	-0,5	0	-1,7	0	-0,4	-0,4	-	-	-
ŠPIČATOST	2,5	2	5,3	1,6	1,7	2	-	-	-
SPN	6	3	3	5	3	-	6	5	3

Tabulka 7: Medián, maximum, minimum a maximální diference příznaků

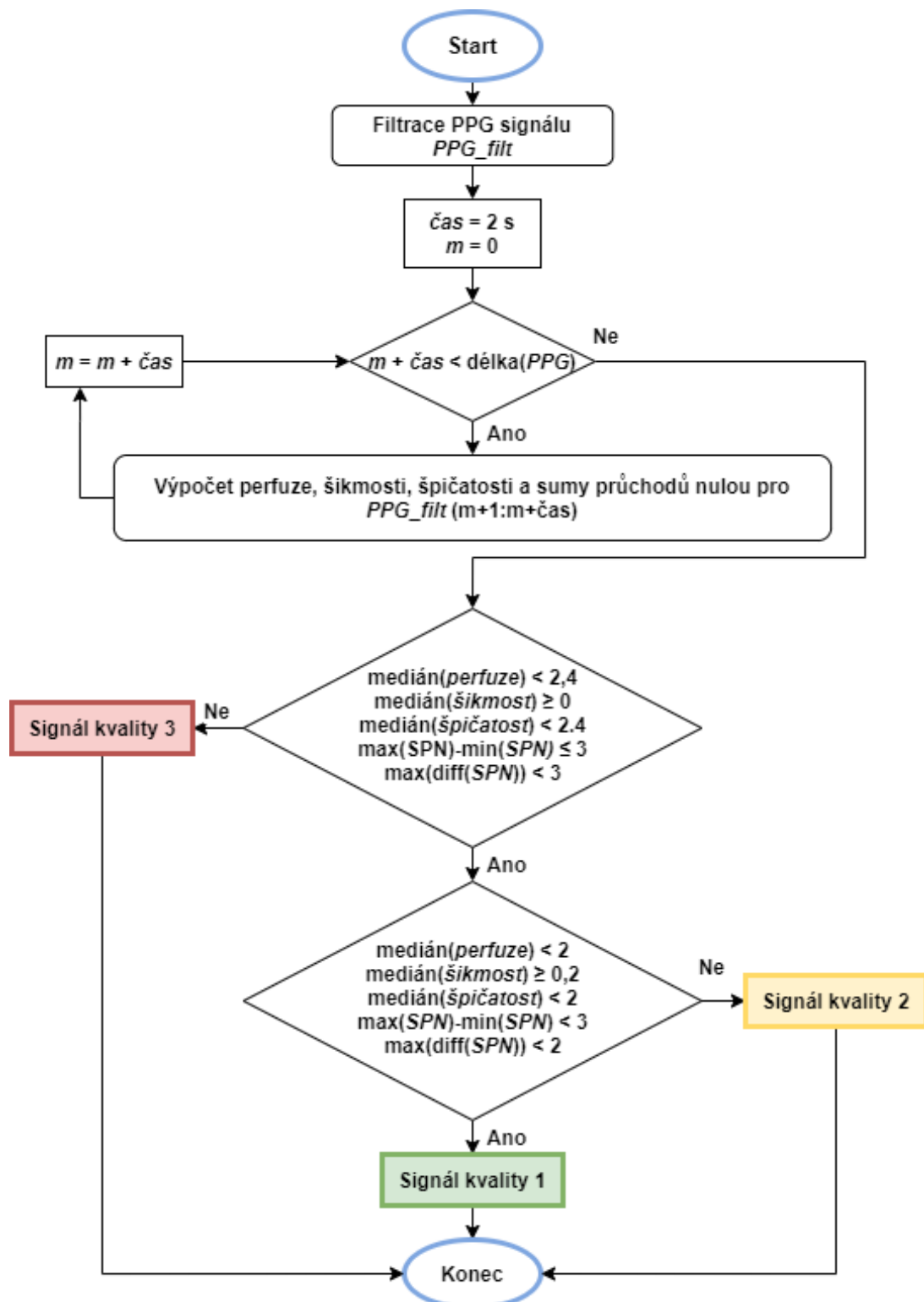
Prahy rozhodovacích pravidel pro příznaky byly na základě analýzy PPG signálů z trénovací sady a doporučených hodnot z literatury ([7], [13]) nastaveny tak, aby zařadily desetisekundové úseky PPG signálu do třídy kvality 1, 2 nebo 3. Rozhodovací pravidla pro jednotlivé třídy kvality jsou uvedena v tabulce níže (Tabulka 8):

	PERFUZE	ŠIKMOST	ŠPIČATOST	MAX(SP _N) - MIN(SP _N)	MAX DIFERENCE SPN
KVALITA 1	< 2	≥ 0,2	< 2	< 3	< 2
KVALITA 2	< 2,4	≥ 0	< 2,4	≤ 3	< 3
KVALITA 3	> 2	< 0	> 2	> 3	> 3

Tabulka 8: Prahové hodnoty příznaků pro určení třídy kvality

Do kvality 3, která vymezuje nekvalitní signály, je zařazen PPG signál, jehož mediány perfuze a špičatosti jsou menší než 2, medián šikmosti je v záporných hodnotách, rozdíl maximální a minimální hodnoty sumy průchodů nulou je větší jak 3 a maximální diference sum průchodů nulou větší jak 3. Kvalita 2 reprezentuje PPG signál, ze kterého lze určit tepovou frekvenci. Do této třídy kvality spadá signál, jehož mediány perfuze a šikmosti jsou menší než 2,4, medián šikmosti je větší nebo roven nule, rozdíl maximální a minimální hodnoty sumy průchodů nulou je menší nebo roven 3 a maximální diference sum průchodů nulou menší nebo rovna 3. Kvalita 1 vymezuje nejkvalitnější PPG signály ze kterých lze zjistit informace o morfologii pulzních vln a tyto informace využít k diagnostice. Do kvality 1 je zařazen signál, jehož mediány perfuze a šikmosti jsou menší než 2, medián šikmosti je větší nebo roven 0,2, rozdíl maximální a minimální hodnoty sumy průchodů nulou je menší jak 3 a maximální diference sum průchodů nulou menší jak 3. Pro určení kvality PPG signálů pouze na základě toho, zda je z nich možné odečíst tepovou frekvenci, použijí se prahové hodnoty příznaků pro kvalitu 2 a 3.

Na dalším obrázku (Obrázek 20) je diagram algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů.

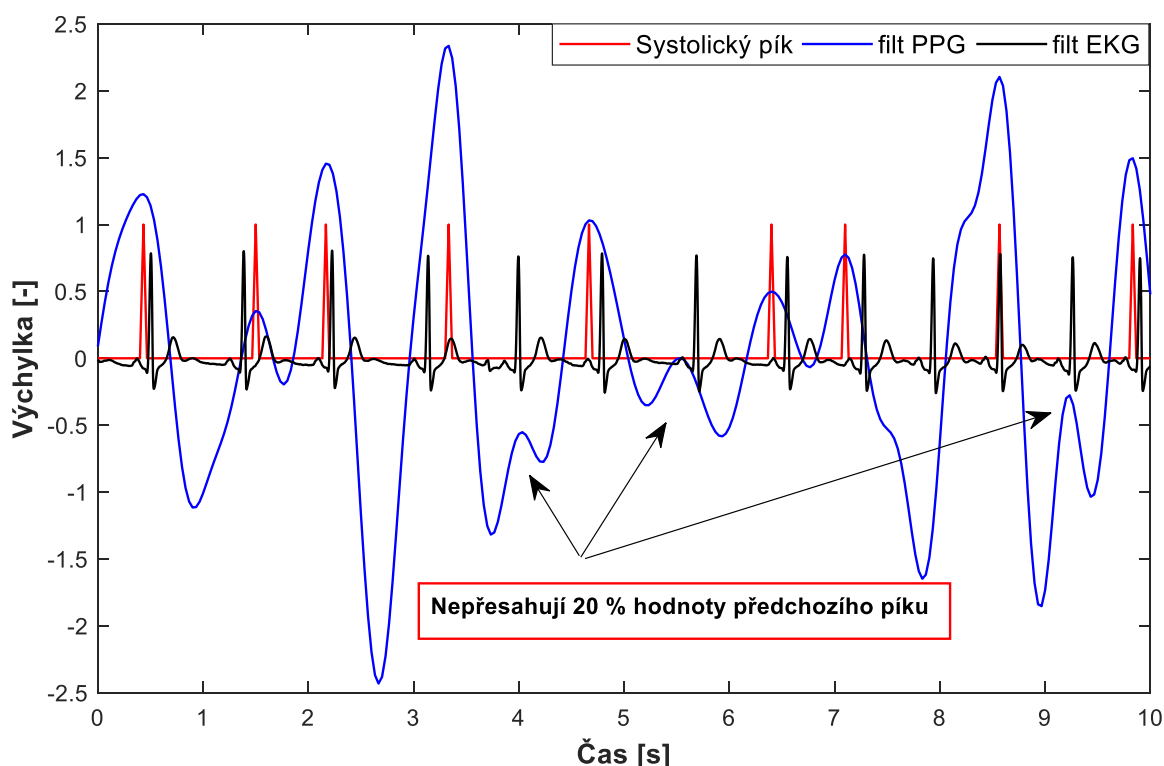


Obrázek 20: Diagram algoritmu pro rozdělení PPG signálu do tří skupin kvality na základě hodnot mediánu perfuze, mediánu šikmosti, mediánu špičatosti, rozdílu maxima a minima sum průchodů nulou a maximální difference sum průchodů nulou

6.4 Analýza PPG signálu

Algoritmus pro analýzu PPG signálu je určen k analýze krátkých PPG signálů o délce 10 s. Tyto signály pak na základě rozhodovacích pravidel zařadí do třídy kvality (kvalita 1 – skvělý signál, kvalita 2 – dobrý signál, kvalita 3 – nekvalitní signál).

Před analýzou PPG signálu je zapotřebí nejprve detekovat systolické píky a paty pulzních vln. Tyto body jsou nalezeny pomocí difference PPG signálu, který byl filtrován Butterworthovým filtrem 4. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,5 – 2 Hz, které představují srdeční frekvenci (kapitola 3.2.1, [7]). V místech, kde difference filtrovaného signálu přechází z kladné do záporné hodnoty se nachází lokální maximum a tento bod je označen jako potencionální systolický pík. Aby byl potencionální systolický pík uznán za systolický pík, musí splnit dvě podmínky. První podmínkou je, že systolický pík musí být od předchozího systolického píku vzdálen alespoň 0,28 s (kapitola 5.2, [7]). Druhá podmínka vyžaduje, aby hodnota systolického píku přesahovala 20 % hodnoty předešlého systolického píku. Detekované systolické píky jsou zobrazeny na obrázku níže (Obrázek 21).



Obrázek 21: Detekce systolických píků

Paty pulzních vln jsou nalezeny obdobně jako systolické píky. Potencionální paty vln se nachází v místech, kde difference filtrovaného PPG signálu přechází ze záporných do kladných hodnot. Potencionální paty pulzních vln nesmí překročit práh, který je stanoven

na 60 % průměrné hodnoty předchozí paty vlny. Opět platí podmínka, že všechny paty pulzních vln musí být vzdáleny minimálně o 0,28 s.

Při analýze PPG signálu jednotlivých tříd kvality se porovnávají parametry variability srdečního rytmu PPG signálu a referenčního EKG signálu pomocí *BAR* skóre (kapitola 5.1, [23]). Dále je počítána podobnost PPG signálu se šablonou vyjádřena Pearsonovým korelačním koeficientem (kapitola 5.2, [7]).

K analýze PPG signálu pomocí parametrů HRV je pro každý PPG a EKG signál zjištěn počet R vln z EKG signálu a systolických píků z PPG signálu. Dále jsou vypočítány průměrné hodnoty *NN* intervalů, standardní odchylka *NN* intervalů, *rMSSD*, *pNN50* a tepová frekvence *TF*. Pro tyto hodnoty je vypočítána *BAR* hodnota.

K analýze PPG signálu na základě podobnosti se šablonou je nejprve vypočítán medián vzdáleností dvou sousedních systolických píků. Od hodnoty každého píku se odečte a přičte půlka hodnoty mediánu a tím se úsek signálu rozdělí na jednotlivé pulzní vlny o stejné délce. Šablona vznikne průměrováním všech nalezených pulzních vln. Pulzní vlny, které se celou délkou nevlezou do analyzovaného úseku, nejsou použity. Výsledná šablona je pak porovnána s každou pulzní vlnou a je vypočítán jejich korelační koeficient. Ze všech korelačních koeficientů se pak vypočítá průměr, který je označen za výsledný korelační koeficient (*PC*).

Prahové hodnoty pro analýzu PPG signálu tří tříd kvality jsou vypsány v následující tabulce (Tabulka 9):

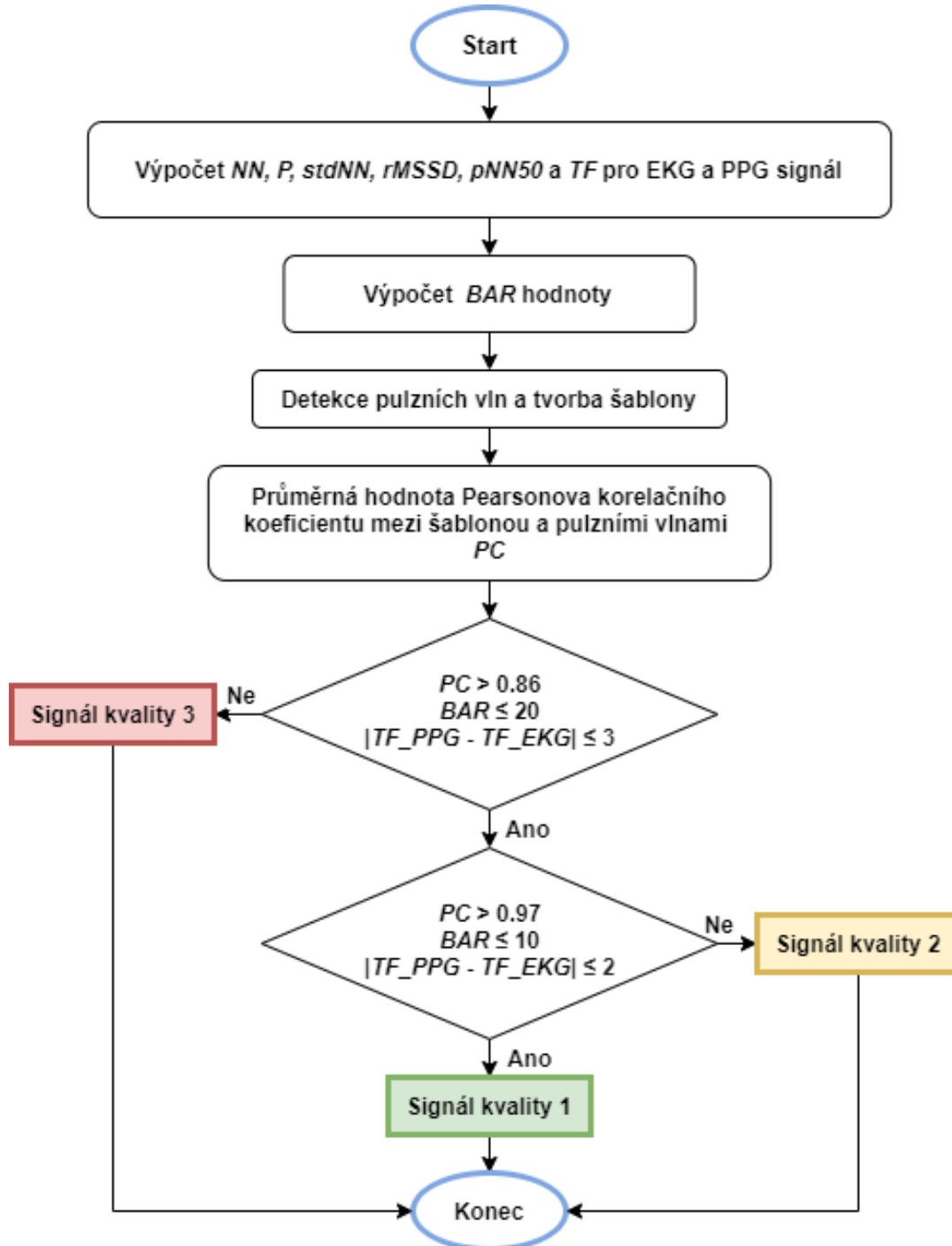
	<i>BAR</i> [%]	<i>PC</i> [-]	<i> TF_PPG-TF_EKG </i> [TEPŮ/MIN]
KVALITA 1	≤ 10	> 0,97	≤ 2
KVALITA 2	≤ 20	> 0,86	≤ 3
KVALITA 3	> 20	≤ 0,86	> 3

Tabulka 9: Prahové hodnoty pro *BAR*, *PC* a rozdíl tepových frekvencí pro analýzu PPG signálu ve třech třídách kvality

PPG signál kvality 3 byl do této třídy kvality úspěšně zařazen, pokud je jeho *BAR* hodnota větší než 20 % (což značí mizivou podobnost [23]), *PC* je menší nebo roven 0,86 (tento práh pro korelační koeficient byl empiricky stanoven pro odlišení akceptovatelného a neakceptovatelného PPG signálu o délce 10 s [7]) nebo rozdíl tepových frekvencí získaných z EKG a PPG signálů je větší jak 3 tepy/min. PPG signály kvality 2 musí mít *BAR* hodnotu menší jak 20 %, *PC* větší než 0,86 a rozdíl tepových frekvencí určených z EKG a PPG signálů je akceptovatelný do 3 tepů/min. Pro třídu kvality 1 musí mít PPG signály *BAR* hodnotu nižší nebo rovnou 10 (vysoká podobnost), korelační koeficient musí přesáhnout hodnotu 0,97 a rozdíl tepových frekvencí vypočítaných z EKG a PPG signálů může být maximálně 2 tepy/min. Pokud

by stačilo analyzovat PPG signál pouze pro dvě třídy kvality (analýza, zda je z PPG signálu možné odečíst tepovou frekvenci nebo nikoliv), mohou se využít prahové hodnoty pouze pro analýzu PPG signálu kvality 2 a 3.

Diagram algoritmu pro analýzu PPG signálu je znázorněn na obrázku níže (Obrázek 22).



Obrázek 22: Diagram algoritmu analyzujícího PPG signál kvality 1, 2 a 3 na základě hodnot BAR , PC a rozdílu tepových frekvencí vypočítaných z PPG signálu a referenčního EKG signálu

6.5 Výsledky

K posouzení míry přesnosti algoritmu pro zařazení PPG signálu do jedné ze tří tříd kvality bylo vypočítáno *F1 skóre*, které se využívá při hodnocení klasifikačních úloh. *F1 skóre* udává průměrnou hodnotu přesnosti zařazení do všech tří tříd kvalit. Jeho hodnoty se pohybují v rozmezí 0 až 1 (čím vyšší hodnota *F1 skóre*, tím vyšší přesnost klasifikátoru).

V matici záměn (Tabulka 10) jsou ve sloupcích zapsány skutečné hodnoty klasifikace (v tomto případě dle analýzy PPG signálu pomocí reference) a v řádcích jsou zapsány předpovědi klasifikátoru (stanovení kvality PPG signálu). V buňkách matice jsou pak zapsány četnosti kombinací referenční a predikované hodnoty. [27]

		Reference			Suma
		A	B	C	
Predikce	a	Aa	Ba	Ca	$\sum a$
	b	Ab	Bb	Cb	$\sum b$
	c	Ac	Bc	Cc	$\sum c$
	Suma	$\sum A$	$\sum B$	$\sum C$	

Tabulka 10: Matice záměn pro klasifikátor tří skupin [27]

Pro výpočet *F1 skóre* jsou použity následující vzorce [27]:

$$F_{1a} = \frac{2 \times Aa}{\sum A + \sum a} \quad (6.1)$$

$$F_{1b} = \frac{2 \times Bb}{\sum B + \sum b} \quad (6.2)$$

$$F_{1c} = \frac{2 \times Cc}{\sum C + \sum c} \quad (6.3)$$

$$F_1 = \frac{(F_{1a} + F_{1b} + F_{1c})}{3} \quad (6.4)$$

Pro posouzení kvality algoritmu, který by klasifikoval PPG signál do dvou tříd kvality:

- kvalita 2 – dobrý signál ke zjištění tepové frekvence (obsahuje signály klasifikované do kvality 1 a 2)
- kvalita 3 – špatný signál,

bylo použito testování ROC (z anglického Receiver Operating Characteristic), což je nástroj, který popisuje kvalitu binárního klasifikátoru (v tomto případě algoritmu rozdělujícího signál do dvou tříd kvality). Pro testování ROC byly pro každý snímek stanoveny hodnoty [28]:

- *TP* (true positive): počet správně zařazených úseků do kvality 2
- *FP* (false positive): počet chybně zařazených úseků do kvality 2

- TN (true negative): počet úseků, které byly správně zařazeny do kvality 3
- FN (false negative): počet úseků, které byly chybně zařazeny do kvality 3

Z jednotlivých hodnot jsou vypočítány parametry senzitivity, specificity, pozitivní prediktivity a negativní prediktivity, jejichž vzorce a vysvětlení jsou v následující tabulce (Tabulka 11). SE , SP , P^+ a P^- jsou definovány v rozsahu hodnot 0 až 1 (čím vyšší hodnota, tím přesnější klasifikátor). [28]

Senzitivita	$SE = \frac{TP}{TP + FN}$ (6.5)	udává úspěšnost detekce správně detekovaných pozitivních úseků
Specificita	$SP = \frac{TN}{TN + FP}$ (6.6)	udává úspěšnost detekce správně detekovaných negativních úseků
Pozitivní prediktivita	$P^+ = \frac{TP}{TP + FP}$ (6.7)	udává pravděpodobnost, že pozitivně detekovaný úsek je opravdu pozitivní
Negativní prediktivita	$P^- = \frac{TN}{TN + FN}$ (6.8)	udává pravděpodobnost, že negativně detekovaný úsek je opravdu negativní

Tabulka 11: Vzorečky pro senzitivitu, specificitu a pozitivní a negativní prediktivitu [28]

Algoritmus pro stanovení kvality PPG signálů byl testován na 36 datech. V následující tabulce (Tabulka 12) jsou pro každý testovací snímek zapsány mediány perfuze (P), šikmosti (S) a špičatosti (K), rozdíly maximálních a minimálních hodnot sumy průchodů nulou ($Max - Min$) a maximální diference sumy průchodů nulou (D_{max}), které byly využity při stanovení kvality PPG signálu. Dále byly zapsány rozdíly tepových frekvencí získaných z EKG a PPG signálů (TF) hodnoty BAR a PC , na jejichž základě byly PPG signály analyzovány. Nakonec byly zapsány třídy kvality (1, 2 nebo 3) podle výsledků algoritmu pro stanovení třídy kvality (K) a analýzy PPG signálů (A).

Snímání	<i>P</i> [-]	<i>S</i> [-]	<i>K</i> [-]	<i>Max-Min</i> [-]	<i>D_{max}</i> [-]	<i>TF</i> [tepů/min]	<i>BAR</i> [%]	<i>PC</i> [-]	<i>A</i> [kvalita]	<i>K</i> [kvalita]
a1	1,9	-0,4	2	3	3	19	14	0,72	3	3
a3	1,2	0,2	1,8	1	0,8	2	2	0,93	2	1
a5	1,4	0	1,8	1	1,8	1	8	0,97	2	2
a7	1,5	0,2	1,8	0	0,8	1	3	0,99	1	1
a8	1,8	0	1,8	1	1,7	1	9	0,98	1	2
a9	1,6	0	1,7	0	1,9	1	8	0,96	2	2
a13	34,8	0,3	3,9	2	0,6	9	2	0,6	3	3
a15	0,8	0,2	2,6	2	1,3	2	14	0,82	3	3
a17	0,1	0,15	1,8	0,5	1,6	0	2	0,99	1	1
a19	5,6	0,8	2,6	1	1,7	16	42	0,84	3	3
a20	0,2	0,3	1,7	0	-0,3	1	0	0,99	1	1
a22	2,5	-0,2	2,7	3	0,6	13	42	0,72	3	3
a23	0,4	0,1	1,6	1	1,6	1	15	1	2	2
a26	0,3	0,2	1,6	0	1,6	0	0	1	1	1
a28	0,1	0,1	1,6	0	-0,3	0	10	0,99	1	2
a29	0,2	0,2	1,7	2	2,1	0	5	0,98	1	1
a31	0,2	0,4	2,1	0	1,7	0	20	0,98	2	2
a35	0,2	0	1,7	0	0,8	0	3	0,98	1	2
a39	0,2	-0,1	1,8	1	1,2	7	14	0,99	3	3
a40	1,1	-0,2	2,2	1	0,7	32	24	0,84	3	3
a41	0,2	0	1,7	1	0,8	0	7	0,96	2	2
a46	0,8	0,2	2,8	2	0,4	27	20	0,75	3	3
a48	0,5	0,2	2,4	2	1,1	40	26	0,68	3	3
a52	0,2	-0,1	3,1	2	1	86	43	0,7	3	3
a60	0,3	-0,1	2	1	1,4	58	26	0,79	3	3
a62	0,6	0,1	2,4	1	3	8	11	0,89	3	3
a63	0,4	0	3	0	2,7	4	5	0,88	3	3
a65	28	-0,4	2,7	0	1,3	45	16	0,73	3	3
a70	0,6	0,4	2,3	1	-0,7	26	13	0,75	3	3
a82	0,8	0	2,3	3	2	10	5	0,85	3	2
a84	1,1	-0,1	2,3	2	1,9	32	12	0,86	3	3
a89	1,3	-1	3,9	2	0,1	12	6	0,7	3	3
a92	1,9	0,1	2,1	2	0,9	4	3	0,81	3	3
a94	1,9	0,3	1,9	1	1,4	0	2	0,98	1	1
a98	22,8	0,5	2,4	1	0,9	2	4	0,58	3	3
a106	2,5	0	1,9	1	0	1	6	0,8	3	3

Tabulka 12: Zápis hodnot příznaků, určení třídy kvality a analýza PPG signálů z testovací sady

Pro posouzení míry přesnosti algoritmu pro stanovení kvality PPG signálu do jedné ze tří tříd kvality bylo vypočítáno *FI skóre* z následující matice (Tabulka 13). Hodnota *FI skóre* je rovna 0,8.

		Reference (analýza)			Suma
		1	2	3	
Predikce (stanovení kvality)	1	6	1	0	7
	2	3	5	1	9
	3	0	0	20	20
	Suma	9	6	21	36

Tabulka 13: Matice záměn k hodnocení algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů do jedné ze tří tříd kvality $FI = 0,8$

Pokud by byl PPG signál určován jen do dvou tříd kvality (kvalita 2 – dobrý signál ke zjištění tepové frekvence, kvalita 3 – špatný signál), spojí se PPG signály kvality 1 a kvality 2 do jedné skupiny a vznikne matice záměn (Tabulka 14), ze které je vypočítána hodnota $SE = 1$ a $P^+ = 0,94$.

		Reference (analýza)		Suma
		2	3	
Predikce (stanovení kvality)	2	15	1	16
	3	0	20	20
	Suma	15	21	36

Tabulka 14: Matice záměn k hodnocení algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů do jedné ze dvou tříd kvality $SE = 1, P^+ = 0,94$

7 DISKUZE

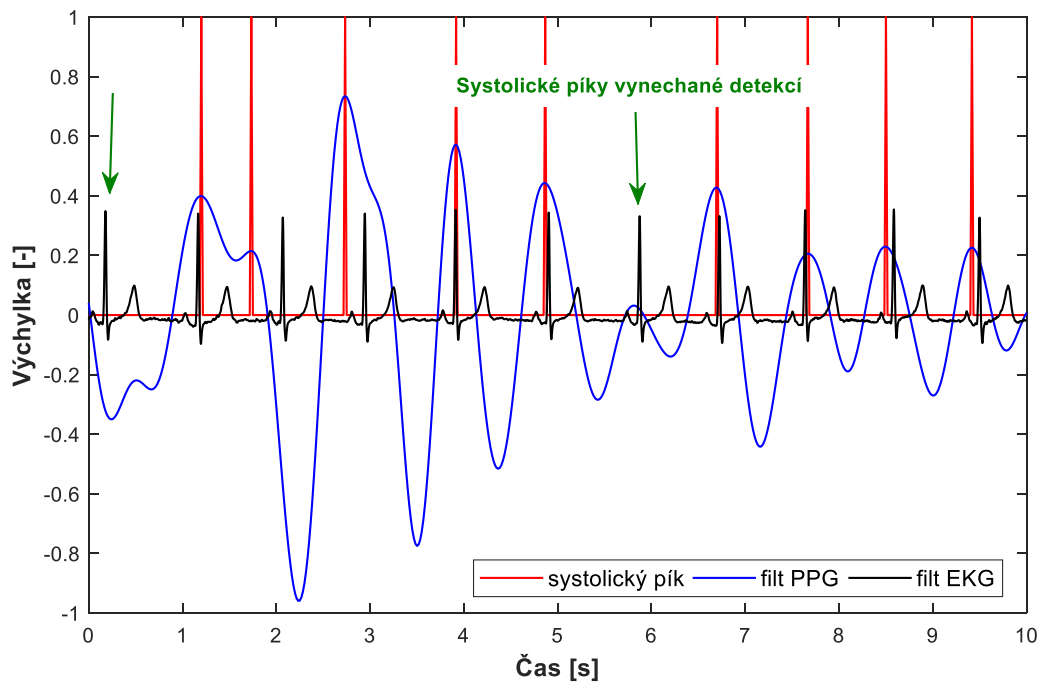
Snímání a analýza PPG signálu pro stanovení tepové frekvence a získání mnoha dalších informací o srdeční aktivitě pacienta se stává stále populárnější metodou, jelikož je možné získat a vyhodnocovat PPG signál i s použitím aplikací v chytrých telefonech či jiných nositelných zařízeních jako jsou chytré hodinky a náramky. Monitoring pomocí těchto zařízení je praktický, časově nenáročný (netřeba chodit k lékaři) a cenově dostupný. Jelikož však komponenty chytrých telefonů nejsou zatím uzpůsobeny na to, aby kvalitně a spolehlivě snímaly PPG signál z povrchu lidského těla, je zapotřebí ještě stanovit kvalitu těchto signálů, abychom měli jistotu, že jsou získané hodnoty validní.

Kvalitu PPG signálů lze určit podle mnoha kritérií, ať už na základě statistických výpočtů, jako jsou perfuze, entropie, šikmost, špičatost atd., jejichž výsledky charakterizují daný úsek PPG signálu, nebo podle fyziologických parametrů, které nastavují limitace pro hodnoty NN intervalů a tepové frekvence (kapitola 6.3, [7], [19]).

Aby se dalo ověřit, zda byl PPG signál zařazen do správné třídy kvality (např. signál nevyhovující kvality, signál použitelný pro zjištění tepové frekvence, signál pro diagnostické účely s informacemi o morfologii vln), je třeba provést jeho analýzu. Analýza PPG signálu se dá provést na základě parametrů HRV s využitím referenčních hodnot EKG signálu, který je simultánně snímán s PPG signálem. Následně se mohou hodnoty HVR z PPG a EKG signálu porovnat pomocí Bland-Altmanovy analýzy, kdy je vypočítán koeficient *BAR*, jehož procentuální hodnota udává míru podobnosti hodnot ze zkoumaného a referenčního signálu. Alternativou pro porovnávání těchto hodnot může být Pearsonův korelační koeficient nebo výpočet procentuální chyby a přesnosti (kapitola 5, [23], [26]).

Jednoduše by se také daly porovnávat jen tepové frekvence získané ze zkoumaného a referenčního signálu, u kterých by se hodnotil jejich rozdíl. Tím se však zvyšuje pravděpodobnost, že by mohly vzniknout sice kladné výsledky analýzy, ale jen díky tomu, že systolické píky ve velmi poškozeném PPG signálu byly náhodou detekovány tak, že se z nich vypočítala tepová frekvence odpovídající tepové frekvenci získané z referenčního signálu. Bez využití reference je možné PPG signál analyzovat tak, že se z jeho detekovaných pulzních vln zprůměruje šablona, která je Pearsonovým korelačním koeficientem porovnávána se všemi pulzními vlnami v signálu. Ze zprůměrovaného korelačního koeficientu lze usoudit, zda si tvarově vlny odpovídají a zda nejsou v signálu nějaké odchylky. Tato analýza není úplně platná v situacích s rovnoměrně zašuměným signálem, kdy se vytvoří taková šablona, která bude se signálem dobře korelovatelná. Situace může také nastat opačná, kdy by bylo možné

ze signálu odečíst tepovou frekvenci, ale selže detekce systolických píků například kvůli jejich nízké hodnotě (Obrázek 23), tudíž je na základě statistických výpočtů PPG signál zařazen například do třídy kvality 1, ale analýza jej pro tuto třídu odmítne.



Obrázek 23: Ukázka špatné detekce píků. PPG signál byl na základě statistických metod klasifikován do třídy kvality 2, ale analýzou spadl do třídy kvality 3

Jelikož algoritmus analýzy PPG signálu v této práci nepracuje s jinými částmi PPG signálu kromě systolických píků a pat vln, nelze přesně analyzovat signály kvality 1, protože je analýza postavena čistě na hodnotách *BAR*, *PC* a rozdílu tepových frekvencí. Je to spíše náznak pro analýzu nejkvalitnějšího signálu, ke které by bylo třeba dodat více informací ohledně morfologie pulzních vln např. detekce dikrotického zářezu, diastolické vlny a vztahy mezi jednotlivými detekovanými body (kapitola 5.2, [7]). Proto bylo použito i hodnocení algoritmu pro stanovení kvality PPG jen pro dvě třídy kvality které zastupují dobrý a špatný signál, jelikož není analýza PPG signálů třídy kvality 1 dostatečná (přičemž se spojily signály zařazené do kvalit 1 a 2).

Přesnost algoritmu pro stanovení třídy kvality PPG signálu se odvíjí od použitých příznaků, zpracování a filtrace PPG signálu, způsobu extrakce PPG signálu z videozáznamu, délky okna, ve kterém jsou pro PPG signál získávány příznaky nebo intervalů příznaků, které definují jednotlivé třídy kvalit.

V následujících tabulkách (Tabulka 15, Tabulka 16, Tabulka 17) jsou zapsány průměry, maxima, minima a mediány příznaků trénovacích PPG signálů, které byly na základě analýzy rozděleny do tříd kvality 1, 2 a 3. Z těchto výsledků a z literatury ([7], [13]) byly vybrány

intervaly pro příznaky PPG signálů tří kvalit, které jsou užity v algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů.

KVALITA 1					
	Perfuze	Šikmost	Špičatost	Max – Min	diffSPN
PRŮMĚR	0,6	0,1	1,8	0,3	1
MAX	1,9	0,3	2	0	2
MIN	0	-0,2	1,6	0	0
MEDIÁN	0,4	0,1	1,7	1	1

Tabulka 15: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum difference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 1

KVALITA 2					
	Perfuze	Šikmost	Špičatost	Max – Min	diffSPN
PRŮMĚR	2,3	0	2	1,2	1,7
MAX	9,8	0,2	2,4	1	4
MIN	0	-0,2	1,6	1	0
MEDIÁN	1,3	0	2	1	2

Tabulka 16: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum difference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 2

KVALITA 3					
	Perfuze	Šikmost	Špičatost	Max – Min	diffSPN
PRŮMĚR	2,6	0	2,4	2,4	5,5
MAX	30,4	0,6	3,4	2,6	7
MIN	0	-0,8	1,8	2,4	4
MEDIÁN	1,3	-0,1	2,3	2,05	5,5

Tabulka 17: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum difference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 3

V následujících tabulkách jsou zapsány hodnoty *F1 skóre* pro posouzení přesnosti algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů, který stanovuje tři třídy kvality a hodnoty senzitivity (*SE*) a pozitivní prediktivity (P^+) pro posouzení přesnosti, pokud by se stanovovaly jen dvě třídy kvality PPG signálu. Tabulky jsou ve sloupcích rozděleny podle toho, z jaké barevné složky videozáznamu byl PPG signál získán. Hodnoty pro stanovení přesnosti algoritmu jsou ještě rozděleny podle toho, zda byl PPG signál hodnocen v okně délky 1 nebo 2 s. Tabulka 18 obsahuje hodnoty přesnosti algoritmu pro stanovení kvality PPG signálu stanovené z nijak neupravovaného PPG signálu. Tabulka 19 udává přesnost algoritmu, který stanovuje kvalitu PPG signálu, který byl filtrován Butterworthovým filtrem 4. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,5 a 2 Hz.

	OKNO O DÉLCE 2 S			OKNO O DÉLCE 1 S		
	Červená	Zelená	Modrá	Červená	Zelená	Modrá
<i>F1</i>	0,58	0,25	0,51	0,49	0,42	0,54
<i>SE</i>	0,79	0,18	0,47	0,75	0,47	0,4
<i>P+</i>	0,69	1	1	0,6	0,78	0,75

Tabulka 18: Hodnoty F1 skóre, SE a P+ pro PPG signály z trénovací sady získané z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu a pro okna o délkách 1 a 2 s, ze kterých byla stanovena kvalita signálu pro testovací PPG signály bez úprav

Z tabulky 18 lze vyčíst, že algoritmus pro stanovení kvality neupravovaného PPG signálu do jedné ze tří tříd je nejpřesnější, když je extrahován z červené složky videozáznamu a je hodnocen v okně délky 2 s ($F1 = 0,58$). Pokud by nám stačilo určit jen dvě třídy kvality, byl by nejpřesnější algoritmus, který stanovuje kvalitu neupraveného PPG signálu získaného také z červené složky videozáznamu a s oknem délky 2 s ($SE = 0,79$ a $P^+ = 0,69$).

	OKNO O DÉLCE 2 S			OKNO O DÉLCE 1 S		
	Červená	Zelená	Modrá	Červená	Zelená	Modrá
<i>F1</i>	0,77	0,41	0,47	0,62	0,43	0,49
<i>SE</i>	0,84	0,82	0,82	0,8	0,75	0,76
<i>P+</i>	0,92	0,88	0,87	0,67	0,92	0,81

Tabulka 19: Hodnoty F1 skóre, SE a P+ pro PPG signály z trénovací sady získané z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu a pro okna o délkách 1 a 2 s, ze kterých byla stanovena kvalita signálu pro testovací PPG signály po filtraci

Z tabulky 19, která udává hodnoty přesnosti algoritmu, který pracuje s filtrovaným PPG signálem, vyplývá, že nejpřesněji algoritmus pracuje, pokud stanovuje kvalitu PPG signálu získaného z červené složky videozáznamu a který je hodnocen v okně délky 2 s ($F1 = 0,77$). Pro zařazování PPG signálu pouze do dvou tříd kvality je nejpřesnější algoritmus, který hodnotí PPG signály z červené složky videozáznamu v okně délky 2 s ($SE = 0,84$ a $P^+ = 0,9$).

Z těchto hodnot vyplývá, že pro nejvyšší přesnost by měl algoritmus pro stanovení kvality PPG signálů hodnotit kvalitu z filtrovaných PPG signálů, získaných z červené složky videozáznamu, v okně o délce 2 s. Tyto podmínky jsou použity v algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů v této práci.

8 ZÁVĚR

Prvotním bodem této bakalářské práce byla teoretická rešerše v oblasti funkce kardiovaskulárního systému, možnostech snímání srdeční aktivity a snímání PPG signálů chytrými telefony. V kapitolách 2-3 jsou popsány základní informace o anatomii a fyziologii kardiovaskulárního systému, o způsobech snímání srdeční aktivity jako jsou například EKG a PPG. Blíže zde byla popsána fotopletysmografie, kterou se tato práce zabývá. Popsány jsou morfologie a spektrální charakteristika PPG signálu, druhy šumu, které se v něm mohou vyskytovat a technologie, jimiž se dá PPG signál snímat.

Kapitola 4 se zabývá možnostmi stanovení kvality PPG signálu, mezi které patří statistické výpočty příznaků (perfuze, šikmost, špičatost atd.), fyziologické předpoklady a spektrální metody. Dále je zde uvedeno, že PPG signál může být určován do tří tříd kvality (kvalita 1 – skvělý signál, kvalita 2 – dobrý signál, kvalita 3 – nekvalitní signál) nebo jen do dvou tříd kvality, které by vymezovaly signál vhodný pro určení tepové frekvence od toho, ze kterého nejde tepová frekvence určit.

Pro ověření algoritmu pro stanovení kvality PPG signálu je třeba ověřit jeho přesnost. Proto byla v kapitole 5 provedena rešerše ohledně analýzy PPG signálů. Analýza je možná jak s pomocí srovnávání s referenčním EKG signálem, nebo i bez reference díky výpočtu podobnosti PPG signálu se šablonou.

Dále bylo třeba pro praktickou část nasnímat PPG signály chytrými telefony. Pro tyto účely byly použity 3 typy chytrých telefonů a zařízení Faros 360TM pro snímání referenčního EKG signálu. Snímání se zúčastnili 4 muži a 4 ženy, kteří do záznamů vytvářeli různé typy artefaktů (pohyb rukou, chůze atd.). Z videozáznamů pořízených chytrými telefony byly extrahovány PPG signály. Popis snímání a zpracování dat je v kapitole 6. V této kapitole se také nachází popisy a vývojové diagramy algoritmů pro stanovení kvality PPG signálů a jejich analýzu.

Pro 36 testovacích PPG signálů byly vypočítány hodnoty vypovídající o míře přesnosti navrženého algoritmu pro stanovení PPG signálu do jedné ze tří tříd kvality ($FI = 0,8$) a také hodnoty určující kvalitu algoritmu, pokud by určoval PPG signál jen do dvou tříd kvality ($SE = 1$ a $P^+ = 0,94$). Pro srovnání můžeme použít výsledky M. Elgendiho [19], který ve svém díle zařazoval PPG signály do tří tříd kvality na základě jednotlivých příznaků. A jako referenci využil anotace odborníků. Pro každý příznak, který k vyhodnocení kvality PPG signálů použil stanovil hodnoty FI . Pro stanovení kvality PPG signálů, kterých bylo 106, podle hodnot jejich

šikmosti vyšlo $FI = 0,74$, podle hodnot perfuze vyšlo $FI = 0,5$, podle špičatosti $FI = 0,4$ a podle sum průchodů nulou vyšlo $FI = 0,5$.

V diskuzi (kapitola 7) se soustředíme na možnosti chybovostí navržených algoritmů a na výsledky pro jiné nastavení algoritmu pro stanovení kvality PPG signálu.

Algoritmus pro analýzu PPG signálů třídy kvality 1 není dostatečně ošetřen, aby opravdu potvrdil, že je z pulzních vln PPG signálu možné zjistit validní morfologické informace vhodné pro diagnostiku. Proto i když FI skóre vyšlo v porovnání s výsledky M. Elgendiho [19] poměrně vysoké, není dobré na jeho základě hodnotit kvalitu algoritmu pro stanovení kvality PPG signálu do jedné ze tří tříd kvality.

Naopak analýza pro třídy kvality 2 a 3, které se od sebe liší možnostmi z PPG signálu určit tepovou frekvenci, je dostatečná, jelikož hodnotí jak odchylku tepové frekvence získané z PPG a EKG signálu a také pracuje s hodnotami HRV, které vypovídají i o podobnosti rozložení systolických píků z PPG signálu a R vln z EKG signálu. Jelikož hodnoty senzitivity i pozitivní prediktivity vyšly obě nad hodnotu 0,9 (100% úspěšnost detekce PPG signálů kvality pro určení tepové frekvence a 94 % pravděpodobnost, že takto zařazené PPG signály budou opravdu patřit do této třídy kvality), můžeme říci, že navržený algoritmus pro stanovení kvality PPG signálů je dostatečně spolehlivý pro hodnocení kvality PPG signálů na základě jejich informativní hodnoty o tepové frekvenci.

Literatura

- [1] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [2] HANUŠOVÁ, Jaroslava. *Kapitoly z biologie člověka*. V Praze: Univerzita Karlova, Pedagogická fakulta, [online]. 2014. ISBN 978-80-7290-. Dostupné z: https://uprps.pedf.cuni.cz/UPRPS-440-version1-13_hanusova_1.pdf
- [3] ZOOFARI, *Heart diagram blood flow*. Wikiskripta [online]. 2010. [cit. 27.05.2020]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Srdce>
- [4] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [5] PARK, Y.-S.; MOON, Y.-J.; KIM, S.-H.; KIM, J.-M.; SONG, J.-G.; HWANG, G.-S. Beat-to-Beat Tracking of Pulse Pressure and Its Respiratory Variation Using Heart Sound Signal in Patients Undergoing Liver Transplantation. *J. Clin. Med.* [online]. 2019, 8, 593. [cit. 27.5.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6572412/>
- [6] ZHANG, Yifan, Shuang SONG, Rik VULLINGS, Dwaipayan BISWAS, Neide SIMÕES-CAPELA, Nick VAN HELLEPUTTE, Chris VAN HOOF a Willemijn GROENENDAAL. *Motion Artifact Reduction for Wrist-Worn Photoplethysmograph Sensors Based on Different Wavelengths*. *Sensors* [online]. 2019, 19(3) [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.3390/s19030673. ISSN1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/3/673>
- [7] OPHANIDOU, Christina. *Signal quality assessment in physiological monitoring: State of the art and Practical Considerations*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, [online]. 2017. ISBN 978-3-319-68414-7. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/322174967_Signal_Quality_Assessment_in_Physiological_Monitoring_State_of_the_Art_and_Practical_Considerations
- [8] WEBSTER, John G. *Design of pulse oximeters*. Philadelphia: Institute of Physics Pub., [online]. c1997. [cit. 27.5.2020]. ISBN 0-7503-0467-7. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=eQh1DQtvowUC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false
- [9] CHERIYEDATH, Susha. (2019, February 27). *Photoplethysmography (PPG)*. News-Medical. [online]. [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx)

- [10] TAMURA, T.; MAEDA, Y.; SEKINE, M.; YOSHIDA, M. *WEARABLE Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. Electronics*, [online]. 2014, 3, 282-302. [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282>
- [11] SVIRIDOVA, Nina & SAKAI, Kenshi., Human photoplethysmogram: New insight into chaotic characteristics. *Chaos, Solitons & Fractals*. [online]. 77. 10.1016/j.chaos.2015.05.005. 53-63 [cit. 29.05.2020] Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077915001344>
- [12] SANTOS, S.A., VENEMA, B., & LEONHARDT, S. *Accelerometer-assisted PPG Measurement During Physical Exercise Using the LAVIMO Sensor System*. [online]. 2012. [cit. 29.05.2020] Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Accelerometer-assisted-PPG-Measurement-During-Using-Santos-Venema/856576d5c458b78991d874faae71a1a4a0c9ad20>
- [13] LIANG, Y., ELGENDI, M., CHEN, Z. *et al.* An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Sci Data* 5, [online].180076 (2018). [cit.29.05.2020] Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/sdata201876>
- [14] ELGENDI, M., NORTON, I., BREARLEY, M. *et al.* Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram. *BioMed Eng OnLine* [online]. 13, 139 (2014). [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-13-139>
- [15] ALLEN, John. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement* [online]. 2007, **28**(3), 1-39 [cit. 2020-07-28]. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- [16] MAYANK Kumar, ASHOK Veeraraghavan, and ASHUTOSH Sabharwal, DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera, *Biomed. Opt. Express* 6, 1565-1588 [online]. (2015). [cit. 29.05.2020]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26137365/>
- [17] MCDUFF, Daniel J., Justin R. ESTEPP, Alyssa M. PIASECKI a Ethan B. BLACKFORD. A survey of remote optical photoplethysmographic imaging methods. In: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 6398-6404 [cit. 30.05.2020]. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319857. ISBN 978-1-4244-9271-8. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7319857>

- [18] KURYLYAK, Yuriy & LAMONACA, Francesco & GRIMALDI, Domenico. *Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement*. [online]. 2012. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/233776340_Smartphone-Based_Photoplethysmogram_Measurement
- [19] ELGENDI, M. *Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals*. *Bioengineering (Basel)*. [online]. 2016, 3(4), 21. doi:10.3390/bioengineering3040021. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5597264/>
- [20] N. SELVARAJ, Y. MENDELSON, K. H. SHELLEY, D. G. SILVERMAN and K. H. CHON, Statistical approach for the detection of motion/noise artifacts in Photoplethysmogram, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, [online]. Boston, MA, 2011, pp. 4972-4975, DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091232. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6091232>
- [21] LI, B.N.; DONG, M.C.; VAI, M.I. *On an automatic delineator for arterial blood pressure waveforms*. *Biomed. Signal Process. Control*. [online]. 2010, 5, 76–81. [cit. 30.05.2020]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809409000470>
- [22] BILLAUER, E. *Peakdet: Peak Detection Using MATLAB*, [online]. 2012. [cit. 27.5.2020] Přístupné na: <http://billauer.co.il/peakdet.html>
- [23] BÁNHALMI, András, János BORBÁS, Márta FIDRICH, Vilmos BILICKI, Zoltán GINGL a László RUDAS. *Analysis of a Pulse Rate Variability Measurement Using a Smartphone Camera*. *Journal of Healthcare Engineering* [online]. 2018, 2018, 1-15 [cit. 28.05.2020]. DOI: 10.1155/2018/4038034. ISSN 2040-2295. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/jhe/2018/4038034/>
- [24] MORAES, Jermana, Matheus ROCHA, Glauber VASCONCELOS, José VASCONCELOS FILHO, Victor DE ALBUQUERQUE a Auzuir ALEXANDRIA. *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*. *Sensors* [online]. 2018, 18(6) [cit. 28.05.2020]. DOI: 10.3390/s18061894. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/6/1894>
- [25] Mukaka MM. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J*. [online]. 2012;24(3):69-71. [cit. 27.05.2020]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3576830/>

- [26] SIDDIQUI, Sarah Ali, Yuan ZHANG, Zhiquan FENG a Anton KOS. *A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera*. *Journal of Medical Systems* [online]. 2016, 40(5) [cit. 30.12.2019]. DOI: 10.1007/s10916-016-0485-6. ISSN 0148-5598. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10916-016-0485-6>
- [27] GOLDBERGER, A., AMARAL, L., GLASS, L., HAUSDORFF, J., IVANOV, P. C., MARK, R., & STANLEY, H. E. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [Online]. 2000, 101 (23), pp. e215–e220.
- [28] PAVLÍK, T. a DUŠEK, L. *Biostatistika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-782-6.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Stručná anatomie srdce a dráha toku krve (modrá odkysličená, červená okysličená krev) [3].....	2
Obrázek 2: Průběh elektrických, tlakových a akustických vln [5].....	6
Obrázek 3: Křivka EKG s popisem jednotlivých vln a intervalů mezi nimi. Při standardním snímání je 1 mm 40 ms a 10 mm je 1 mV [1].....	7
Obrázek 4: Možnosti snímání: vlevo transmisní a vpravo reflexní [8].....	8
Obrázek 5: Pohlcení světla jednotlivými složkami [10]	9
Obrázek 6: Desetisekundový PPG signál získaný z videozáznamu chytrého telefonu se snímkovací frekvencí 30 Hz (nahore), převrácený PPG signál (dole).....	10
Obrázek 7: Výsledná pulzní vlna	10
Obrázek 8: Ukázka spektra PPG signálu získaného Fourierovou transformací [11].....	11
Obrázek 9: Ukázka artefaktů vytvořených během snímání PPG signálů v úsecích dlouhých asi 15 s: a) silný pohyb či tahání kabelu od měřícího přístroje, b) třes rukou nebo prstů, c) záchvat kašle, d) hluboké dýchání [15]	13
Obrázek 10: Proces získání PPG signálu bezkontaktním snímáním [17]	14
Obrázek 11: Rozdělení signálu do tří skupin kvality [19]	16
Obrázek 12: Ukázka zařazení signálu do jedné ze tří tříd kvality. Černě je vykreslen normalizovaný PPG signál snímáný PPG přístrojem se snímkovací frekvencí 1 kHz z levého ukazováčku. Modře je vykreslen PPG signál po filtraci Butterworthovým filtrem 4. řádu a červeně je vyznačen PPG signál po filtraci Chebyshevovým filtrem II 4. řádu. Ve stejné barvě jsou k jednotlivým křivkám napsány i hodnoty šikmosti. [13]	17
Obrázek 13: V levém sloupci je PPG signál s určitými úrovněmi zkreslení. V pravém sloupci jsou Fourierova spektra signálu s hodnotami špičatosti. Čím více je signál postižen artefakty, tím více frekvencí je v jeho spektru zastoupeno a hodnota špičatosti klesá [7].....	20
Obrázek 14: Navržený algoritmus [26].....	24
Obrázek 15: Ukázka desetisekundového PPG signálu získaného z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu chytrým telefonem se snímkovací frekvencí 30 Hz	25
Obrázek 16: PPG signál získaný z videozáznamu pořízeného iPhonem XS se snímkovací frekvencí 30 Hz. Vybrány jsou časové úseky, ve kterých se vyskytují artefakty.....	30
Obrázek 17: Nasnímaná a zpracovaná data uložená v buňkovém poli <i>snimani</i>	31
Obrázek 18: Ukázka desetisekundového EKG záznamu pořízeného přístrojem Faros 360TM ($F_s = 1000$ Hz) s detekovanými R vlnami pomocí funkce <i>findpeaks</i>	32

Obrázek 19: PPG signál extrahovaný z červené složky videozáznamu chytrým telefonem Honor 8X ($F_s = 30$ Hz) s hodnotami příznaků (perfuze, šikmost, špičatost, suma průchodů nulou) pro každé 2 s	35
Obrázek 20: Diagram algoritmu pro rozdělení PPG signálu do tří skupin kvality na základě hodnot mediánu perfuze, mediánu šikmosti, mediánu špičatosti, rozdílu maxima a minima sum průchodů nulou a maximální difference sum průchodů nulou	37
Obrázek 21: Detekce systolických píků	38
Obrázek 22: Diagram algoritmu analyzujícího PPG signál kvality 1, 2 a 3 na základě hodnot <i>BAR</i> , <i>PC</i> a rozdílu tepových frekvencí vypočítaných z PPG signálu a referenčního EKG signálu	40
Obrázek 23: Ukázka špatné detekce píků. PPG signál byl na základě statistických metod klasifikován do třídy kvality 2, ale analýzou spadl do třídy kvality 3	46

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Veličiny k hodnocení HRV	21
Tabulka 2: Míra korelace na základě hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu [25]	23
Tabulka 3: Veličiny pro Bland-Altmanovu analýzu [23].....	23
Tabulka 4: Testovací sada	33
Tabulka 5: Trénovací sada	34
Tabulka 6: Hodnoty příznaků pro každé 2 s PPG signálu.....	35
Tabulka 7: Medián, maximum, minimum a maximální diference příznaků	36
Tabulka 8: Prahové hodnoty příznaků pro určení třídy kvality	36
Tabulka 9: Prahové hodnoty pro <i>BAR</i> , <i>PC</i> a rozdíl tepových frekvencí pro analýzu PPG signálu ve třech třídách kvality	39
Tabulka 10: Matice záměn pro klasifikátor tří skupin [27].....	41
Tabulka 11: Vzorečky pro senzitivitu, specificitu a pozitivní a negativní prediktivitu [28]....	42
Tabulka 12: Zápis hodnot příznaků, určení třídy kvality a analýza PPG signálů z testovací sady.....	43
Tabulka 13: Matice záměn k hodnocení algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů do jedné ze tří tříd kvality $FI = 0,8$	44
Tabulka 14: Matice záměn k hodnocení algoritmu pro stanovení kvality PPG signálů do jedné ze dvou tříd kvality $SE = 1$, $P^+ = 0,94$	44
Tabulka 15: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum diference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 1	47
Tabulka 16: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum diference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 2	47
Tabulka 17: Průměr, maximum, minimum a medián pro mediánové hodnoty perfuze, šikmosti, rozdílů maximální a největší hodnoty SPN a maximum diference SPN pro trénovací sadu signálů analyzovanou pro kvalitu 3	47
Tabulka 18: Hodnoty F1 skóre, SE a P+ pro PPG signály z trénovací sady získané z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu a pro okna o délkách 1 a 2 s, ze kterých byla stanovena kvalita signálu pro testovací PPG signály bez úprav.....	48

Tabulka 19: Hodnoty F1 skóre, SE a P+ pro PPG signály z trénovací sady získané z červeného, zeleného a modrého kanálu videozáznamu a pro okna o délkách 1 a 2 s, ze kterých byla stanovena kvalita signálu pro testovací PPG signály po filtraci..... 48