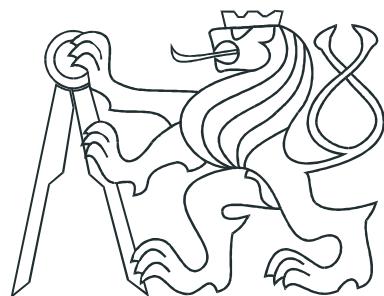


ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Dlouhodobý monitoring srdečního tepu
s využitím fotopletysmografického snímače

Praha, 2013

Autor: Bc. Lukáš Paroulek

Autor: Bc. Lukáš Paroulek
Vedoucí: Ing. Matouš Pokorný
Biomedical Electronics Group, Katedra teorie obvodů
Fakulta elektrotechnická, ČVUT v Praze
Oponent: Ing. Jan Novotný, Ph.D.
Rok: 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 10.05.2013

podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své diplomové práce Ing. Matouši Pokornému i ostatním členům BMEG za odborné vedení, hodnotné rady a připomínky. Dále bych chtěl poděkovat mé rodině, přítelkyni a přátelům za podporu během studia.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je navrhnout a zkonstruovat vlastní fotopletysmografický senzor umístěný na plastovém „In-Ear“ přípravku sloužícímu k dlouhodobému monitorování srdeční činnosti pacienta. Otestovat funkčnost senzoru a aplikovat filtrační metody k odstranění pohybových artefaktů z PPG signálu, vhodným nástrojem je adaptivní filtr či vlnková transformace. Na závěr odzkoušet funkčnost celého systému v reálných podmínkách, jeho použitelnost a limity zvolených metod.

Klíčová slova

Fotopletysmografie, In-Ear senzor, srdeční tep, dlouhodobé monitorování, pohybové artefakty, akcelerometr, vlnková transformace, adaptivní filtrace, klouzavý průměr

Abstract

The objective of this diploma thesis is to design and construct of own photoplethysmography sensor located on a plastic In-Ear preparation that will be used to the long-term monitoring of patient cardiac activity. Test the sensor operation and apply of filtering techniques to remove motion artifacts from PPG signal, suitable tool is an adaptive filter or wavelet transform. Finally test the system functionality in a real conditions, applicability and limits of the selected methods.

Keywords

Photoplethysmography, In-Ear Sensor, Heart Beat, Long-Term Monitoring, Motion Artifacts, Accelerometer, Wavelet Transform, Adaptive Filters, Moving Average

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

katedra řídicí techniky

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Lukáš Paroulek**

Studijní program: Systémy a řízení
Obor: Systémy a řízení

Název tématu: **Dlouhodobý monitoring srdečního tepu s využitím fotopletysmografického snímače**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s fotopletysmografickou metodou měření srdečního tepu.
2. Realizujte jednoduchý fotopletysmografický snímač s důrazem na dlouhodobý monitoring osob v běžném životě.
3. Navrhněte a provedte experiment zaměřený na dlouhodobý monitoring srdečního tepu. Při experimentu použijte realizovaný snímač. Zpracujte, vyhodnoťte a diskutujte naměřená data.

Seznam odborné literatury:

- [1] Solutions, In-ear sensor for pulse oximetry, [Online] 2012, <http://www.cismst.org/en/loesungen/im-ohr-sensor/> (dostupné 16.12.2012)
- [2] News, In-ear Crossovers: Technology between hearing aid, temperature and pulse measurement, [Online] 2012, http://www.compamed/tradefair.com/cipp/md_compamed/custom/pub/content,oid,20268/lang,2/ticket,g_u_e_s_t/~/Technology_between_hearing_aid_temperature_and_pulse_measurement.html
- [3] Lindberg L. G., Photoplethysmography. Methodical studies and applications. Linköping : Linköping University Press, 1991.

Vedoucí: Ing. Matouš Pokorný

Platnost zadání: do konce letního semestru 2013/2014

prof. Ing. Michael Šepek, DrSc.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 4. 2. 2013

Obsah

	Strana
Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	x
Seznam použitých zkratek	xii
1 Úvod	1
2 Fotopletysmografický snímač	3
2.1 Fotopletysmografie	3
2.1.1 PPG křivka	3
2.1.2 Optické vlastnosti prosvěcované tkáně	6
2.1.3 Konfigurace sond	7
2.2 Aktuální projekty zabývající se PPG	8
2.3 Snímání fotopletysmografické křivky	10
2.3.1 Návrh fotopletysmografického snímače	10
2.3.2 Optický snímač	11
2.3.3 Hardwarové zpracování	11
3 Monitoring srdečního tepu	15
3.1 Metody filtrace PPG signálu	17
3.1.1 Klouzavý průměr	18
3.1.2 Periodický klouzavý průměr	19
3.1.3 Vlnková transformace	21
3.1.4 Adaptivní filtrace LMS	22
3.2 Metody detekce srdečního tepu	23
3.2.1 Spektrální analýza	24

3.2.2	Detekce v časové oblasti	26
4	Experiment	27
4.1	Testování filtračních a detekčních metod	28
4.1.1	Klouzavý průměr a periodický klouzavý průměr	28
4.1.2	Vlnková transformace	30
4.2	Dlouhodobé monitorování	31
4.3	Experiment na běžícím pásu	34
4.3.1	Adaptivní filtrace LMS	38
4.4	Výsledky a vyhodnocení experimentu	42
5	Závěr	47
Literatura		54
A	Obsah přiloženého CD	I

Seznam obrázků

2.1	Pulsní křivka	4
2.2	Útlum PPG signálu	5
2.3	Absorbance	5
2.4	Porovnání PPG křivky na různých částech těla	6
2.5	Závislost absorbance na vlnové délce a spektrum červené a IR LED	7
2.6	Konfigurace PPG sondy	8
2.7	LAVIMO univerzální senzor do ucha	9
2.8	LAVIMO optoelektrický senzor	9
2.9	LAVIMO optoelektrický senzor – spektrální charakteristika	10
2.10	Senzory do ucha	12
2.11	Napájení pro IR LED	12
2.12	Převodník proud–napětí	13
2.13	Horní a dolní Butterworthův filtr 2. řádu	13
2.14	Sumátor	14
2.15	PPG modul	14
3.1	Primer s připojenými senzory přes externí moduly	16
3.2	Fotografie z experimentu na běžícím pásu	16
3.3	PPG signál s šumem a pohybovými artefakty	17
3.4	Volba mezní frekvence u HP a DP	18
3.5	PMA – segmentační body	19
3.6	Struktura metody PMA	20
3.7	Princip rozkladu vlnkové transformace	21
3.8	Vlnka z rodiny Daubechies – db4	22
3.9	Struktura Wienerova filtru	22
3.10	Struktura adaptivního filtru	23
3.11	Spektrální analýza PPG signálu – FFT	24

3.12	Spektrální analýza (STFT) v klidu	25
3.13	Spektrální analýza (STFT) v pohybu	25
3.14	Detekce HB s využitím 1. derivace signálu	26
4.1	Detail dlouhodobého PPG signálu	27
4.2	Porovnání MA filtrů s různou délhou okna	28
4.3	Porovnání MA a PMA filtrace	29
4.4	Vlnková transformace – rozklad na koeficienty approximace	30
4.5	Vlnková transformace – odstranění pohybových artefaktů	31
4.6	Typické zdroje artefktů	32
4.7	Záznam tepové frekvence HR pomocí vlnkové transformace	32
4.8	Vliv chybné detekce HB na HR	33
4.9	Experiment na běžícím pásu – biologické signály	34
4.10	Experiment na běžícím pásu – 10 minutový záznam PPG signálu	35
4.11	Experiment na běžícím pásu – záznam PPG v uchu a na prstu	35
4.12	Spektrální analýza PPG v uchu – klid, chůze a běh	36
4.13	Spektrální analýza PPG na prstu – klid, chůze a běh	36
4.14	Spektrální analýza čistého a filtrovaného signálu vlnkovou transformací .	37
4.15	Experiment na běžícím pásu – signály z akcelerometrů	38
4.16	Spektrální analýza signálu z akcelerometru	39
4.17	Blokové schéma adaptivní filtrace PPG	40
4.18	Koherence zarušeného PPG signálu za běhu a zrychlení z akcelerometru .	40
4.19	Experiment na běžícím pásu – LMS filtrace při běhu	41
4.20	Porovnání výsledků vlnkové transformace a LMS při běhu	42
4.21	Filtrace vlnkovou transformací signálu za chůze	43
4.22	Dlouhodobý záznam srdečního tepu	44
4.23	Porovnání filtrů u dlouhodobého monitorování	45

Seznam tabulek

4.1	Dlouhodobé monitorování – porovnání výsledků filtrů	44
-----	---	----

Seznam použitých zkratek

AC	označení střídavé složky signálu
ADC	analogově-digitální převodník, z angl. Analog-Digital Converter
DC	označení konstantní složky signálu
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiogram
IR	infračervený, z angl. Infrared
FFT	Rychlá Fourierova transformace, z angl. Fast Fourier Transform
HB	srdeční puls, z angl. Heart Beat
HHb	redukovaný hemoglobin
HP	horní propust
HR	srdeční tepová frekvence, z angl. Heart Rate
LED	dioda emitující světlo, z angl. Light-Emitting Diode
LMS	metoda nejmenších čtverců, z angl. Least-Mean Square
MA	klouzavý průměr, z angl. Moving Average
OZ	operační zesilovač
O2Hb	oxyhemoglobin
PMA	periodický klouzavý průměr, z angl. Periodic Moving Average
PPG	fotopletysmografie, z angl. Photoplethysmography
QRS	komplex elektrokardiografické křivky při depolarizaci levé a pravé komory
SpO₂	kyslíková saturace
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace, z angl. Short-Time Fourier Transform
WT	vlnková transformace, z angl. Wavelet Transform

Kapitola 1

Úvod

Již od počátku studia fyziologických funkcí člověka se monitorování srdečního rytmu stalo základním prvkem lékařství. Měření srdeční frekvence se používá od jednoduchých vyšetření až k identifikaci závažných kardiovaskulárních onemocnění či posuzování psychického stavu pacienta.

Pro záznam srdeční činnosti je k dispozici několik neinvazivních metod, elektrokardiogram (EKG), fotopletysmografie (PPG) a nejnovějším způsobem detekce je vyhodnocení změny barvy kůže kamerou či fotoaparátem, která je následkem změnami prokrvení. EKG měří změnu elektrického potenciálu na hrudníku v důsledku aktivity srdce. Jde o nejpřesnější metodu detekující QRS špičky v signálu, ten obsahuje kromě srdečního tepu velké množství informací o celém kardiovaskulárním systému. Nevýhodou je požadavek na 3 a více měřících elektrod.

PPG je optická metoda snímající srdeční pulzní vlny změnou absorpce světla v krvi. Není třeba elektrod jako u EKG, senzory jsou levné, lehké, malé a pohodlné na užívání. Hlavní nevýhodou a limitujícím faktorem je náchylnost na pohybové artefakty. Ty jsou obvykle ve stejném frekvenčním pásmu jako užitečný signál, což ztěžuje jeho filtraci. Pro jeho výhody je PPG technologie vhodná pro přenosné senzory. Ty hrají důležitou roli u dlouhodobého monitorování či jako pomocný nástroj při analýze výkonosti sportovců. U EKG slouží ke stejnemu účelu např. hrudní pás. Záznam s přenosnými senzory mimo jiné vychází z potřeby sledování chronicky nemocných s vysokou pravděpodobností akutních problémů. Zatímco krátkodobé ambulantní měření je možné v rozsahu hodin až několika dní, telemedicínské přístroje spojité monitorují stav pacientů v dlouhodobějším horizontu, čímž odpadá zbytečný pobyt v nemocnici a zlepšují tak kvalitu jejich života. Dlouhodobý záznam vitálních funkcí může včas identifikovat onemocnění a snížit zdravotní rizika.

Co je obsahem následujících kapitol. V kapitole 2 budou podány základní informace o fotopletysmografii a vzniku pulzní vlny. Podrobně budou v části 2.1 popsány souvislosti zkonztruovaného senzoru s optickými vlastnostmi prosvěcované tkáně a kvalitou záznamu na různých umístění senzoru na těle. Zmíněné budou limitující faktory této technologie, na jejímž základě byl senzor do ucha s danými optoelektrickými součástkami zvolen. Kapitola 3 se zaměřuje na rešerši filtračních prostředků k odstranění pohybových artefaktů, detekci srdečního tepu v užitečném signálu a jejich testování v rámci dlouhodobého měření a experimentu na běžícím pásu.

Výstupem práce by měl být funkční PPG senzor s příslušným hardwarovým zpracováním, odzkoušený v reálných podmírkách, a otestování limitních situací, kdy je měření PPG senzorem použitelné. Spolehlivost detekce z dlouhodobého hlediska, kvalita signálu v souvislosti s pohybovými artefakty a s nimi související rozbor vhodných filtračních metod k jejich odstranění.

Kapitola 2

Fotopletysmografický snímač

2.1 Fotopletysmografie

Fotopletysmografie (PPG, z anglického photoplethysmography) nebo také fotoelektrická pletysmografie či optická pletysmografie je neinvazivní optická metoda k měření změny objemu krve ve vyšetřované části tkáně. Poskytuje důležité informace o srdeční činnosti a napomáhá indikovat závažné onemocnění kardiovaskulárního systému.

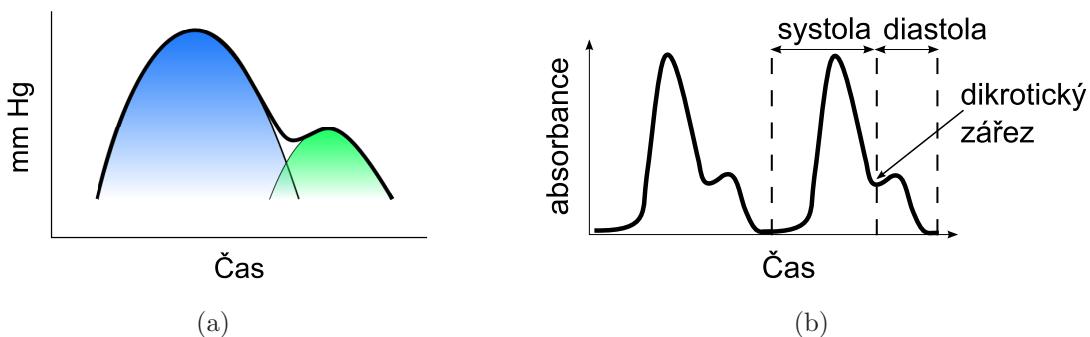
Základní forma fotopletysmografie vyžaduje dvě optoelektronické součástky – LED diodu jako zdroj světelného záření a fotodiodu či fototranzistor jako detektor dopadajícího světla. Světelný zdroj prosvěcuje vyšetřovanou oblast a fotodetektor měří intenzitu průchozího světelného záření. Změna intenzity tohoto záření je přímo úměrná změně objemu krve v prosvícené tkáni v důsledku srdeční aktivity. Dopadající světelné záření je detekováno, zesíleno, odfiltrováno a zaznamenáno jako napěťový PPG signál. Základní informace o PPG lze nalézt např. v publikaci [2].

2.1.1 PPG křivka

S každým srdečním stahem je vyvolána tlaková vlna a krev je šířena do krevního řečiště. Dochází tedy k proudění oxysličné krve do artérií (tepen) a arteriol (tepének, vznikají větvením tepen), nárůst tlaku působí na stěny cév a vyvolává tím zvětšení jejich průřezu. Změna objemu je možná díky elasticitě cévních stěn, která klesá jak s věkem tak i s vyšším množstvím cholesterolu a jeho ukládáním na stěnách. Tlaková vlna má různý tvar a amplitudu v závislosti na vzdálenosti zkoumané části od srdce. V důsledku zužování a větvení tepen dochází k odrazu a vzniká tzv. odražená vlna. Na obr. 2.1(a)

je vyobrazena PPG křivka složená ze zmíněné tlakové a odražené vlny. Graf vyjadřuje vývoj krevního tlaku v čase. Krevní tlak se vyjadřuje v milimetrech rtuťového sloupce $mmHg$ (též *torr*), jedná se o starou, u rtuťových barometrů ale stále používanou, jednotku tlaku, [30]. Pulzuící složka obsahuje cenné informace o kvalitě cévní soustavy a srdeční výkonnosti, může být důležitým indikátorem kardiovaskulárních onemocnění jako je např. hypertenze (vysoký krevní tlak).

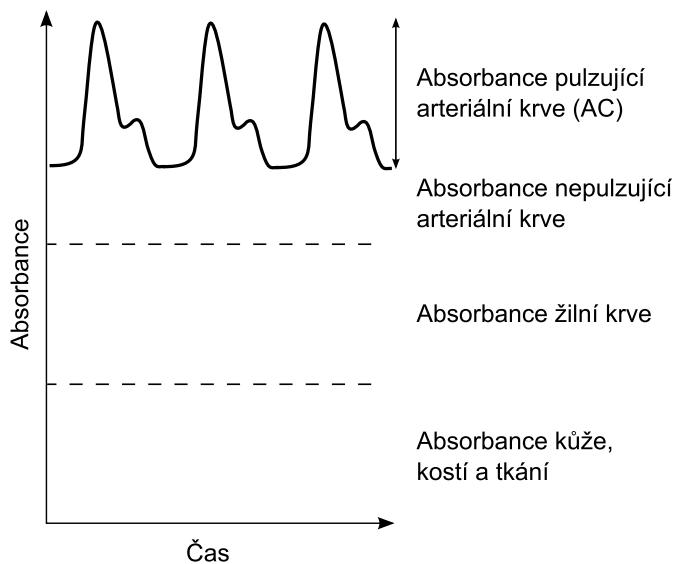
Typický průběh pletysmografické křivky je zobrazen na obr. 2.1(b). Pulsní vlna vzniká, jak již bylo zmíněno, v důsledku příchozí a odražené kardiovaskulární vlny (cardiovascular pulse waves).



Obrázek 2.1: Pulsní křivka – modře je vyobrazena tlaková vlna, odražená vlna zeleně, černá je jejich výsledná pletysmografická pulsní křivka, v části (b) je rozdělena na systolickou a diastolickou fázi s dikrotickým zárezem

Systolická fáze je, když dochází ke smrštění srdeční svaloviny a vytlačení krve do krevního řečiště. Této fázi odpovídá první špička pulsní křivky. Diastolická fáze je období mezi dvěma systolami, období, kdy je srdce v klidu, roztahuje se a plní krví. Druhá špička při této fázi odpovídá odražené tlakové vlně, která se šíří zpět od periférií k srdeci. Hranice na sestupném rameni mezi systolou a diastolou se nazývá dikrotický zárez, souvisí s uzavíráním aortálních chlopní, poloha a tvar zárezu přináší informace o kvalitě jejich funkce, [5]. Pulsní vlna se periodicky opakuje s každým cyklem srdeční činnosti.

Změna objemu krve při stahu srdce nastává převážně v tepnách a tepenkách, nikoli v žilách. Princip pletysmografie je založen na skutečnosti, že je světlo odráženo, absorbováno nebo rozptýleno v krvi a v tkáních. Množství prošlého a tedy detekovaného světla kolísá v závislosti na měnícím se objemu okysličené krve v tkáni pod pletysmografickým senzorem. Faktory ovlivňující útlum signálu, absorbanci, jsou znázorněny na obr. 2.2.

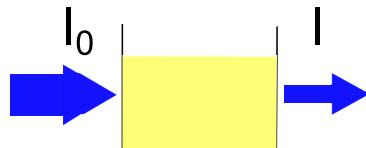


Obrázek 2.2: Útlum PPG signálu

Absorbance A je bezrozměrná veličina udávající množství světla, které bylo průchodem látkou pohlceno. Je dána jako záporný dekadický logaritmus transmitace T (propustnosti)

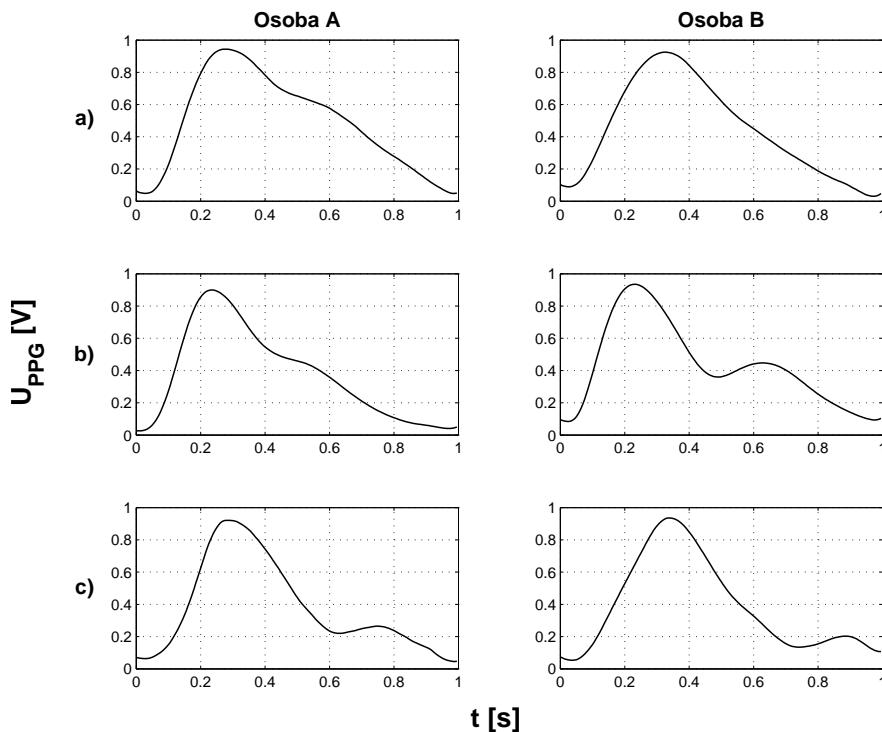
$$A = -\log \frac{I}{I_0} = -\log T, \quad (2.1)$$

kde I_0 je vstupní a I výstupní intenzita záření.



Obrázek 2.3: Absorbance

Absorbance signálu je z 20 % způsobena tepennou krví, z 80 % tkáněmi, kostmi, kůží a žilní krví. Absorbance tepenné krve se skládá z pulzující (AC složka signálu) a nepulzující krve. Celková nepulzující absorbance je označována jako DC složka. Pulzující AC složka je důsledek synchronní změny objemu krve s každým srdečním tepem. Je namodulována na pomalu se měnící DC složku s nízkou frekvencí, která odráží celkovou změnu objemu krve ve zkoumané části tkáně. Amplituda AC složky je obvykle 1–2 % celkové DC složky. Tyto charakteristiky jsou velmi závislé na věku pacienta a na umístění senzoru resp. vzdálenosti od srdce. Průběhy PPG křivek na různých částech těla je na obr. 2.4.



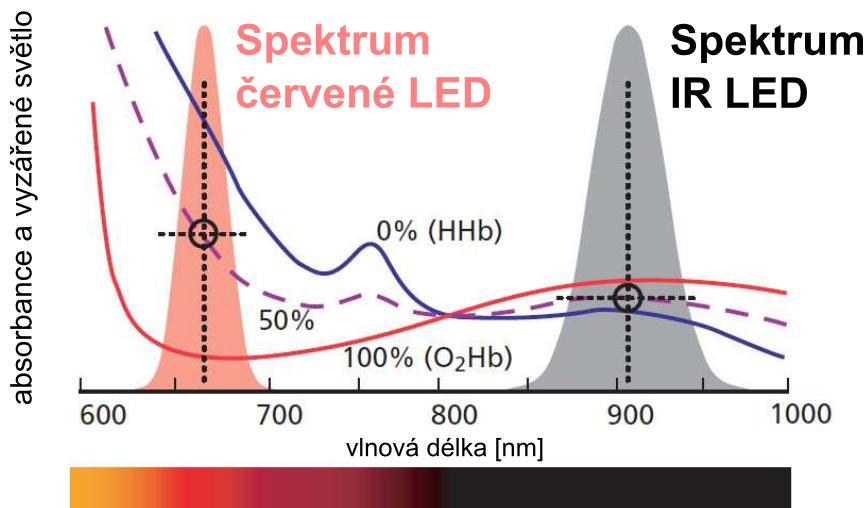
Obrázek 2.4: Porovnání PPG křivky na různých částech těla u dvou po- kusných osob, A – muž, 24 let, B – žena, 19 let, a) ucho, b) prst na ruce, c) prst na noze, čas a úroveň signálu jsou pro názornější ilustraci normalizovány na stejný rozsah

2.1.2 Optické vlastnosti prosvěcované tkáně

Interakce světla s biologickou tkání je složitá, při jeho průchodu dochází k rozptylu, absorpci, odrazu atd. Existuje několik klíčových faktorů, které je třeba zohlednit při volbě zdroje záření:

1. Hloubka vniku světla – hloubka vniku, do které světlo proniká s danou intenzitou, závisí na zvolené vlnové délce.
2. „The optical water window“ – hlavní složkou tkání a krve je voda, která velmi silně absorbuje světlo v ultrafialové oblasti, v infračervené oblasti a dále kratších vlnových délek. Nicméně okno v absorpčním spektru vody umožňuje měření průtoku nebo objemu krve viditelným (červeným) a infračerveným světlem. Proto jsou zdroje světla pro PPG voleny s těmito vlnovými délkami. Jejich absorbance v krvi resp. v hemoglobinu je ilustrována na obr. 2.5.

PPG senzory využívají jako zdroj nejčastěji LED v červené a/nebo infračervené oblasti. Fotodetektor a jeho spektrální citlivostní charakteristika jsou voleny tak, aby odpovídaly danému zdroji.

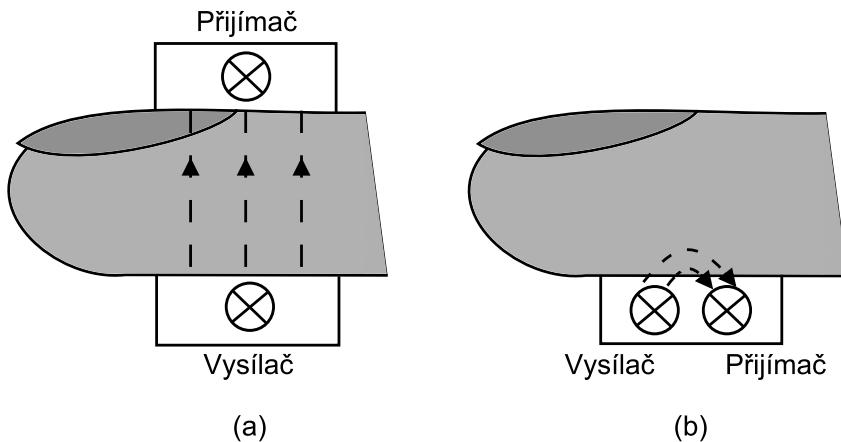


Obrázek 2.5: Závislost absorbance okysličeného a neokysličeného hemoglobinu HHb resp. O_2Hb na vlnové délce a spektrum červené a IR LED, převzato z [25]

2.1.3 Konfigurace sond

K měření PPG existují dvě základní konfigurace sond: transmisní sonda, kde je tkáň umístěna mezi zdroj a detektor světla, a reflexní sonda, kde jsou optoelektronické součástky umístěny vedle sebe a záření je k detektoru odráženo od tkáně. Uspořádání obou konfigurací jsou na obrázku obr. 2.6.

Je zřejmé, že transmisní sonda přináší větší omezení pro umístění na těle, než je tomu u konfigurace reflexní. Používají se při měření na prstu, ušním lalůčku popř. u malých dětí na celé dlani či chodidle. Na druhou stranu světlo u této sondy prochází skrz větší objem tkáně a lépe zaznamenává jeho změnu. Pokud jde o měření pouze srdečního tepu, kde není kláden přílišný důraz na tvar křivky, je výhodnější z hlediska komfortu použít sondu reflexní. Sondy by měly být spolehlivě připevněny k tělu, aby byly minimalizovány rušivé artefakty. Nejvýznamnější jsou artefakty pohybové a artefakty vzniklé rušením okolního světla. Obsah kapitoly 2.1 byl inspirován kapitolami 1. a 2. z publikace [2].



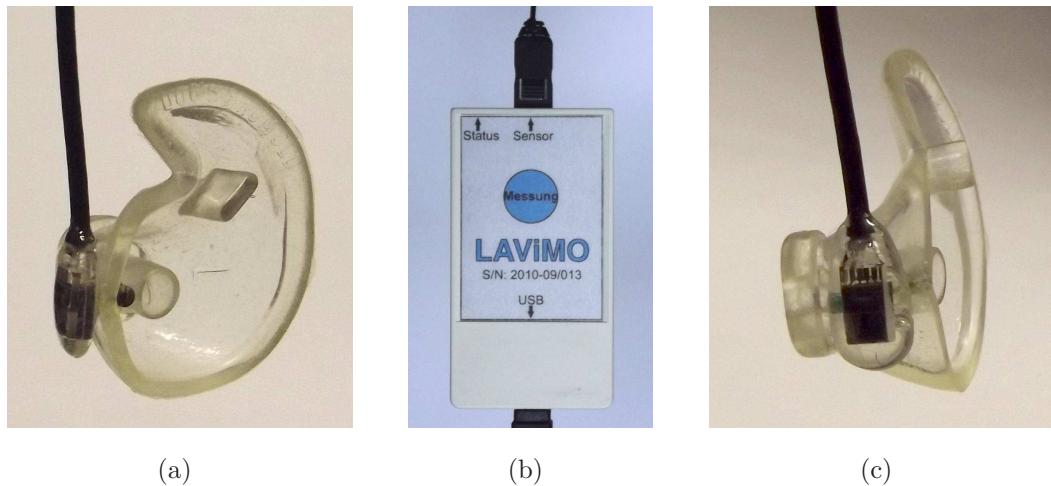
Obrázek 2.6: Konfigurace PPG sondy, (a) transmisní, (b) reflexní

2.2 Aktuální projekty zabývající se PPG

V posledních letech došlo ke zvýšenému zájmu fotopletysmografii, její výhodou je nízká cena, jednoduchost a přenositelnost. Z celoevropského hlediska dochází ke stárnutí populace a starší lidé jsou mj. náchylnější ke kardiovaskulárním onemocněním. Preventivní lékařské kontroly a včasné odhalení rizikových faktorů snižují náklady na případné drahé lékařské zákroky a léčbu. Nejde jen o snížení nákladů, ale i o zvýšení zdraví pacienta a životních podmínek obecně, [9]. PPG je používána v širokém rozsahu komerčně dostupných lékařských zařízení pro měření kyslíkové saturace, krevního tlaku a srdečního výdeje. PPG je vhodné pro telemedicínu k vzdálenému monitorování pacientů. Mohou být měřeny životní funkce v delším časovém období bez nutnosti hospitalizace či přítomnosti lékařské asistence. Miniaturizace, snadné používání a robustní provedení jsou v ohledu na komfort pacienta hlavní konstrukční požadavky na tyto systémy. Existuje již celá řada projektů a prací, které se věnují problematice fotopletysmografie a jejím praktickým využitím. V následující části je detailně popsán technologicky velmi vyspělý projekt zabývající se dlouhodobým měřením PPG – LAVIMO (In-Monit).

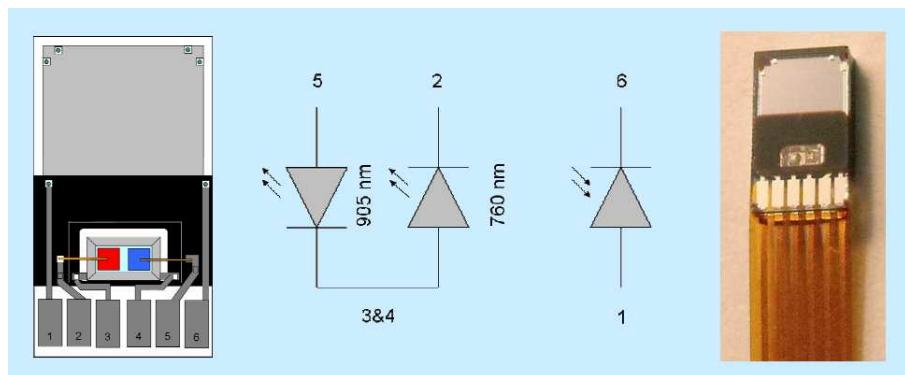
LAVIMO (In-Monit)

„Long Term Monitoring of Vital Signs“ (dále jen LAVIMO) je systém pro monitorování kardiovaskulárního systému využívající měření PPG ve sluchovodu v reflexním režimu, vyvinut byl v rámci výzkumného projektu In-Monit (In-Ear Sensor System for preventive, cardiovascular monitoring of/in risk patients) v institutu „Helmholtz-Institute for Biomedical Engineering, RWTH Aachen“, kde úzce spojují výzkum s aplikacně orientovaným vývojem v oblasti biomedicínského inženýrství.

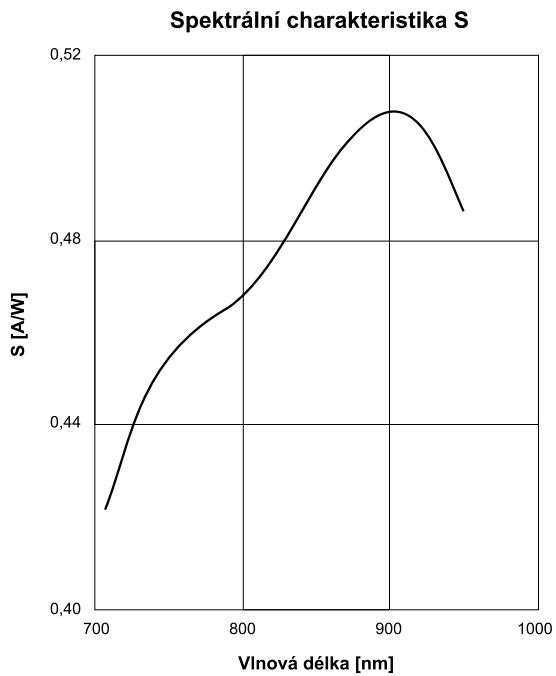


Obrázek 2.7: LAVIMO – univerzální senzor do ucha (a) a (c), „interface device“ pro zpracování signálu (b), senzor je připojen konektorem USB Micro-A

Přípravek do ucha je vyroben ze silikonu, to přináší do jisté míry univerzálnost vzhledem k různorodosti anatomie lidského ucha. Použitý mikro-optoelektrický senzor obsahuje dvě diody jako zdroje světelného záření, červené a infračervené s frekvencí 760 resp. 905 nm, fotodetektorem je křemíková fotodioda. Prototyp senzoru byl navrhnut a vyroben pro výzkumné účely, stále je ve fázi vývoje a na trhu ho nelze běžně získat, [9],[11]. To je jeden ze základních důvodů, proč bylo třeba vytvořit senzor vlastní. Vypůjčený LAVIMO byl hlavním zdrojem dat k porovnání vlastních senzorů a metod zpracování. Internetový odkaz projektu In-Monit – [26].



Obrázek 2.8: LAVIMO optoelektrický senzor – struktura senzoru, zapojení červené diody, infradiody a fotodiody, fotografie senzoru, převzato z datového listu [10]



Obrázek 2.9: LAVIMO optoelektrický senzor – spektrální charakteristika,
převzato z datového listu [10]

2.3 Snímání fotopletysmografické křivky

2.3.1 Návrh fotopletysmografického snímače

Komerčně dostupné systémy pro měření PPG jsou běžné v transmisní konfiguraci, nicméně má tato metoda několik nedostatků. Kromě těch uvedených v části 2.1.3 může nastat problém při stresu, kdy dochází k tzv. centralizaci – v lidském těle je krev soustředěna do životně důležitých orgánů. Vzhledem k tomu, že je ucho blízko mozku, je udržována stálá teplota a prokrvení, na rozdíl od periferních částí těla, kde tomu tak není a kde může dojít ke snížení prokrvení a prochladnutí. Pouhé ochlazení prstu či ušního lalůčku snižuje kvalitu signálů a znemožňuje měření.

Anatomie lidského ucha je odlišná člověka od člověka, ke snížení pohybových artefaktů je třeba správného usazení senzoru ve sluchovodu a tím zamezení jeho pohybu. To vyžaduje senzory „na míru“ popř. tvarově přizpůsobivé senzory z poddajného materiálu, jako je silikon. Dále by mělo měření co nejméně ovlivňovat běžný život pacienta, aby bylo získáno nerušené měření 24/7 tj. 24 hodin denně, 7 dní v týdnu. Je třeba zvolit umístění na vhodných místech zaručující komfort, [11], [9]. K dlouhodobému monitorování je nejvhodnější umístění senzoru uvnitř sluchovodu. Tyto všechny důvody společně s nedostupností In-Ear senzorů na trhu vedly k vytvoření vlastních uzpůsobených senzorů.

2.3.2 Optický snímač

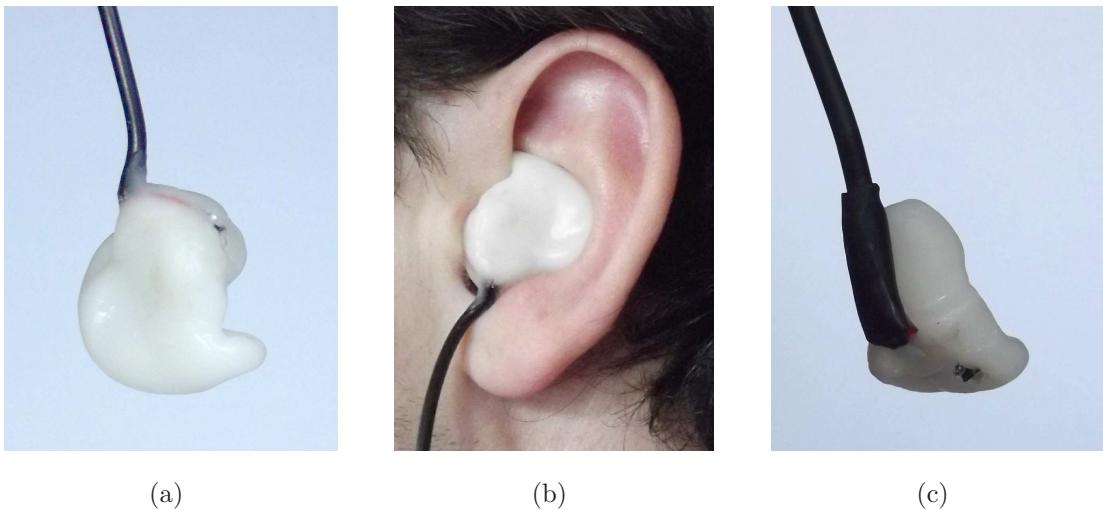
Samotný přípravek do ucha je vyroben z termoplastické hmoty Shapeplast, [28]. Jedná se o plast pro výrobu prototypů a jednoduchých mechanických součástí. Hmota rychle měkne při teplotě okolo 62°C , poté je dobře tvárná a po ochlazení opět ztuhne. Tímto způsobem ho lze bez ztráty funkčnosti opětovně použít. Jak již bylo zmíněno v části 2.3, jde o „výlisek na míru“ a nejedná se o univerzální senzor, jak je tomu vzhledem k použitému materiálu u senzoru LAVIMO.

V odstavci 2.1.2 byly popsány důvody při volbě vhodného zdroje světelného záření. Konkrétní součástky byly voleny podle několika požadavků, dostupnosti na českém trhu, ceně a minimálních rozdílů. Pokud není záměrem měření kyslíkové saturace SpO_2 , která vyžaduje měření s minimálně dvěma vlnovými délками, postačuje pouze jeden zdroj světla. Větší hloubka vniku světla je v infračervené oblasti, proto byla jako nejhodnější zvolena infračervená dioda HSDL 4420. Spektrální charakteristika detektoru záření musí odpovídat zvolenému zdroji. Jako detektor byl zvolen nejmenší fototranzistor na českém trhu BPX81 (viz [31] a [32]), jeho největší citlivost je v oblasti infračerveného záření, což odpovídá zmíněnému požadavku.

Faktor ovlivňující kvalitu odraženého PPG signálu je kromě zvolené vlnové délky zdroje i vzdálenost vysílač-přijímače. Studiem těchto problémů se zabývají v publikaci [4], „nejkvalitnější“ odražený signál je docílen v rozsahu vzdáleností 2–3,5 mm detektoru od zdroje, což je příznivý výsledek vzhledem k miniaturizaci senzoru. Fototranzistor je od diody oddělen černou nepropustnou přepážkou z důvodu zamezení průniku světla a tím znehodnocení měření. Vymodelováno bylo pro experimenty několik senzorů, do levého ucha obr. 2.10(a), do pravého ucha i hluboko do sluchovodu obr. 2.10(c).

2.3.3 Hardwarové zpracování

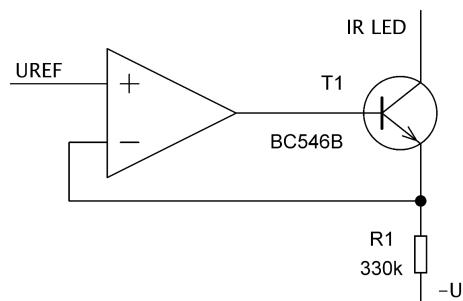
Zdrojem užitečného signálu je fototranzistor BPX81, přijímá světelné záření z infračervené diody odražené od tkáně. Jeho výstupní proud se pohybuje při napájení 5 V v řádech stovek $n\text{A}$, viz datový list [33]. PPG modul je připojen k zařízení Primer (popsán bude v kapitole 3) připojen 14-ti pinovým konektorem pro ploché kabely, senzor je připojen konektorem Canon 9M. Tyto konektory byly zvoleny kvůli kompatibilitě s předešlými verzemi PPG a EKG modulů. V následující sekci je podrobněji popsán modul a jeho dílčí části sloužící k filtraci a zpracování signálu, fotografie výsledného PPG modulu je na obr. 2.15.



Obrázek 2.10: Senzory do ucha – (a) senzor do levého ucha a jeho použití (b), senzor hluboko do sluchovodu pravého ucha (c)

Napájení IR LED

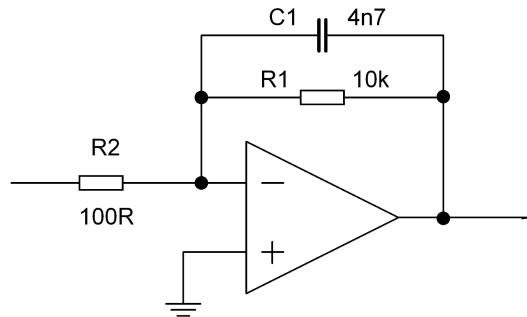
Modul byl z praktického hlediska řešen jako co nejvíce univerzální, jeden z nastavitelných parametrů je napájecí proud diody. Regulace proudu IR diody je řešena zapojením operačního zesilovače jako převodník napětí–proud, obr. 2.11. Proud je dán jednoduchým vztahem $I_{IR} \approx U_{REF}/R_1$.



Obrázek 2.11: Napájení pro IR LED

Převodník proud–napětí

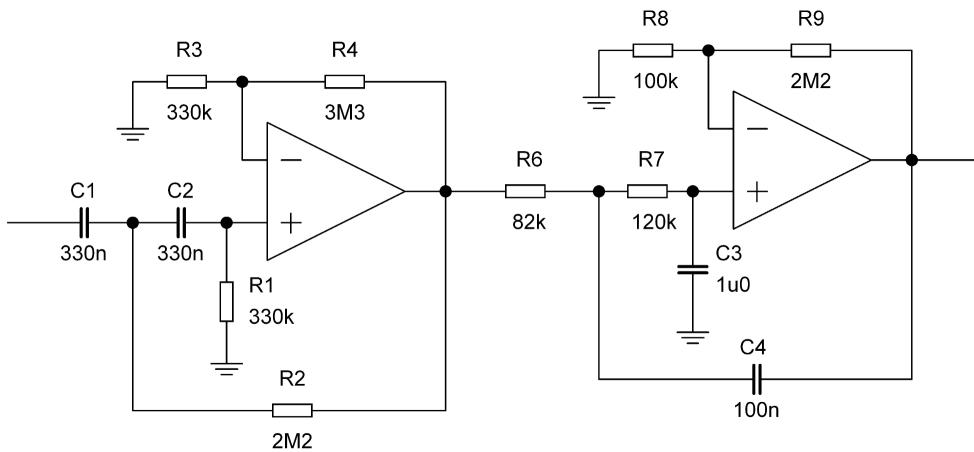
Užitečný signál tj. výstupní proud fototranzistoru, je nejprve zpracován převodníkem proud–napětí s využitím OZ. Ve zpětné vazbě byl doplněn kondenzátorem plnícím funkci integrátoru, který omezuje skokovou změnu vstupu. K němu dochází převážně působením pohybových artefaktů. Proud je převeden na elektrické napětí a dostatečně zesílen.



Obrázek 2.12: Převodník proud–napětí

HP a DP filtrace

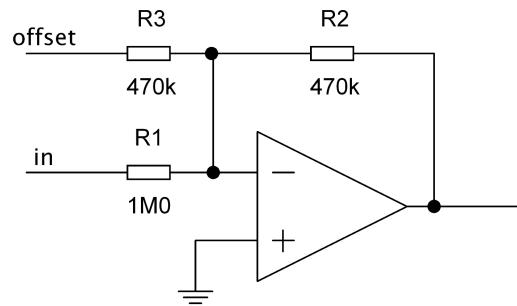
V průběhu měření dochází ke změně úrovně stejnosměrné složky PPG signálu, viz obr. 4.1. Butterworthova horní propust 2. rádu s mezním kmitočtem 0,5 Hz tuto složku filtrouje. Butterworthova dolní propust 2. rádu s mezním kmitočtem 15 Hz slouží k odfiltrování rušení – převážně síťového kmitočtu 50 Hz naindukovánoho na přívodní vodiče senzoru.



Obrázek 2.13: Horní a dolní Butterworthův filtr 2. řádu

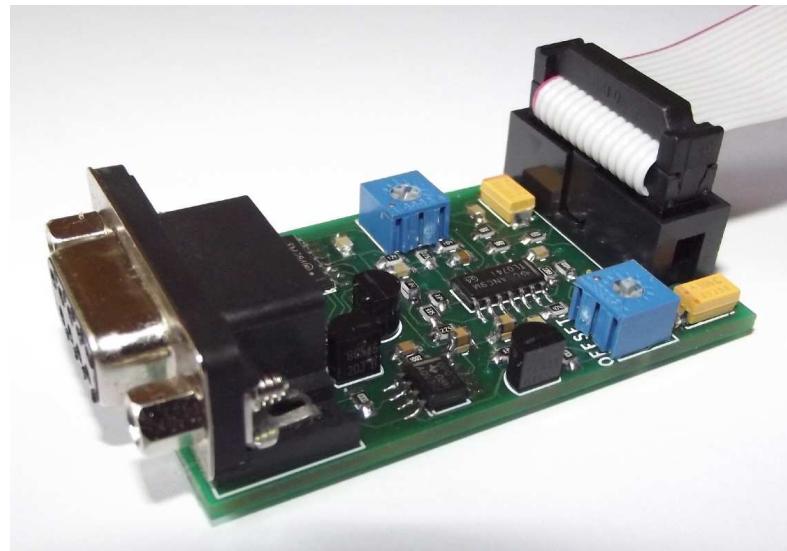
Sumátor

Zesílený a odfiltrovaný signál by měl být v rozsahu 0–2,8 V, což je vstupní napěťový rozsah analogově–digitálního převodníku ADC, který bude dále signál zpracovávat. K tomuto účelu slouží sumátor s OZ, úroveň signálu je posouvána přičtením resp. odečtením offsetového napětí.



Obrázek 2.14: Sumátor

Nástroje pro měření a hardwarové předzpracování PPG signálu jsou nyní k dispozici, může tedy následovat dlouhodobé monitorování, záznam a následné offline zpracování signálu a detekce srdečního tepu.

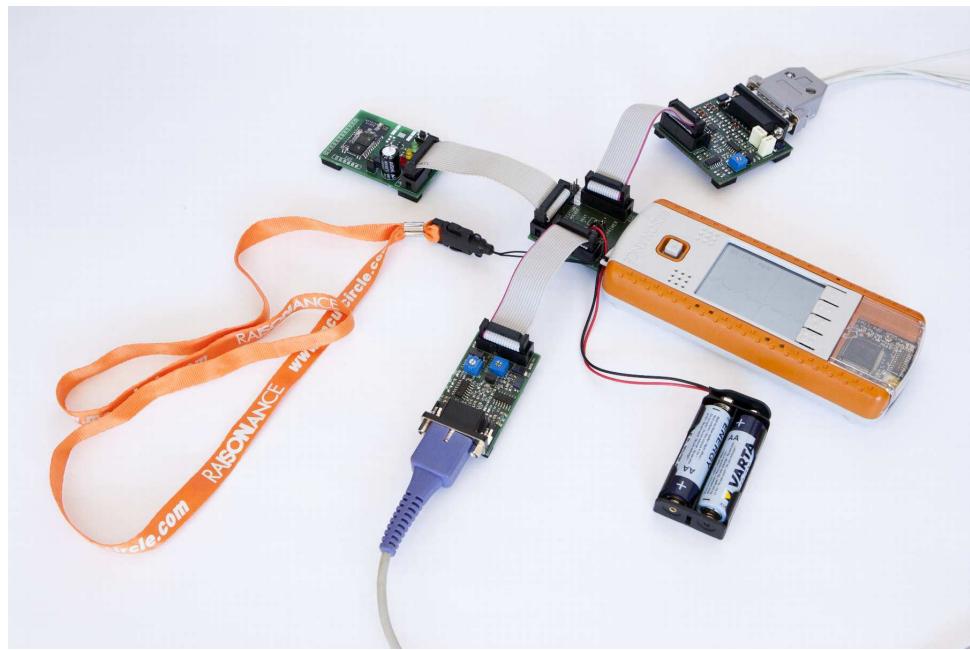


Obrázek 2.15: PPG modul

Kapitola 3

Monitoring srdečního tepu

Teoretické předpoklady byly řečeny, navrhnuty a zkonstruovány byly senzory a PPG modul pro zpracování signálu. Na řadu může přijít samotné měření, záznam a offline zpracování. V úvodní části bylo zmíněno, že dlouhodobý monitoring klade nároky na přenosné záznamové zařízení, které nebude omezovat pohyb a běžnou činnost monitorované osoby. Pro tento úkol byl použit jednoduchý vývojový kit STM32 EvoPrimer a Primer2 (dále jen Primer) pro platformu ARM Cortex-M3, který umožňuje komfortně vytvářet aplikace v operačním systému CircleOS. Dále je ho možné rozšířit externími měřícími a datovými moduly, [29]. Na obr. 3.1 je Primer s rozšiřujícím modulem, přes který je připojen bluetooth komunikační modul a moduly k měření EKG, PPG na prstu a PPG v uchu. Detailní popis modulů je v dokumentaci [19] a [20]. Primer obstarává průběžné měření s nastavitelnou vzorkovací frekvencí a ukládání dat na paměťovou kartu. Kromě dlouhodobého záznamu srdeční aktivity byl z několika důvodů, které budou později zmíněny, zvolen v kapitole 4.3 experiment na běžícím pásu. Narozdíl od dlouhodobého záznamu, kde byl třeba pouze Primer, PPG modul a senzor, byl experiment na běžícím pásu rozšířen o měření PPG na prstu levé i pravé ruky, EKG a pohybu těla měřeném 3D MEMS akcelerometrem LIS331DLH, viz datový list [34]. Vzhledem k velkému množství senzorů již nestačil k záznamu samotný Primer, data byla zpracovávána multifunkční měřící PC kartou TEDIA UDAQ-1416DS, [35]. Data z akcelerometrů byla zpracována samostatně, proto byl kladen důraz na synchronizaci dat s ostatními senzory. Fotografie z experimentu na běžícím pásu je na obr. 3.2.



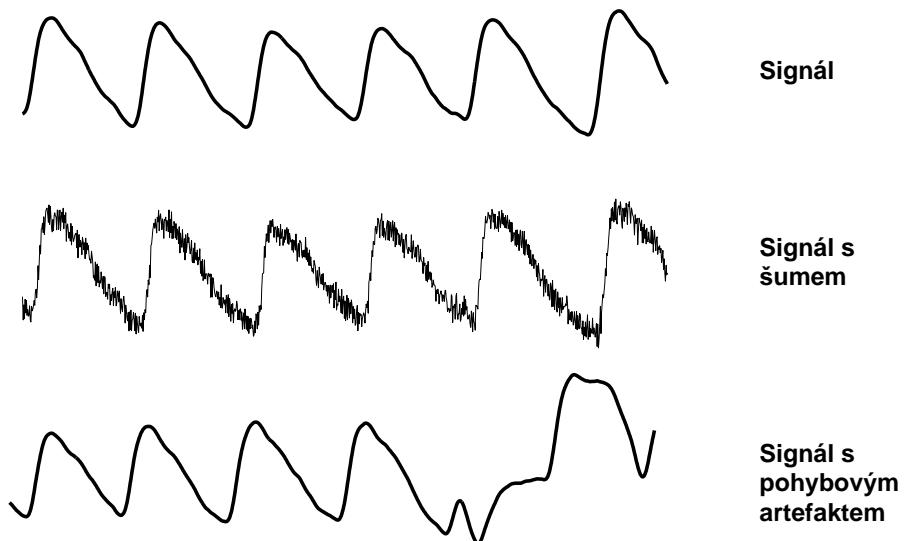
Obrázek 3.1: Primer s připojenými senzory přes externí moduly



Obrázek 3.2: Fotografie z experimentu na běžícím pásu

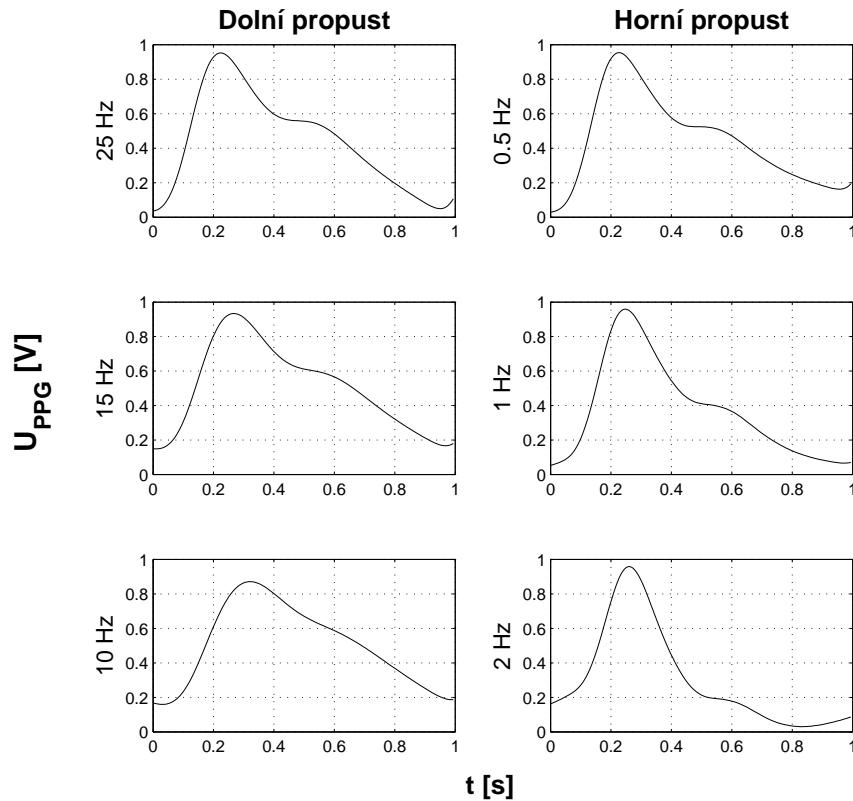
3.1 Metody filtrace PPG signálu

Na obr. 3.3 jsou vidět hlavní rušivé složky v užitečném signálu, „vysokofrekvenční“ šum a pohybové artefakty. Šum vzniká na indukováním rušení na přívodní vodiče senzoru, převážně síťových 50 Hz a jeho násobků. Nežádoucí artefakty jsou nejen pohybové, vznikají i v důsledku dýchaní, činnosti sympatického nervového systému a termoregulace, [5]. Z pomalu se měnící DC složky signálu lze zjistit další informace o jeho aktivitě.



Obrázek 3.3: Porovnání „čistého“ PPG signálu, zarušeného šumem a signálu s pohybovými artefakty

Zaznamenaná data jsou zpracovávána offline v prostředí Matlab. Nejprve je odstraněno rušení a stejnosměrná složka, poté jsou aplikovány algoritmy k potlačení pohybových artefaktů a na závěr algoritmy pro detekci srdečního tepu. Jednoduchý způsob filtrace šumu je použití Butterworthovy dolní propusti 2. řádu k oddělení střídavé složky a obdobně stejnosměrné složky Butterworthovou horní propustí 2. řádu. To bylo v případě měření s LAVIMO, signál z našeho senzoru je předzpracován analogově viz sekce 2.3.3. Na obr. 3.4 je vidět vliv volby mezní frekvence dolní a horní propusti na výsledný tvar PPG křivky. Důraz na nezkreslený tvar křivky je důležitý především v aplikacích, které z něho vyhodnocují kvalitu činnosti kardiovaskulárního systému. Detekce srdečního tepu je méně náročná na její tvar, což zjednodušuje měření v reálných podmínkách.



Obrázek 3.4: Volba mezní frekvence u HP a DP

Potlačení pohybových artefaktů je však náročnější, jedná se o stěžejní a limitní záležitost u dlouhodobého monitorování srdečního tepu, je jí proto věnována podstatná část této práce. Existuje celá řada vhodných nástrojů k extrahování PPG signálu z artefaktů, dále je uvedeno několik z nich, které byly implementovány a testovány na reálných datech.

3.1.1 Klouzavý průměr

Moving average (dále jen MA) neboli klouzavý průměr je jednoduchý filtr provádějící výpočet průměrné hodnoty vzorku a N vzorků předešlých. Rovnice MA je

$$y(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=k-(N-1)}^k x_i, \quad (3.1)$$

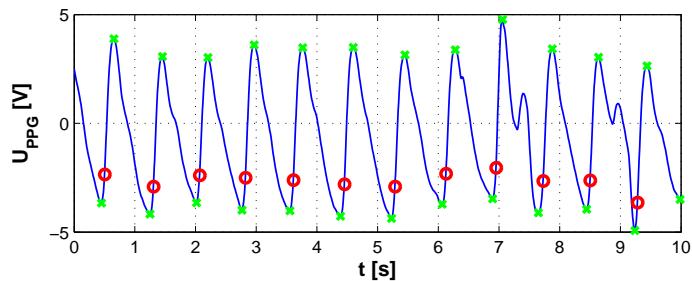
kde k reprezentuje pozici prvku v množině dat. Z rovnice je patrná závislost kvality filtrace na délce okna N , volbou krátkého okna je průměrováno malé množství vzorků a výstup se blíží vstupu, při dlouhém oknu je patrnější efekt vyhlazení, ale nové vzorky mají menší váhu a dochází ke zkreslení signálu, [22].

3.1.2 Periodický klouzavý průměr

V předešlé části byl zmíněn jednoduchý způsob filtrace pomocí MA, který pracuje s předešlými N vzorky. V případě periodicky se opakujícího signálu je vhodné použít modifikovaný tzv. periodický klouzavý průměr (periodic moving average, dále jen PMA), průměrování není prováděno po N předešlých vzorcích, ale L předešlých periodách. Vstupní signál je reprezentován rovnicí

$$S_{in}(n) = P(n) + N(n), \quad (3.2)$$

kde $S_{in}(n)$ je PPG signál $P(n)$ s šumem $N(n)$. K rozdělení průběhu na jednotlivé periody je důležité určit tzv. segmentační body p , které určují začátek resp. konec jednotlivých period, viz obr. 3.5.



Obrázek 3.5: PMA – segmentační body p červeně, zeleně jsou minima a maxima každé PPG vlny

Hodnota segmentačního bodu D_{S_p} periody P je dána maximem a minimem předešlé periody P^{-1} , jedna z možností výpočtu je

$$D_{S_p} = \text{Max}(S_{P-1}) - \frac{1}{4}(\text{Max}(S_{P-1}) - \text{Min}(S_{P-1})). \quad (3.3)$$

Každý segmentační bodu p periody P je reprezentován indexem n_{D_p}

$$n_{D_p} = \text{Index}\{S_{in(n)} = D_{S_p}\}, \quad (3.4)$$

který definuje polohu bodu v množině dat. S takto definovanými body je průběh $S_{in}(n)$ rozdělen na jednotlivé periody P

$$S_{in}(n) = \begin{bmatrix} S_{in}(1) & S_{in}(2) & \cdots & S_{in}(n_{D_1}) \\ S_{in}(n_{D_1} + 1) & S_{in}(n_{D_1} + 2) & \cdots & S_{in}(n_{D_2}) \\ S_{in}(n_{D_2} + 1) & S_{in}(n_{D_2} + 2) & \cdots & S_{in}(n_{D_3}) \\ \vdots & & & \vdots \\ S_{in}(n_{D_{p-1}} + 1) & S_{in}(n_{D_{p-1}} + 2) & \cdots & S_{in}(n_{D_p}) \end{bmatrix}. \quad (3.5)$$

U reálného signálu není ve všech periodách shodný počet vzorků, proto je nutné jeho převzorkování – interpolace. Takto převzorkovaný signál lze přepsat do matice o rozměrech $L \times M$

$$S_p(l, m) = \begin{bmatrix} S(p, m) & \cdots & S(p, M) \\ S(p - l, m) & \cdots & S(p - l, M) \\ \vdots & & \vdots \\ S(p - (L - 1), m) & \cdots & S(p - (L - 1), M) \end{bmatrix}, \quad (3.6)$$

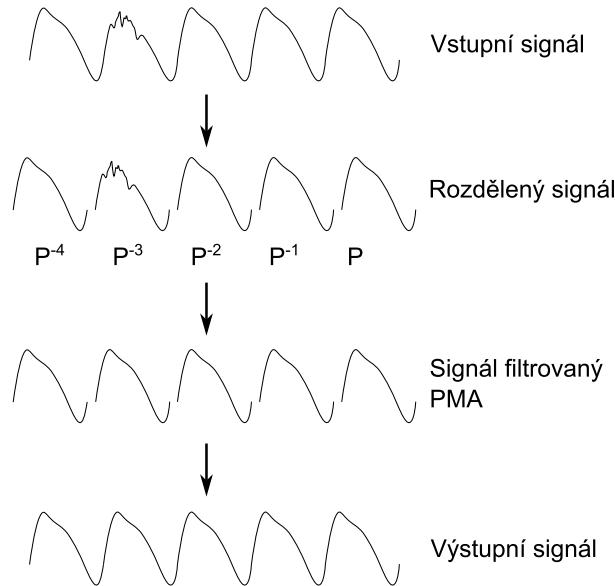
kde $m = 1 - M$, $l = 1 - (L - 1)$, L je řád PMA a M je počet vzorků period po převzorkování. Výstupní signál PMA je pro každou periodu reprezentován

$$S_{p_{out}}(m) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} S_p(l, m). \quad (3.7)$$

Na závěr jsou periody podle vztahu (3.8) opět spojeny

$$S_{out}(n) = [S_{1_{out}}(n), S_{2_{out}}(n), \dots, S_{P_{out}}(n)], \quad (3.8)$$

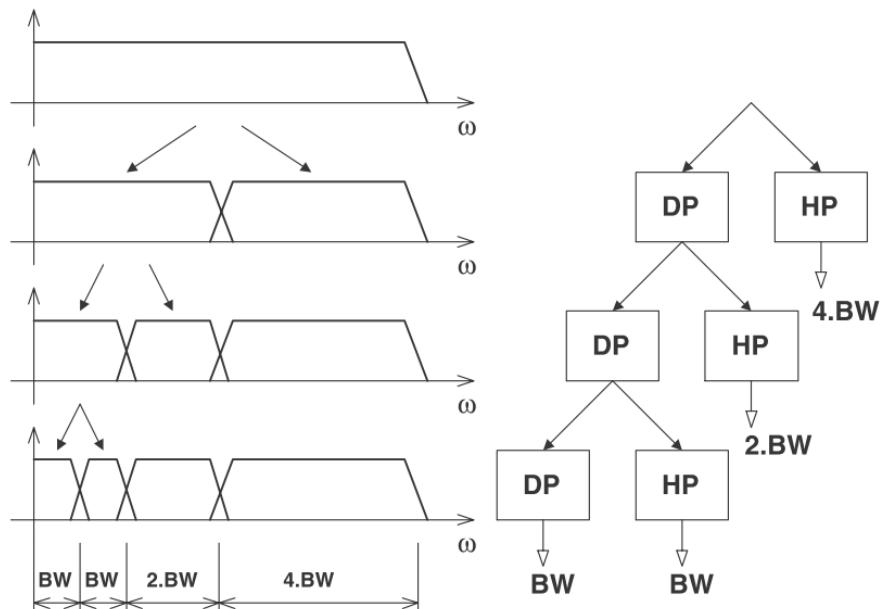
$S_{out}(n)$ je výstup z PMA, [3]. Struktura zpracování signálu PMA je na obrázku obr. 3.6.



Obrázek 3.6: Struktura metody PMA

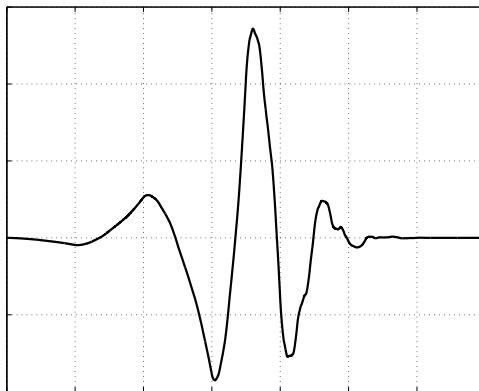
3.1.3 Vlnková transformace

Vlnková transformace (wavelet transform) umožňuje rozložit složitější signál na lineární kombinaci jednodušších v časově-frekvenční oblasti. Na rozdíl od Fourierovy transformace, která poskytuje informace o frekvencích v celém obrazu signálu, vlnková transformace analyzuje signál v obou definičních oborech. Využívá tzv. okna – vlnek, které v čase ohraňují části signálu. Dovoluje tedy časovou lokalizaci příslušných frekvencí. Vhodnou změnou šířky a tvaru okna lze dosáhnout optimálního rozlišení v čase i frekvenci. Pro nízké frekvence je okno širší, pro vysoké užší. To přináší výhodu proti Krátkodobé Fourierově transformaci (Short-Time Fourier Transform - STFT), která využívá také rozdelení na okna, ale s konstantní šířkou.



Obrázek 3.7: Princip rozkladu vlnkové transformace, [24]

Charakteristickou vlastností vlnkové transformace je zmíněné okno – mateřská vlnka (mother wavelet), slouží k rozložení signálu a detekci lokálních detailů v jeho průběhu. Matlab toolbox pro transformaci obsahuje několik sad mateřských vlnek – Daubechies, Biorthogonal, Gaussian, Morlet atd. Jejich volba závisí na konkrétním tvaru filtrovaného signálu, snahou je co nejbližší podobnost. Jde o intuitivní záležitost, přesto pro volbu existuje několik pomocných pravidel, více ve skriptech [22],[24]. Nejhodnější vlnkou se během testování ukázala Daubechies db4. Jednoduchým testem je dekompozice a zpětná rekonstrukce signálu bez prahování, vhodnou volbou vlnky se musí rekonstruovaný signál co nejvíce blížit původnímu.

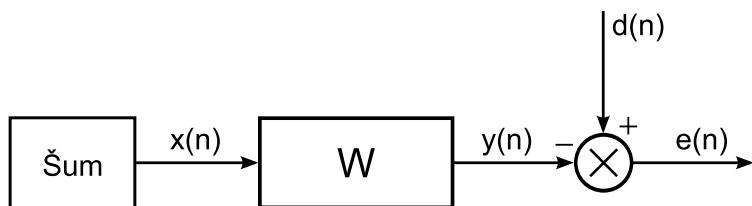


Obrázek 3.8: Vlnka z rodiny Daubechies – db4

Doposud zmíněné filtrační metody užívají apriorní informace, vyžadují znalosti systému a vzniku signálu. Pokud však chceme filtr aplikovat na neznámý systém, jehož vývoj je obtížně předvídatelný a v čase proměnný, je třeba realizovat filtr adaptivní, který je schopen sám se učit a získávat potřebné informace v průběhu filtrace, [21].

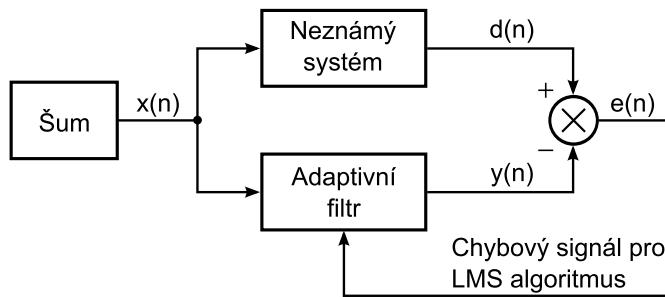
3.1.4 Adaptivní filtrace LMS

Metoda LMS (Least-Mean Square) minimalizující střední kvadratickou odchylku vychází z principu Wienerova filtru, který odhaduje původní signál $y(n)$ z měřeného zarušeného signálu $d(n)$ a sumu $x(n)$. Struktura filtru W je na obr. 3.9.



Obrázek 3.9: Struktura Wienerova filtru – rušivý signál (pohyb těla) $x(n)$, naměřený PPG signál s pohybovými artefakty $d(n)$, výstup Wienerova filtru $y(n)$ a chybový signál $e(n)$

Filtr minimalizuje střední hodnotu kvadrátu $E[e^2]$ chybového signálu $e(n) = d(n) - y(n)$. Předpoklad Wienerovy filtrace je, že jsou signály $x(n)$ a $d(n)$ stacionární. LMS pracuje i s nestacionárními signály a používá pro odhad okamžité hodnoty $e^2(n)$, tj. minimalizuje kritérium $E[e^2(n)]$. Tím dochází k úpravě koeficientů w filtru v čase. Struktura LMS (obecně adaptivního filtru) je na obr. 3.10.



Obrázek 3.10: Struktura adaptivního filtru – rušivý signál (pohyb těla) $x(n)$, naměřený PPG signál s pohybovými artefakty $d(n)$, výstup adaptivního filtru $y(n)$ a chybový signál pro LMS algoritmus

LMS algoritmus se skládá zjednodušeně z následujících tří kroků:

- Výpočet odhadu výstupu filtru $y(n) = x(n)^T w_n$, kde w_n je hodnota koeficientů w filtru v čase n .
- Výpočet chybového signálu $e(n) = d(n) - y(n)$.
- Aktualizace koeficientů w filtru

$$w(n+1) = w(n) + \mu e(n)x(n), \quad (3.9)$$

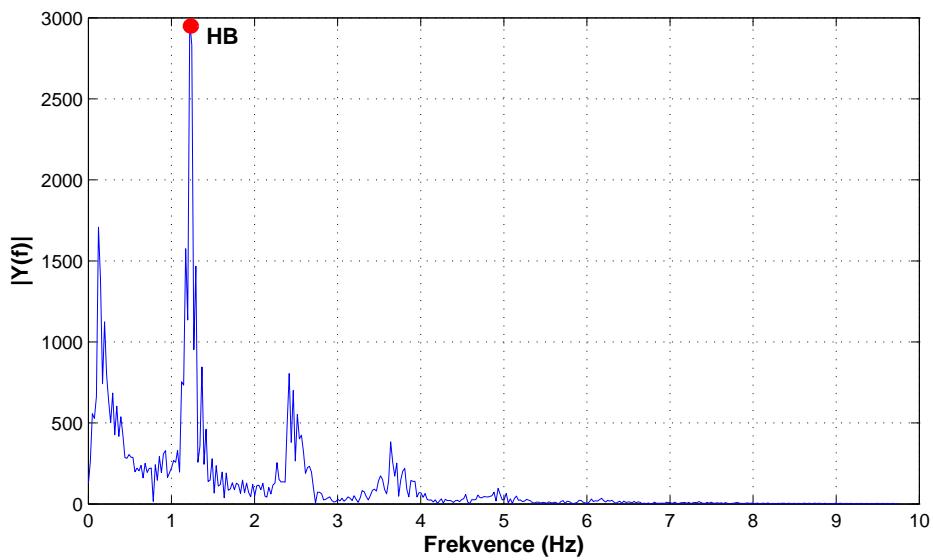
kde μ je velikost kroku filtru, která určuje rychlosť konvergencie. Správná hodnota není explicitně definována a je volena experimentálně. Dalšími modifikacemi filtru jsou LMS s proměnnou délou kroku (Variable-Step LMS – VSLMS), normalizovaný LMS (Normalized LMS – NLMS) a další.

3.2 Metody detekce srdečního tepu

V okamžiku, kdy je k dispozici extrahovaný signál z šumu a pohybových artefaktů, lze na něj aplikovat algoritmy k detekci srdečního tepu. Vzhledem k tomu, že je hlavním cílem měření srdečního tepu (dále jen HB, zkratka anglického heart beat), nemusejí filtry ani detekční metody zohledňovat zachování tvaru signálu, který je podstatný např. u pulzní oxymetrie či pro hlubší analýzu PPG křivky, kterou se zabývají v [5] a [2]. Testovány byly metody detekce HB jak v časové tak i ve frekvenční oblasti.

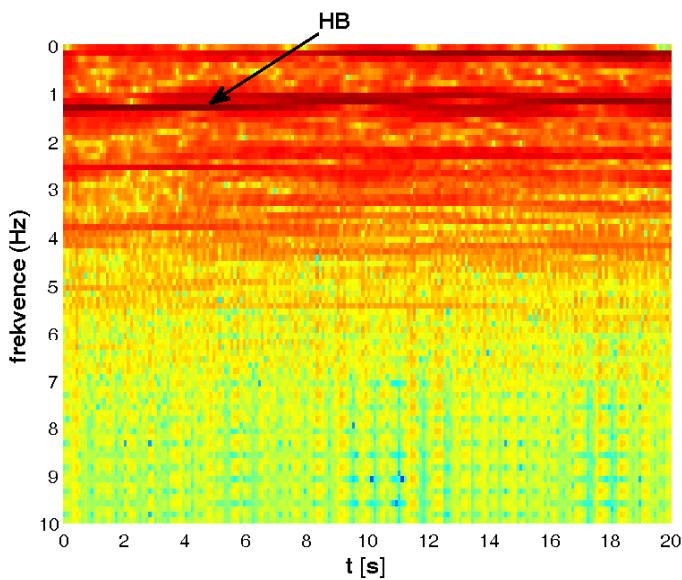
3.2.1 Spektrální analýza

Analýza signálu ve frekvenční oblasti spočívá ve využití rychlé Fourierovy transformace FFT (Fast Fourier Transform). V klidovém stavu odpovídá nejvýraznější špička ve spektru srdečnímu tepu HB. Ve spektru se mohou vyskytnout i další špičky odpovídající dýchání, frekvenci periodicky se opakujících pohybových artefaktů jako chůze či běhu a jejich vyšší harmonické, obr. 3.11. Jak již bylo zmíněno, zpracován je celý signál najednou. Proto není tato metoda vhodná k průběžnému monitorování. Jedna z modifikací FFT je Krátkodobá Fourierova transformace STFT (Short-Time Fourier Transform), zpracovává spektrální analýzu po oknech v čase. Na obr. 3.12 je tato analýza zobrazena jako „barevná mapa“. STFT efektivně zobrazuje významné frekvence jako funkci času, je však méně vhodná pro automatické vyhodnocování.



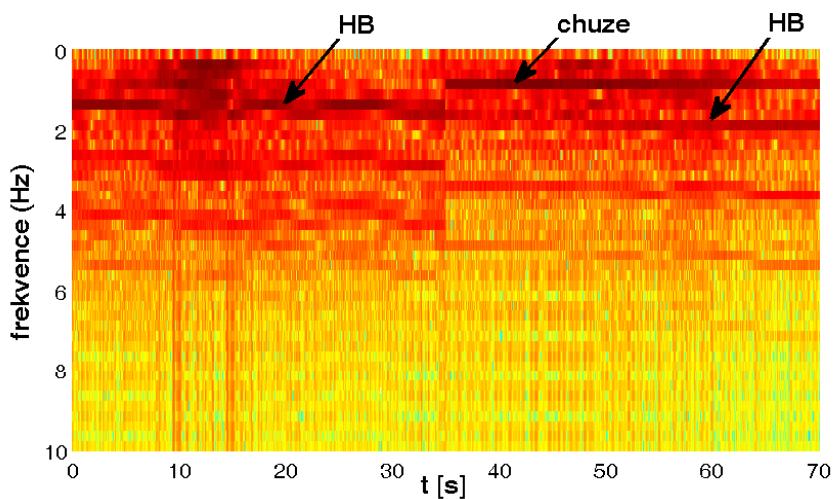
Obrázek 3.11: Spektrální analýza PPG signálu v klidu – FFT, ve spektru je patrná frekvence HB a jeho vyšší harmonické

Ve spektru je významná složka i okolo $0,1\text{ Hz}$, původ pomalé frekvence v signálu je připisován psychickému stresu sledované osoby, podrobnější informace jsou ve studii [5]. Všechny zmíněné frekvence ve spektru jsou patrné i v analýze pomocí STFT na obr. 3.12.



Obrázek 3.12: Spektrální analýza (STFT) v klidu, nejtmavší odstín červené barvy odpovídá srdečnímu tepu, patrná je i 2. a 3. harmonická

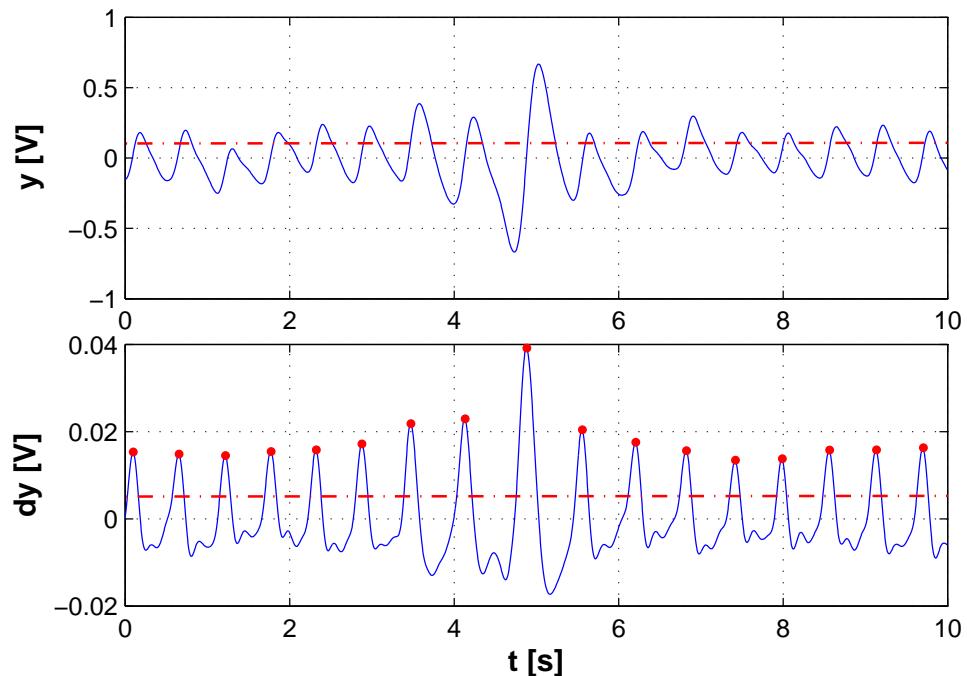
Analýza FFT a STFT byla aplikována na signál měřený za klidového stavu, spektrum je v čase relativně neměnné a s jistým omezením lze použít FFT. V okamžiku, kdy se v signálu začnou projevovat pohybové artefakty nebo změna rychlosti srdečního tepu, výhodnější je STFT. Na obr. 3.13 je ilustrován vznik pohybových artefaktů v důsledku chůze, FFT analýza stejného případu je na obr. 4.12.



Obrázek 3.13: Spektrální analýza (STFT) v pohybu – 35 s v klidu a 35 s za chůze

3.2.2 Detekce v časové oblasti

Detekce v časové oblasti spočívá v nalezení špiček v signálu a vzdálenosti mezi nimi. Průměrováno je několik po sobě jdoucích špiček. Vysoký počer zpřesňuje průměrnou hodnotu HB, ale okamžitý skok vyvolává malou změnu. K hledání maxim je možné využít 1. derivace signálu, obr. 3.14. Z fyzikálního hlediska jde o rychlosť změny, ta je význačná právě u systolické fáze PPG křivky. Pokud je správně zvolena prahová hodnota, signál vyšší než tento práh je vyhodnocen jako HB. Nejjednodušším řešením v prostředí Matlab je použití funkce *findpeaks()*.



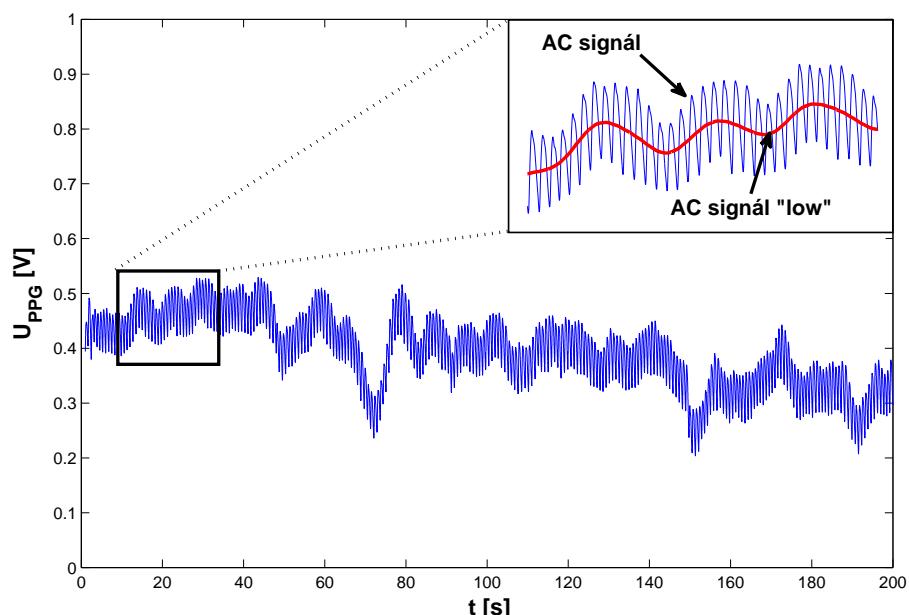
Obrázek 3.14: Detekce HB s využitím 1. derivace signálu, červeně je zobrazena prahová hodnota a na jejím zakladě detekované HB

Dalšími možnostmi předzpracování je využití umocnění signálu nebo obálková analýza. Mocniny vyššího řádu zdůrazní HB špičku a zvýšují jeho odstup od šumu. Obálková metoda (resp. Hilbertova transformace) kopíruje původní signál průběhem s nižší frekvencí a vytvoří tzv. obálku. V Matlabu je analýza prováděna funkcí *hilbert()*. Ve většině případů, pokud bylo třeba zvýraznit HB špičky po použití filtračním metod v kapitole 3.1, byly dostačující metody využívající mocninu, 1. derivaci popř. jejich kombinaci.

Kapitola 4

Experiment

Typický průběh naměřeného PPG signálu v klidu je na obr. 4.1, intenzita DC složky je mnohem větší než je AC složka. Nejen pletysmografický AC signál, ale i AC_{low} složka (v některých literaturách označováno jako pomalu se měnící DC složka) vykazuje periodicitu a obsahuje cenné informace. Podrobnějším rozborem nízkofrekvenčních složek PPG signálu, jako důsledek stresu, se zabývají v článku [5]. Pokud jde jen o detekci HB, DC složka může být odfiltrována. Průběh byl získán dlouhodobým měřením s přípravkem LAVIMO, námi navržený PPG modul, popsaný v kapitole 2.3.3, určený k záznamu tepové frekvence již v rámci předzpracování signálu DC složku filtruje.

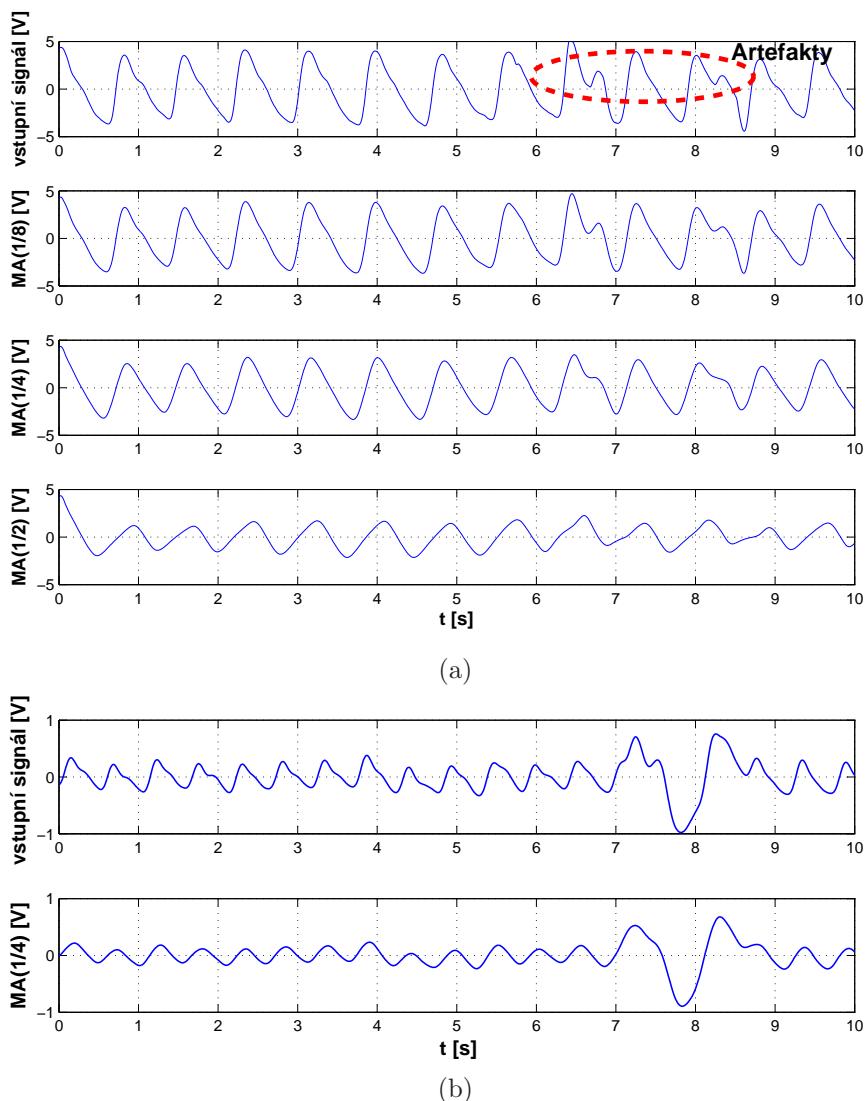


Obrázek 4.1: Detail dlouhodobého nefiltrovaného PPG signálu – modrý průběh je AC složka a červeně nízkofrekvenční AC složka měřeného signálu, naměřeno s připravkem LAVIMO

4.1 Testování filtračních a detekčních metod

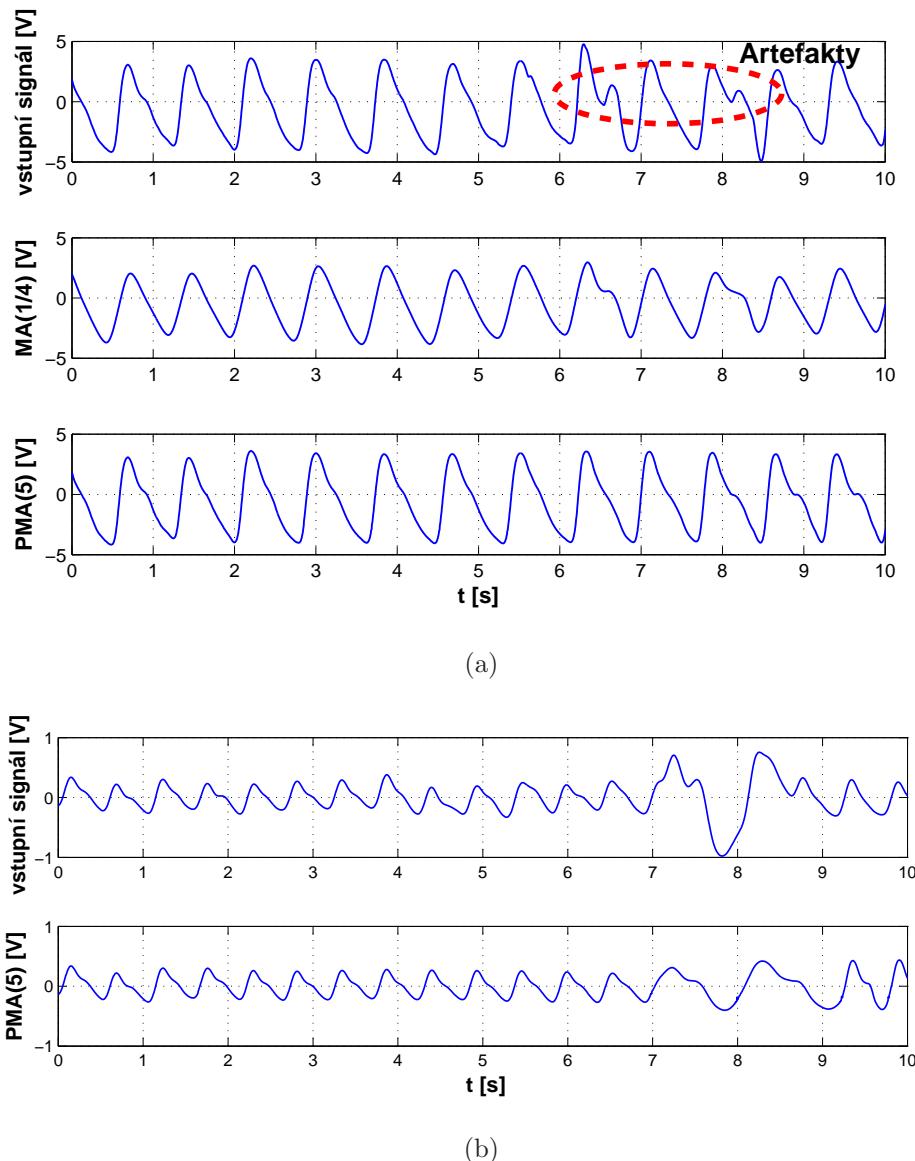
4.1.1 Klouzavý průměr a periodický klouzavý průměr

Použití klouzavého průměru s různou délkou okna (typicky vztahováno k vzorkovací frekvenci, vzorkováno 200 Hz) je na obr. 4.2, jedná se o jednoduchou metodu průměrující N předešlých vzorků. Aplikování je vhodné na nezarušené nebo slabě zarušené signály jako obr. 4.2(a), významnější pohybové artefakty již znemožňují jeho použití a je třeba sáhnout po robustnějších algoritmech, obr. 4.2(b).



Obrázek 4.2: (a) Porovnání MA filtrů k odstranění pohybových artefaktů v signálu – volna okna $1/8$, $1/4$, a $1/2$ vzorkovací frekvence,
 (b) použití na signál s velkými pohybovými artefakty

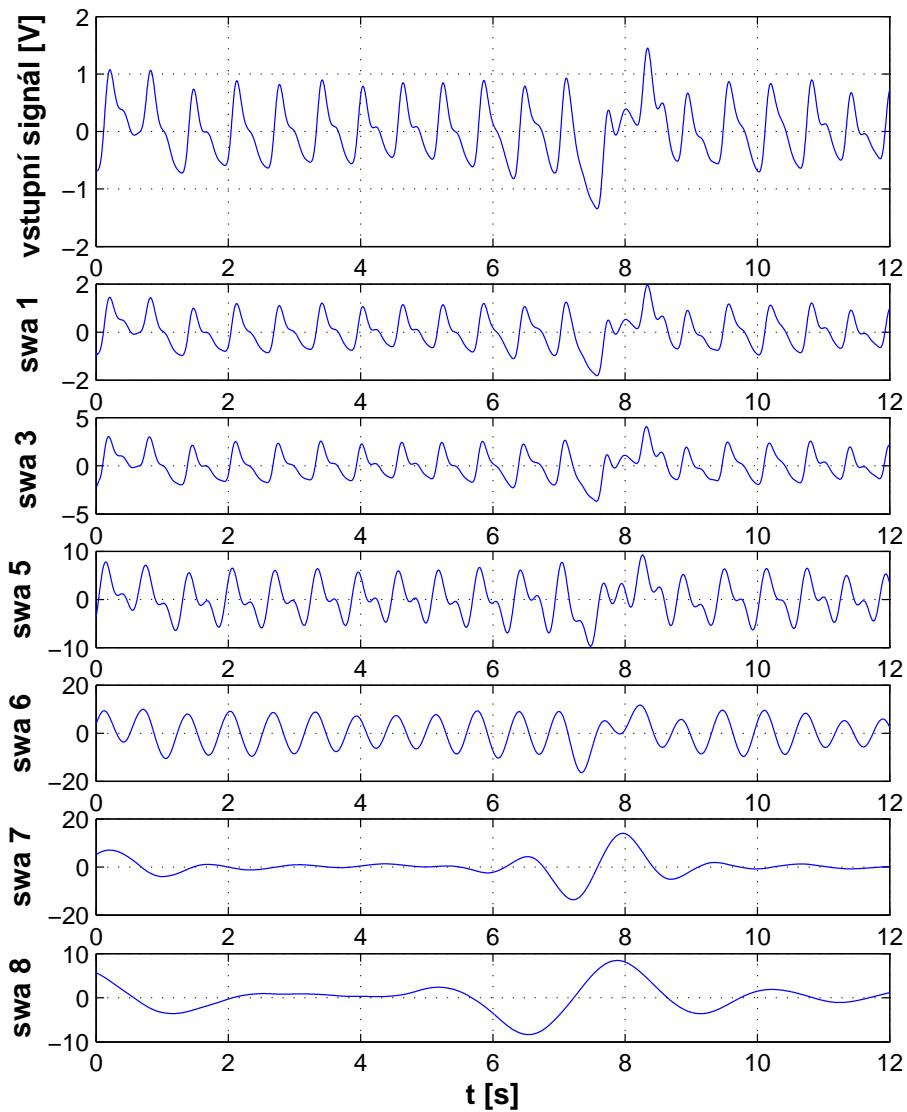
Modifikací klouzavého průměru MA je již v kapitole 3.1.2 detailně popsáný periodický klouzavý průměr PMA. U periodického signálu vykazuje kvalitnější výsledky filtrace, pohybové artefakty jsou však obdobnou mírou limitujícím faktorem. Porovnání MA a PMA je na obr. 4.3(a). Počet průměrovaných period určuje odolnost proti rušení, ale zároveň jeho odezvu na změny. Efektivní filtrace je možná max. při 1–2 zarušených periodách s oknem 5 period obr. 4.3(b).



Obrázek 4.3: (a) Porovnání MA (okno 1/4 vzorkovací frekvence) a PMA (okno 5 period) filtrů k odstranění pohybových artefaktů, (b) použití na signál s velkými pohybovými artefakty

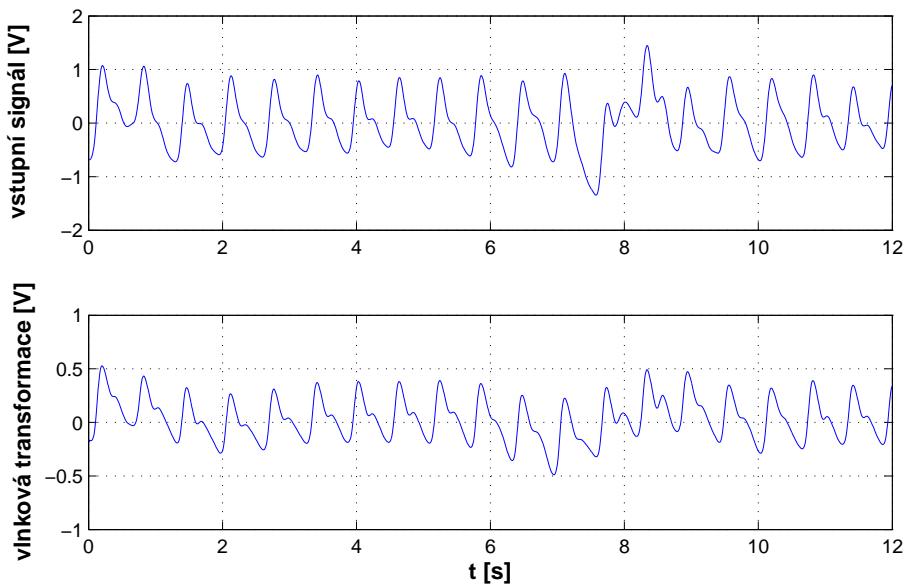
4.1.2 Vlnková transformace

Vlnková transformace provádí několikaúrovňovou dekompozici vstupního signálu na tzv. approximaci a detaily resp. koeficienty approximace a koeficienty detailů (v Matlabu rozklad na tzv. *swa* a *swd*). Odstranění artefaktů vlnkovou transformací spočívá v předpokladu, že je užitečný signál reprezentován jinou sadou koeficientů než samotné artefakty (v obecném případě rušení). Potlačení jednotlivých koeficientů se provádí prahováním. Podrobnější informace o dekompozici, prahování a zpětné rekonstrukci signálu jsou ve skriptech [22]. V tomto případě byl signál dekomponován až do hloubky 7, viz obr. 4.4.



Obrázek 4.4: Vlnková transformace – rozklad na koeficienty approximace

Koeficienty approximace 1–5 se od sebe liší jen zanedbatelně, proto byly některé z nich v předchozím obrázku vynechány. Pokud byly pomocí prahování potlačeny koeficienty 7 a 8 (reprezentují spektrum 0–0,78 a 0,78–1,56 Hz), byly úspěšně ze signálu artefakty odstraněny, viz obr. 4.5. Analýzou srdeční aktivity v zarušeném signálu pomocí vlnkové transformace se zabývají např. v [17]. Tento způsob filtrace vykazuje již velmi kvalitní výsledky, záleží však na frekvenci artefaktů a tím i možnost odlišení od užitečného signálu.

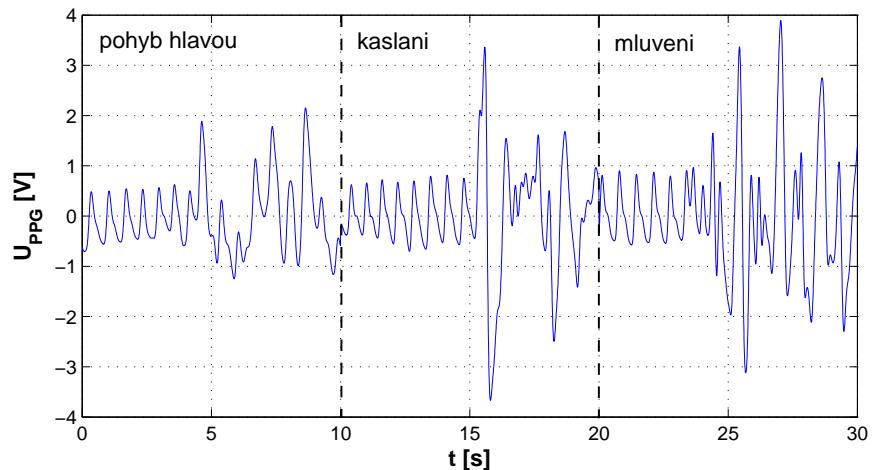


Obrázek 4.5: Vlnková transformace – odstranění pohybových artefaktů

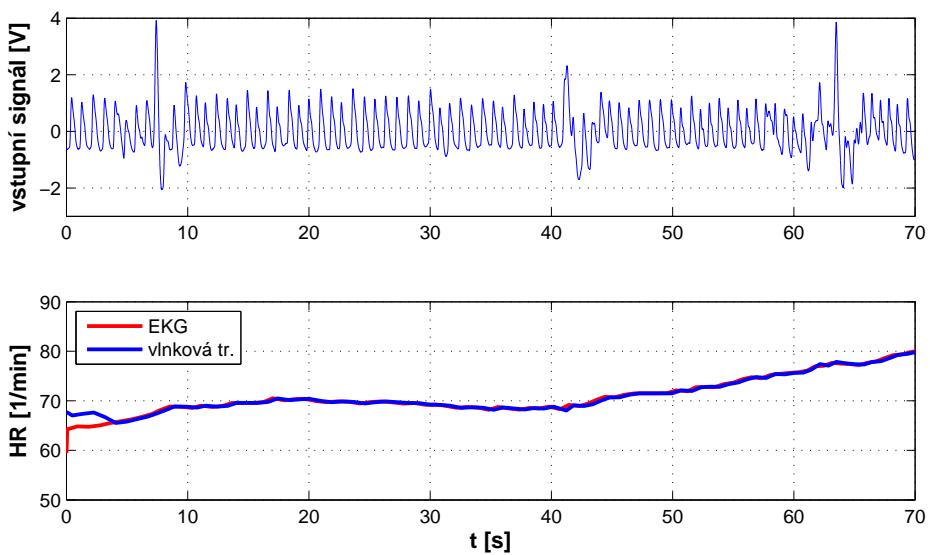
4.2 Dlouhodobé monitorování

Po senzoru do ucha a PPG modulu máme nyní k dispozici i filtrační prostředky, tedy vše potřebné k experimentování a testování možností dlouhodobého monitoringu. Měření probíhalo v řádech minut až hodin, simulovány běžné denní činnosti jako chůze, práce na PC a sledování TV jako typické zdroje artefaktů obr. 4.6. Výstupem měřicí, filtrační a detekční činnosti by měla být kontinuálně sledovaná srdeční tepová frekvence (dále jen HR, zkratka anglického heart rate), příklad je na obr. 4.7. Na počátku monitorování dochází ke zpoždění ve sledování HR v důsledku průměrování N srdečních cyklů. Za předpokladu dlouhodobého měření je to nepodstatné zpoždění. Signál byl měřen při klidovém stavu, artefakty v tomto případě nejsou důsledkem pohybu těla, ale pouze svalů ve sluchovodu.

K tomu dochází při polykání, zývání, ale i mluvení, jak je ilustrováno na obr. 4.6. Nejsou však tak výrazné a limitující, jako artefakty pohybové. Od této bude pojmenován pohybový artefakt znamenat pouze důsledek pohybu těla resp. hlavy.



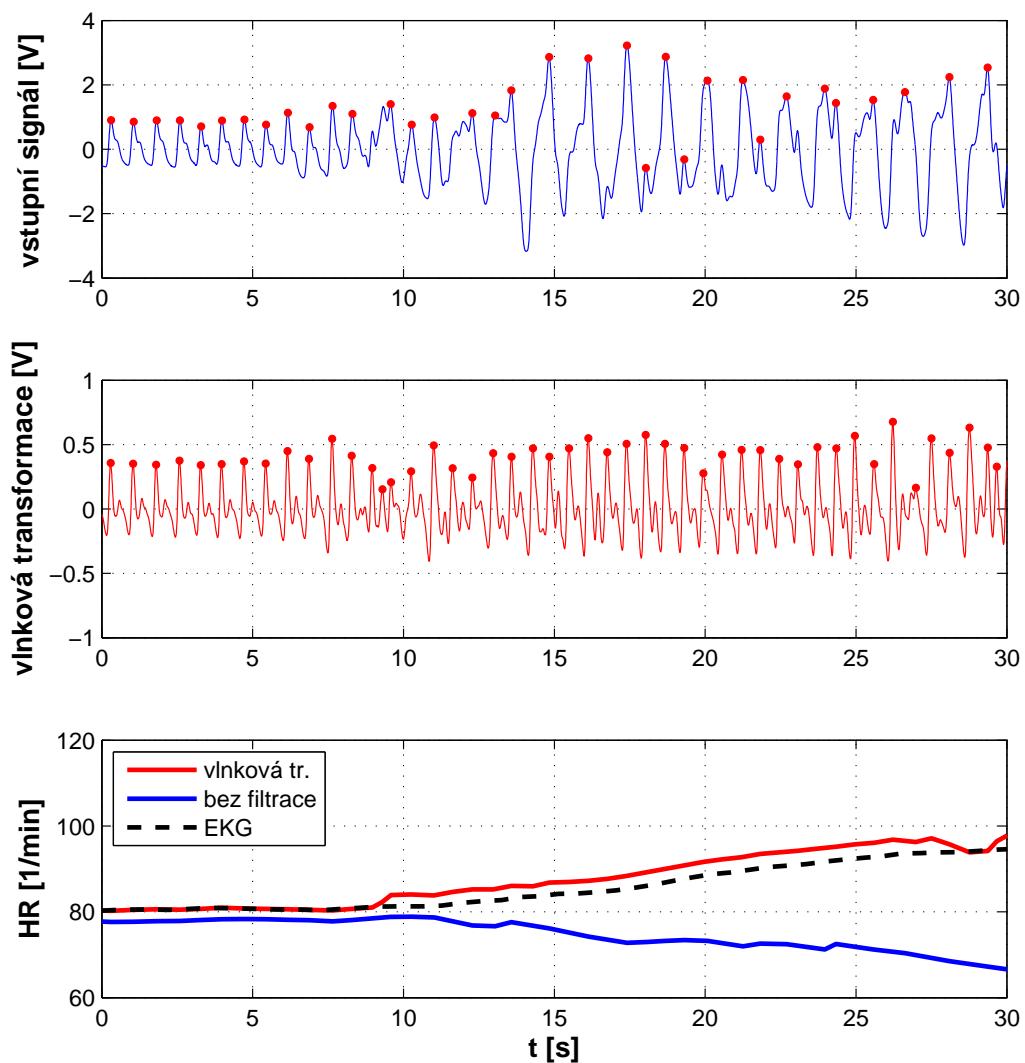
Obrázek 4.6: Typické zdroje artefaktů



Obrázek 4.7: Záznam tepové frekvence HR pomocí vlnkové transformace, průměrování oknem délky 30, referencí je EKG

Správné vyhodnocení tepové frekvence HR pochopitelně souvisí se správnou detekcí HB. Testování filtračních a detekčních metod je nejzdlouhavější částí experimentu, neboť je třeba „ručně“ kontrolovat, co dané metody vyhodnocují jako správný HB. Dochází totiž k situacím, kdy je detekován přesný počet HB, ale při detailnějším pohledu nejsou některé HB detekovány a jiné artefakty detekovány falešně. To byl hlavní důvod, proč byly signály

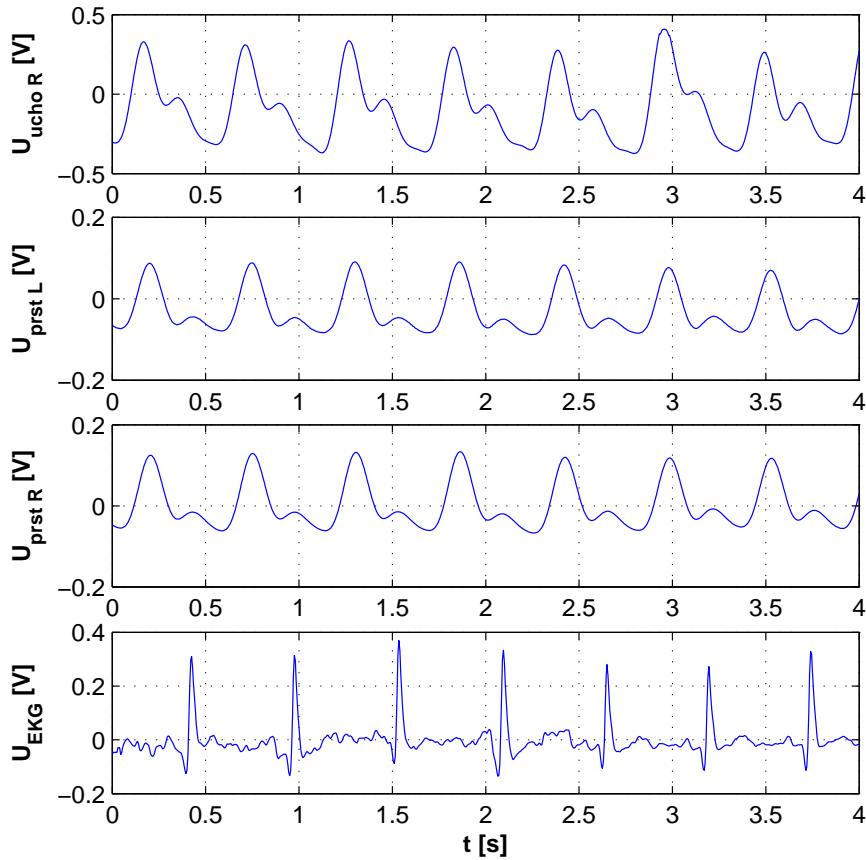
zpracovávány po kratších úsecích o cca. 2 minut, čemuž odpovídá 120–180 HB. Detekce tepové frekvence u pacientů by měla sloužit jako ochranné opatření v kritických situacích, kdy může dojít až k zástavě srdce. Pokud dochází u průběhu k falešné nebo chybné detekci HB, nemusí být daná metoda ihned zamítnuta. Záleží, jaký je poměr správně a chybně detekovaných HB. Z praktického hlediska není podstatné, zda je HR 80 nebo s ochylkou 80 ± 5 tepů za minutu, ale zda je 80 nebo 120 a zda je deklarován poměr správné detekce za všech podmínek. Vliv chybné detekce HB na výsledný HR je na obr. 4.8. Výsledky jednotlivých filtrací, stejně tak výsledky pro experiment na běžícím pásu, jsou prezentovány v souhrnné části 4.4.



Obrázek 4.8: Vliv chybné detekce HB na HR – červené body jsou detekované HB v signálu čistém a filtrovaném vlnkovou transformací, průměrování HB oknem délky 30, referencí je EKG

4.3 Experiment na běžícím pásu

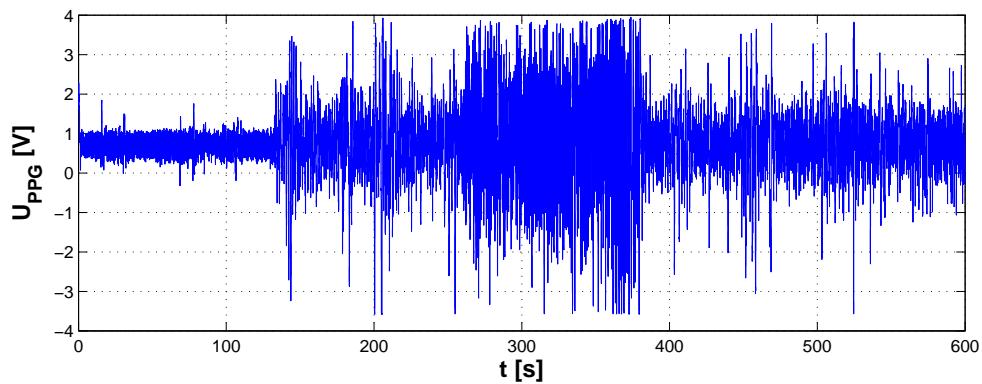
Jako zajímavý zátěžový test byl zvolen experiment na běžícím pásu. Chůze a běh na pásu byl silným zdrojem periodického rušení a hlavním účelem tohoto experimentu bylo zjistit, zda je možné detekovat srdeční tep i ze silně zarušeného PPG signálu. Jak již bylo zmíněno v kapitole 3, spolu s PPG snímačem v uchu byly zaznamenávány PPG na levé a pravé ruce (resp. prstu), jako reference EKG a signály z akcelerometrů umístěných na hlavě. Paralelně zaznamenané biologické signály ze všech senzorů jsou na obr. 4.9.



Obrázek 4.9: Experiment na běžícím pásu – biologické signály

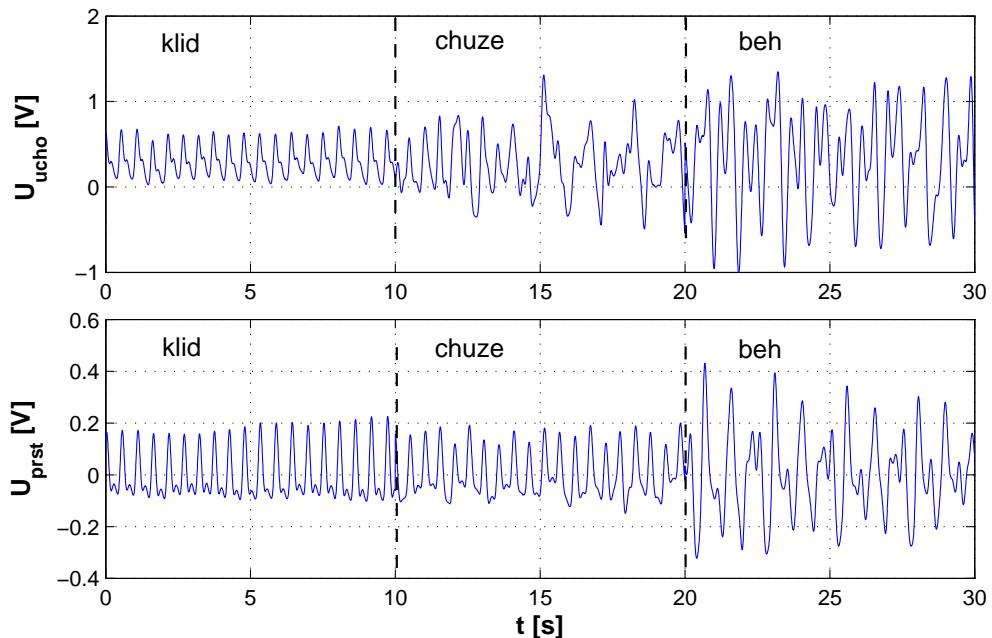
Vzhledem k silnému rušení bylo vhodným řešením použít adaptivní filtry, zdroj rušení působící na PPG signál je pohyb samotný, byl zaznamenáván akcelerometry a použit k odstranění artefaktů ze signálu. Využitím akcelerometrů k odstranění artefaktů se již zabývali v článcích [12], [14], [16]. Většinou se ale jednalo o měření PPG na prst, kde byly umístěny i akcelerometry. Přenos pohybu do PPG signálu jako rušivý element je však v našem případě, při měření v uchu, složitější než je tomu na prstu. Měření probíhalo v

několika etapách, 2 min v klidu, 2 min chůze rychlostí 4 km/h, 2 min běh rychlostí 8 km/h a opět 4 min chůze. PPG signál měřený v uchu za celých 10 min je na obr. 4.10.



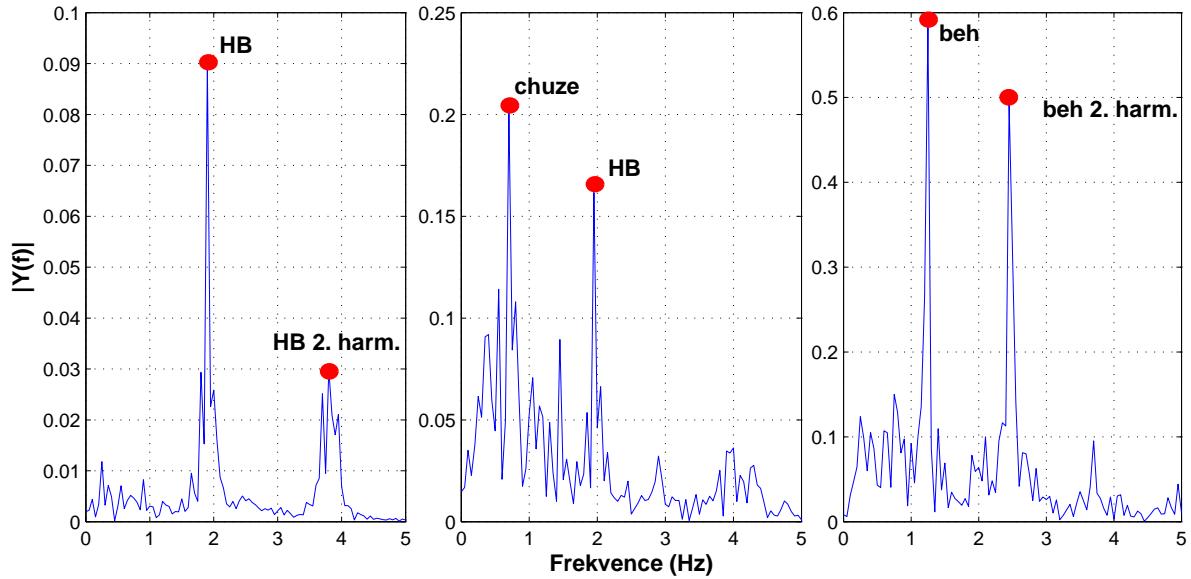
Obrázek 4.10: Experiment na běžícím pásu – 10 minutový záznam PPG signálu, měřeno senzorem v uchu

Záznamy PPG signálu na prstu a v uchu měřeném v klidu, chůzi a běhu jsou na obr. 4.11. PPG v uchu vykazuje větší náchylnost na pohyb než je tomu na prstu (ruka se senzorem byla zafixována k tělu). Již během chůze působí otřesy na senzor a jsou zdrojem artefaktů.

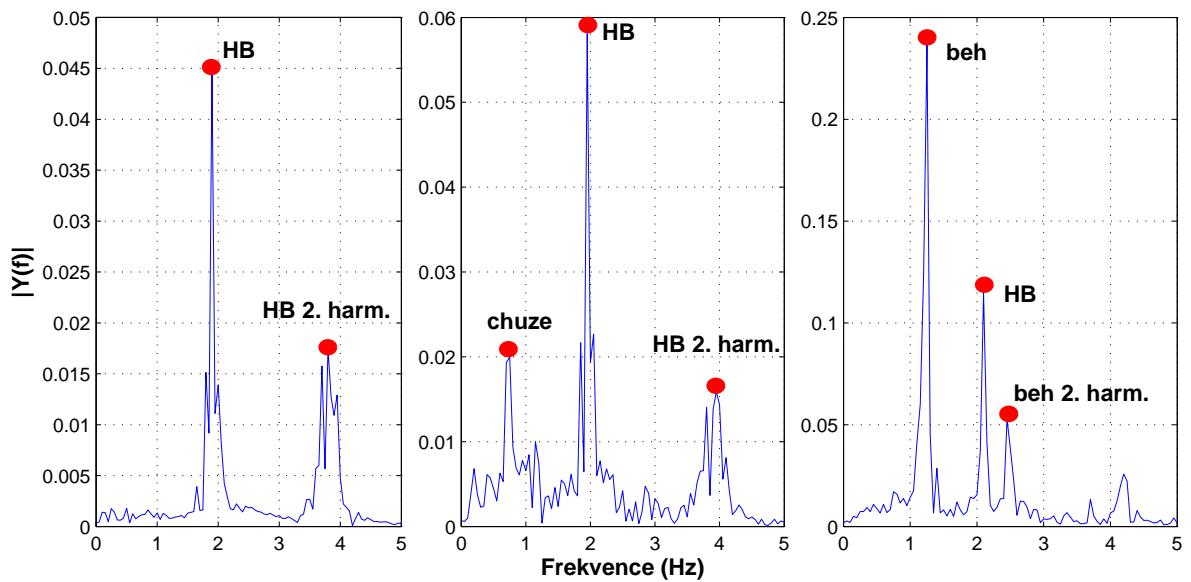


Obrázek 4.11: Experiment na běžícím pásu – záznam signálu měřeném v uchu a na prstu; 10 s klid, 10 s chůze a 10 s běh

Při pohybu na pásu dochází k otřesům senzoru s každým krokem a frekvence tohoto pohybu se promítá do užitečného signálu. To komplikuje situaci především ve chvíli, kdy je rychlosť pohybu resp. jeho frekvence shodná nebo blízká frekvenci srdečního tepu. Spektrální analýza signálů z obr. 4.11 je na obr. 4.12 a obr. 4.13.

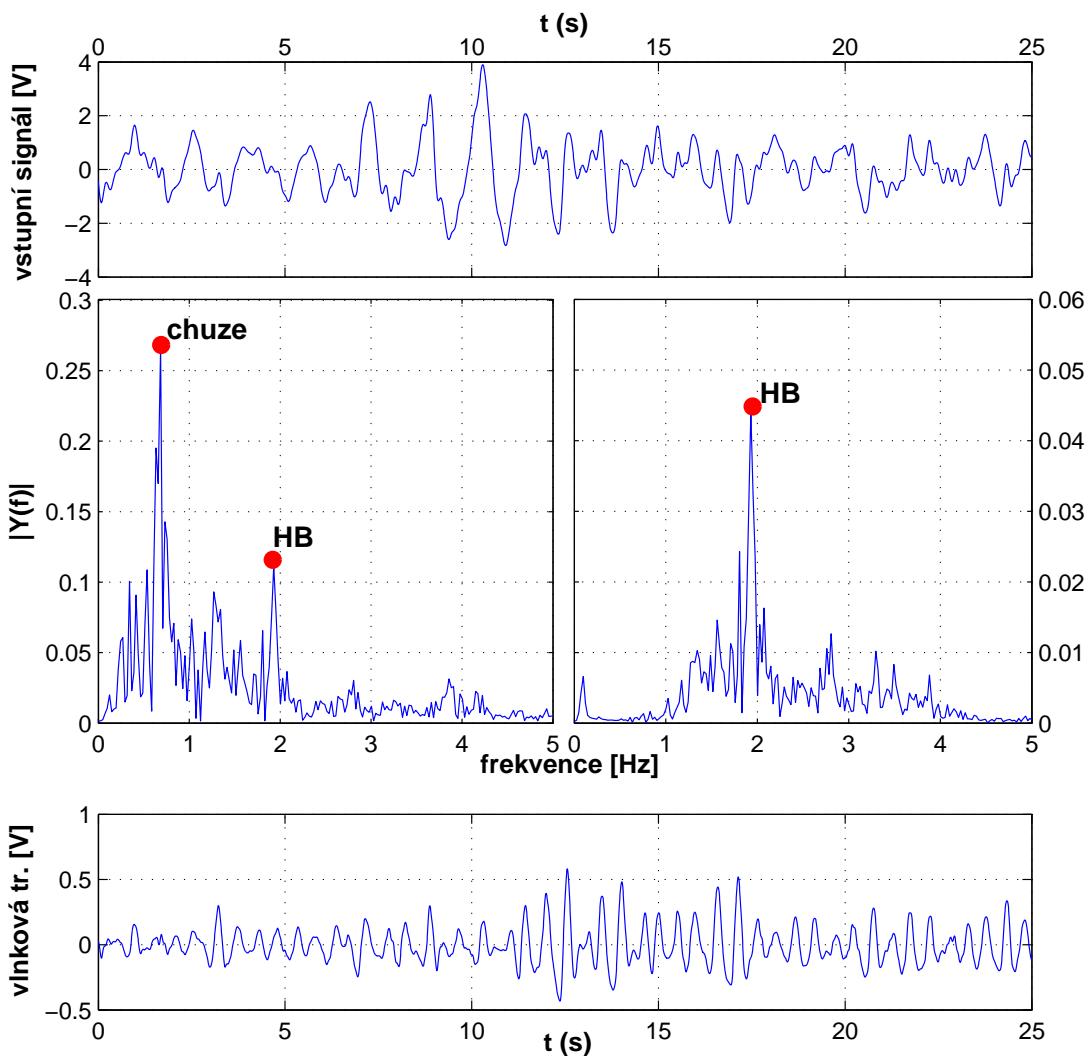


Obrázek 4.12: Spektrální analýza PPG v uchu – klid, chůze a běh



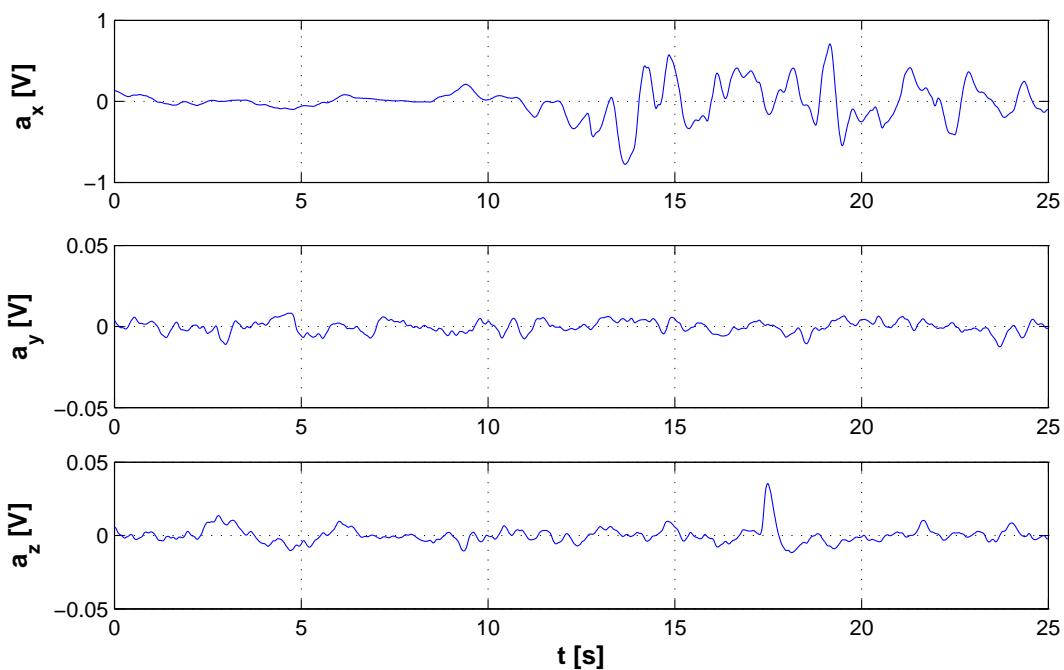
Obrázek 4.13: Spektrální analýza PPG na prstu – klid, chůze a běh

V klidovém stavu je jasně patrný srdeční tep a jeho 2. harmonická. Za chůze je v signálu v uchu již výraznější frekvence chůze než HB, na prstu je HB stále nejvýznačnější ve spektru i s 2. harmonickou. Při běhu je efekt pohybu ještě značnější, na prstu je na rozdíl od ucha HB stále dobře rozpoznatelný. Komplikace by nastala při cca. dvojnásobné rychlosti běhu, kdy by jeho frekvence splynula s HB i u signálu na prstu. Totožná situace může nastat u poloviční frekvence pohybu oproti HB, kdy se bude s HB shodovat 2. harmonická. Na obr. 4.14 je spektrální analýza čistého PPG signálu naměřeného během chůze na pásu a analýza filtrovaného vlnkovou transformací. Ze signálu jsou odstraněny artefakty chůze a je zdůrazněn HB.



Obrázek 4.14: Spektrální analýza čistého a filtrovaného signálu vlnkovou transformací, signál měřen během chůze na pásu

3D MEMS akcelerometr měří zrychlení ve všech 3 osách, ukázka signálů je na obr. 4.15. Z průběhu je vidět, že při pohybu dochází ke zrychlení převážně v ose x, ve vertikálním směru. V ostatních osách lze zrychlení považovat jako zanedbatelné. Proto byl tento signál a_x zvolen hlavním zdrojem rušení. Vzorkovací frekvence akcelerometrů je 32 Hz, vyšší frekvence by nebyla přínosná, neboť se lidské svaly pohybují mnohem pomaleji a nežádoucí by byl i zesilovaný šum. Vzorkovací frekvence biologických signálů je 200 Hz, aby mohly být zpracovávány společně se signálem z akcelerometru, musely být převzorkovány na společnou frekvenci. Jako kompromis byla zvolena frekvence 100 Hz.

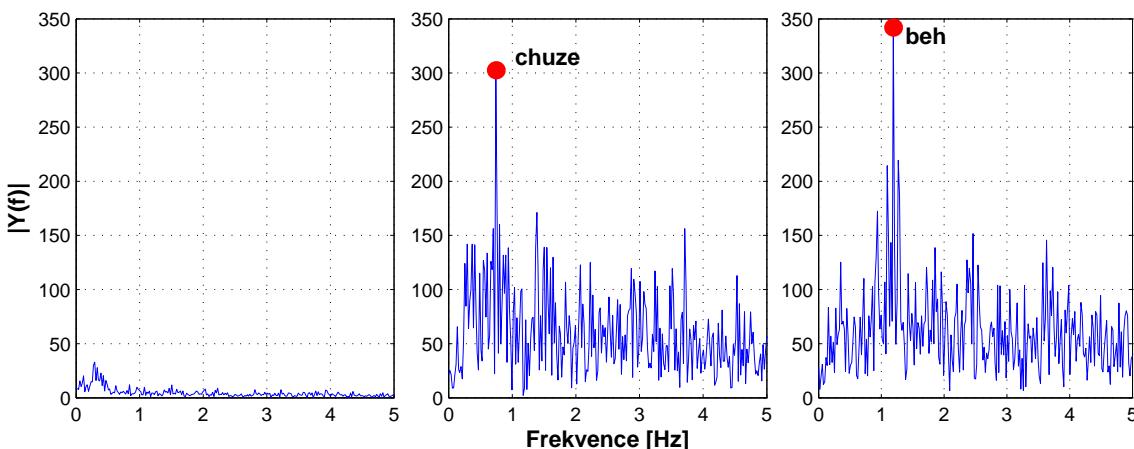


Obrázek 4.15: Experiment na běžícím pásu – signály z akcelerometrů v osách x, y a z, 10 s v klidu a 15 s chůze na pásu

4.3.1 Adaptivní filtrace LMS

Doposud použité filtrační metody pracovaly pouze se samotným PPG signálem, vstupem adaptivních filtrů je navíc i šum a podstatou adaptivní filtrace je tento šum z užitečného signálu odstranit, 3.1.4. Šumem je v tomto experimentu signál z akcelerometru x – a_x , obr. 4.15. Adaptivní filtry jsou v Matlabu součástí třídy *adaptfilt*, obsahuje algoritmy pro LMS, normalizovaný LMS, Variable-Step LMS atd. Frekvence chůze a běhu získané analýzou PPG signálů (obr. 4.12 a obr. 4.13) odpovídá stejným frekvencím v signálu

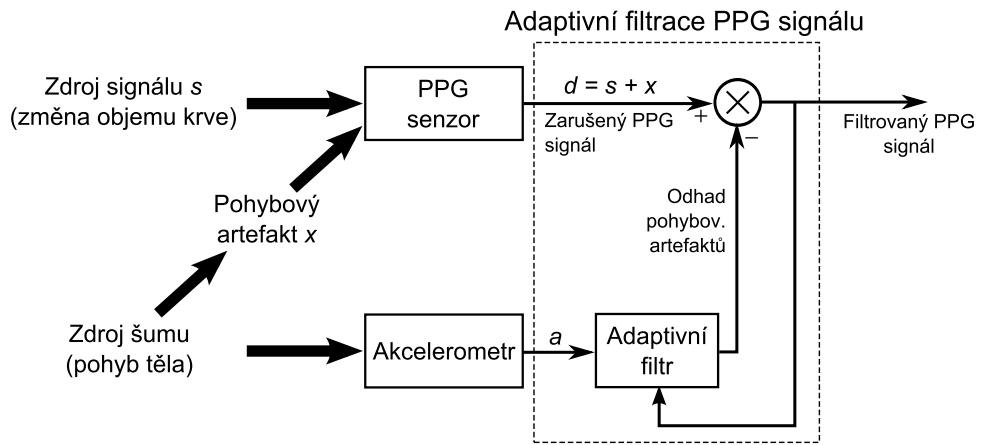
z akcelerometru, obr. 4.16. Tato informace může být, kromě adaptivní filtrace, použita i u vlnkové transformace. Změřená frekvence pohybu je odstraněna prahováním sady příslušných koeficientů, které jí odpovídají. Další jednoduchou metoudou může být aplikace pásmové zádrže pro danou frekvenci a její harmonické.



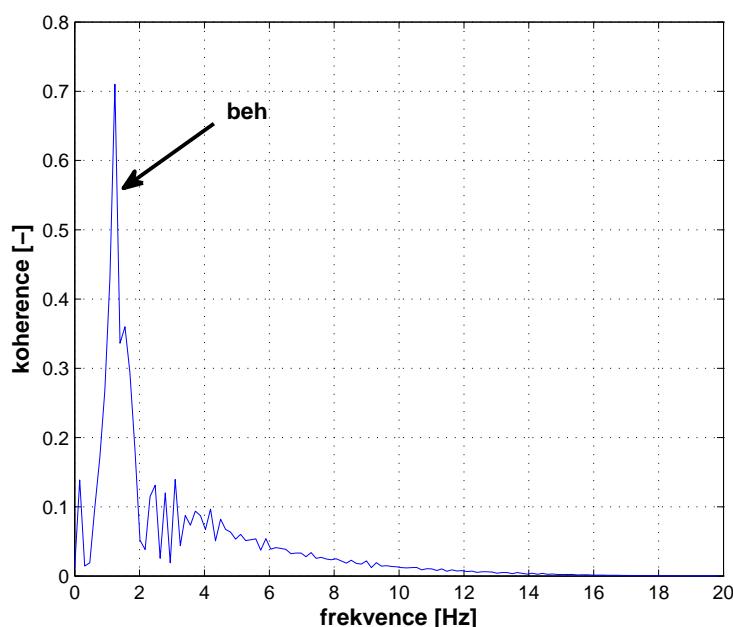
Obrázek 4.16: Spektrální analýza signálu z akcelerometru – experiment v klidu, za chůze a běhu

Signál z akcelerometru byl filtrován pásmovou propustí 0,5–5 Hz, nižší frekvence vyvolaná pomalým plynulým pohybem artefakty nepřispívá, vyšší frekvence pohybu než 5 Hz je u běhu nepravděpodobná. LMS byl aplikován pouze na signál při chůzi a při běhu, neboť bez výrazného pohybu data z akcelerometru nepřináší novou informaci. Řád filtru přímo souvisí se vzorkovací frekvencí, čím vyšší je frekvence, tím musí být vyšší řád filtru, aby bylo zachováno frekvenční rozlišení. Proto byla vzorkovací frekvence snížena na 40 Hz, čímž je zároveň sníženo zpoždění filtru. Jak již bylo řečeno, ladění parametrů LMS filtru je spíše intuitivní záležitost a jsou voleny experimentálně nebo na základě zkušeností. Volba řádu filtru vycházela z prací [15] a [14], kvalitní výsledky byly dosaženy s řádem 10–30. Na obrázku obr. 4.17 je blokové schéma konkrétní aplikace adaptivní filtrace pro odstranění artefaktů. Ke správné filtrace je nutné, aby byly signály s a a korelované tj. byla mezi nimi lineární závislost. Závislost vzniku artefaktů v důsledku pohybu je však nelineární, proto je tato podmínka korelace monitorována pomocí koherence signálu. Pokud jsou totiž signály nekorelované, adaptivní filtrace není použitelný nástroj. Koherence zarušeného PPG signálu a zrychlení z akcelerometru za běhu je na obr. 4.18. Koherence udává závislost těchto signálů jako funkci frekvence. Vysoká koherence je právě pro frekvenci běhu, která je hlavním zdrojem rušení, viz obr. 4.13 a obr. 4.12. Ostatní frekvence jsou nekorelované, nemají vliv na správnou filtrace a naopak působí jako rušivý faktor. Z

tohoto důvodu je zrychlení z akcelerometru filtrováno ještě v užším frekvenčním pásmu 0,5–2 Hz. Během experimentu se ukázalo, že vznik artefaktů v důsledku zrychlení a není okamžitý a že mezi těmito jevy dochází ke zpoždění. Velikost zpoždění byla určena z maximální hodnoty koherence dané frekvence běhu či chůze.

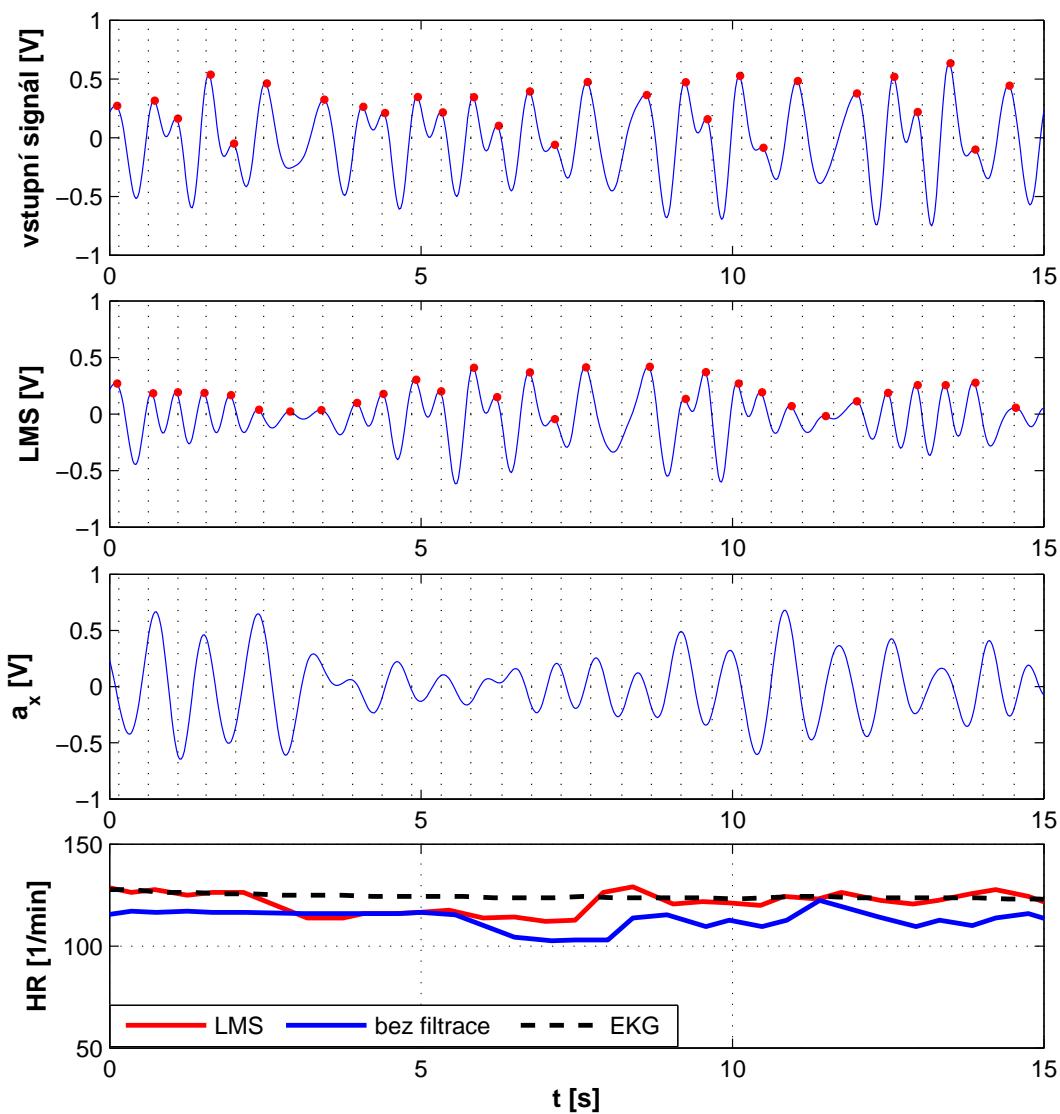


Obrázek 4.17: Blokové schéma adaptivní filtrace, vzniku PPG signálu, rušení a pohybových artefaktů, inspirováno článkem [15]



Obrázek 4.18: Koherence zarušeného PPG signálu za běhu a zrychlení z akcelerometru, označena je nejvyšší koherence frekvence běhu jako hlavního zdroje rušení

Na obr. 4.19 je ilustrováno použití LMS filtrace PPG signálu naměřeného na prstu. Ačkoliv byl přípravek s akcelerometry umístěny na hlavě, při zafixování ruky u těla lze LMS částečně aplikovat nejen na měření v uchu, ale i na prstu. Pohyb zafixované ruky u těla je totiž shodný se samotným pohybem celého těla, čili s nejvýraznějšími otřesy souvisejícími s během. Běh působil natolik výraznými artefakty, že nemohl být v této fázi „In-Ear“ senzor použit a byl u adaptivní filtrace nahrazen senzorem na prstu, viz obr. 4.12 a obr. 4.13.



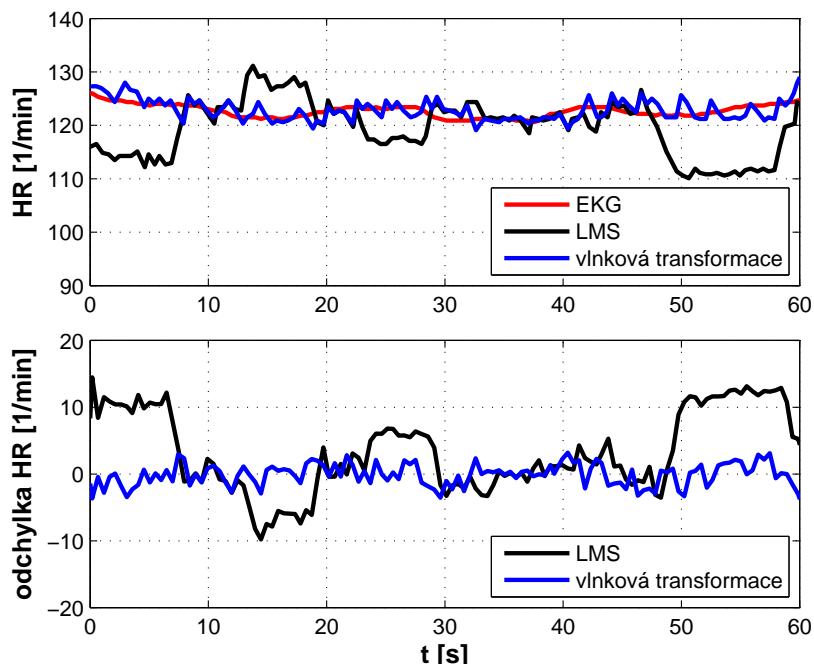
Obrázek 4.19: Experiment na běžícím pásu – LMS filtrace při běhu (senzor na prstu), vertikální čáry indikují srdeční tep naměřený pomocí EKG, průměrování HB oknem délky 10

Využití adaptivní filtrace pro potlačení artefaktů chůze je stejně jako u běhu limitována podmínkou korelovaného šumu. Korelace v případě senzoru v uchu nebyla dostatečná a nabízela se tedy opět možnost použít senzor na prstu. Zde však pohyb nepřispíval artefakty a signál je nezarušen, viz výřezy průběhů na obr. 4.11.

4.4 Výsledky a vyhodnocení experimentu

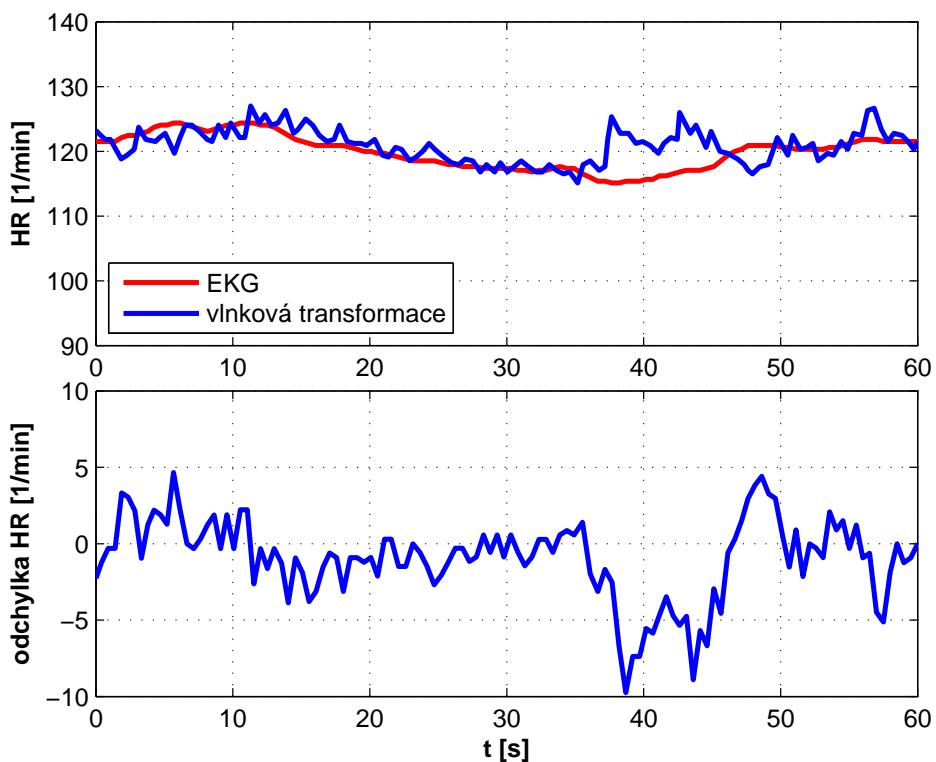
V předchozích kapitolách bylo prezentováno několik metod filtrace zarušeného PPG signálu za účelem detekce srdečního tepu – MA, PMA, vlnková transformace a adaptivní filtrace LMS. V této závěrečné části jsou shrnutý a porovnány výsledky detekce v rámci experimentu na běžícím pásu a dlouhodobém monitorování.

Při měření na běžícím pásu se ukázalo několik limitujících faktorů, které znemožňují použití většiny zmíněných metod, viz kapitola 4.3. V klidu není akcelerometry měřeno žádné zrychlení a nedochází k pohybovým artefaktům, nicméně artefakty v důsledku mluvení, polykání atd. mohou přesto nastat. K jejich odstranění je však LMS nepoužitelný. Naopak za běhu a chůze je nepoužitelný klouzavý průměr MA a detekce je možná jen s vlnkovou transformací a LMS. Zmíněné omezení je i ze strany senzoru v uchu, viz 4.3.1.



Obrázek 4.20: Porovnání vlnkové transformace a LMS při běhu, průměrování oknem délky 20, referencí je EKG

Na obr. 4.20 je porovnání výsledků vlnkové transformace a LMS při běhu, zatímco vlnková transformace detekuje správně HR s malou odchylkou ± 3 pulzy, odhad LMS vykazuje v místech chybovost až cca. ± 10 pulzů. K filtrace signálu za chůze byly v předešlém rozboru vyloučeny všechny metody až na vlnkovou transformaci, výsledky zmíněného experimentu jsou na obr. 4.21. Odchylka vyhodnocené HR vykazuje vyšší hodnoty než při běhu, přesto je z 90 % času v rozmezí ± 5 pulzů.

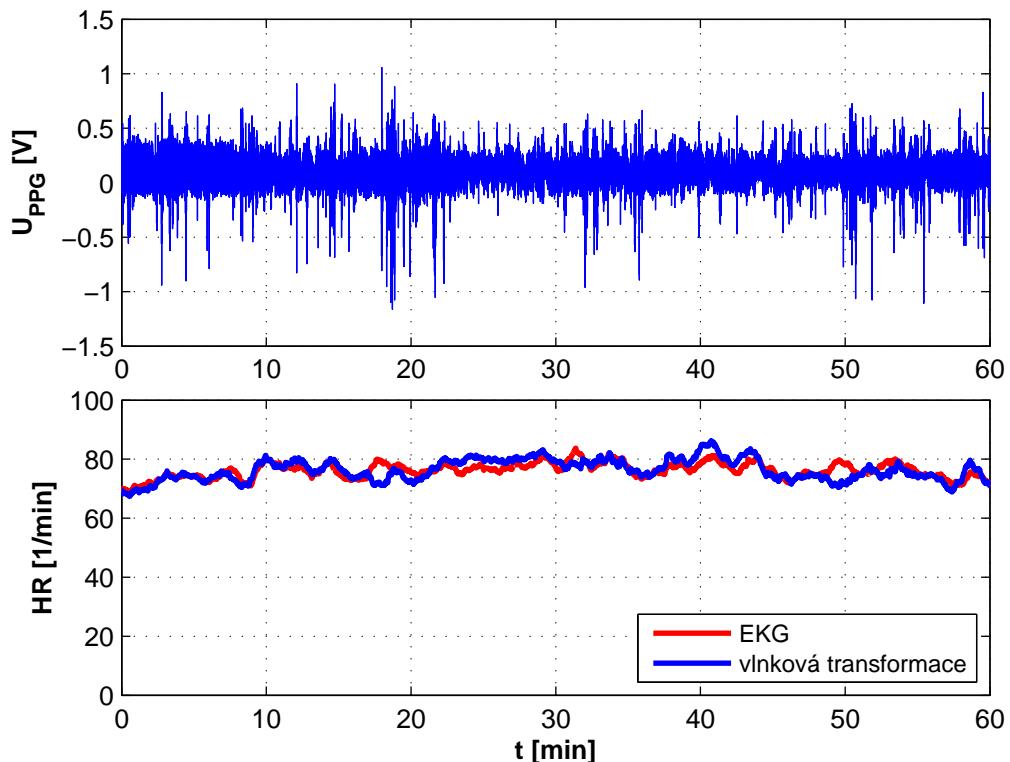


Obrázek 4.21: Filtrace vlnkovou transformací signálu za chůze,
průměrování oknem délky 20, referencí je EKG

V průběhu dlouhodobého monitorování bylo měřeno senzorem v uchu PPG a jako referenze EKG pro kontrolu správné HR. V tabulce 4.1 je souhrn výsledků několika sérií měření pro MA(1/4), MA(1/2) a vlnkovou transformaci. V rámci série A–C byly simulovány typické situace působící jako zdroje artefaktů, mluvení, kašlání, polykání, plynulé pohyby hlavou doleva-doprava a nahoru-dolu. Série D–F byly měřeny v rámci běžné denní činnosti, kancelářská práce, pohyb po domě, sledování TV atd. Délka jednotlivých sérií byla cca. 2–4 min, delší horizont by sice přispěl k přesnějším výsledkům, jednotlivé detekované HB jsou však kontrolovány „ručně“, což by znamenalo vyšší náročnost na vyhodnocování. Měření PPG bylo prováděno i během spánku, ale vzhledem k nehybnosti nebylo třeba použít filtrace a detekce byla bezchybná během celého záznamu.

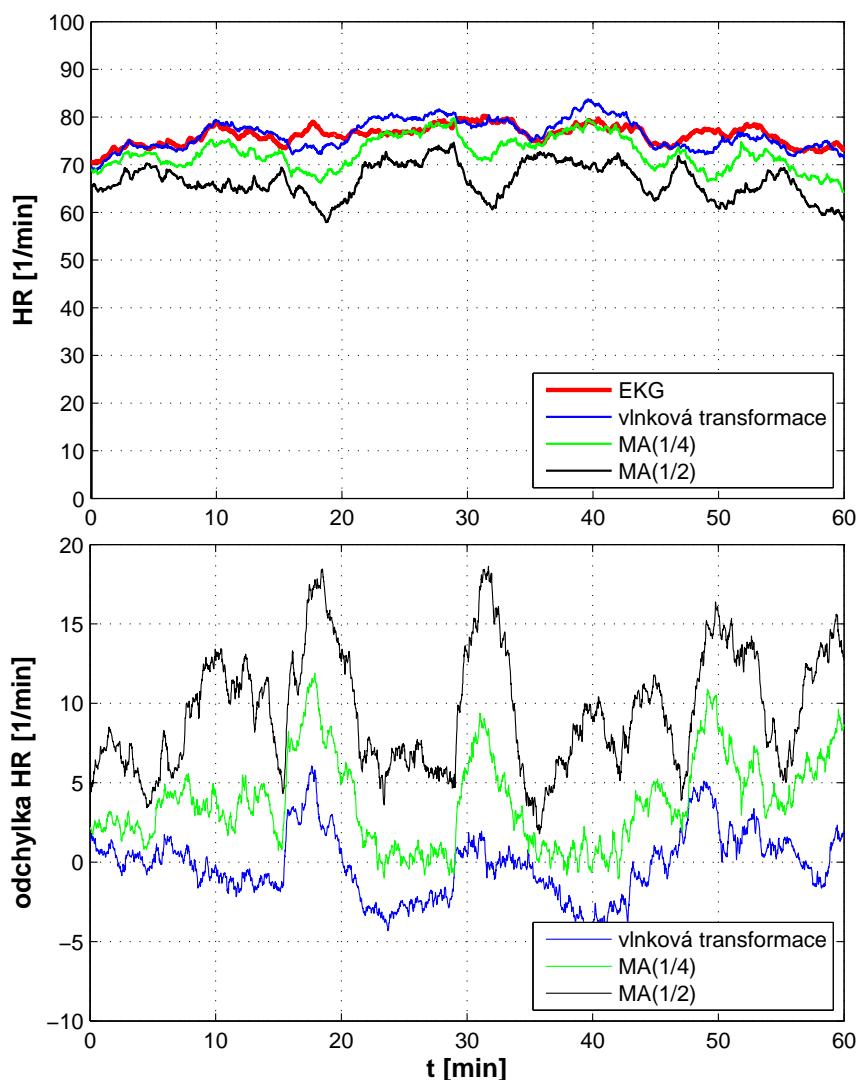
Série měření	A	B	C		D	E	F
Počet HB	253	256	196		212	269	284
Detek. počet HB							
MA (1/4)	249/1	251/3	184/15		205/0	257/8	270/4
MA (1/2)	247/0	253/0	182/7	\bar{X}	196/0	251/2	262/3
vlnková transformace	251/1	251/1	189/5		208/0	260/3	277/4
Úspěšnost detek. (%)							
MA (1/4)	98,4	98,0	93,9	96,7	96,7	95,5	95,1
MA (1/2)	97,6	98,8	92,9	96,4	92,5	93,3	92,3
vlnková transformace	99,2	98,0	96,4	97,9	98,1	96,7	97,5

Tabulka 4.1: Dlouhodobé monitorování – porovnání výsledků filtrace vlnkovou transformací a klouzavým průměrem, simulovaný artefakty mluvením, kašláním, polykáním a plynulým pohybem hlavou doleva-doprava a nahoru-dolu (série A–C), dlouhodobý záznam během běžné kancelářské činnosti (série D–F), za lomítkem je počet falešně detekovaných HB



Obrázek 4.22: Dlouhodobý záznam srdečního tepu – filtrace vlnkovou transformací, měřeno senzorem v uchu, průměrování oknem délky 100, referencí je EKG

Na obr. 4.22 je hodinový záznam PPG z průběhu běžného dne, HR je vyhodnocen pomocí vlnkové transformace. HR je přesně detekován, pouze v místech s vyššími artefakty je odchylka ± 5 pulzů. Na stejném PPG záznamu z obr. 4.22 jsou na obr. 4.23 porovnány filtry zmíněné v tabulkce 4.1, v druhé části obrázku jsou jejich odchylky HR od referenční hodnoty EKG. MA(1/2) a MA(1/4) se v zarušených místech dopouštějí vysoké chybovosti, odchylka dosahuje hodnoty až 18 pulzů. Detekci vlnkovou transformací lze v cca. 75 % času považovat za velmi přesnou metodu vhodnou pro dlouhodobé monitorování srdečního tepu.



Obrázek 4.23: Porovnání filtrů při dlouhodobém monitorování HR, měřeno senzorem v uchu, průměrování oknem délky 200, referencí je EKG

Kapitola 5

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo seznámení se s problematikou odstranění artefaktů z pletysmografické křivky, z dostupného materiálu zkonstruovat vlastní uzpůsobený fotopletysmografický senzor do ucha a otestovat detekční a především filtrační metody k odstranění pohybových artefaktů za účelem monitorování srdeční činnosti pacienta.

V první části byly podány teoretické základy fotopletysmografie PPG. Předpoklady o vzniku PPG vlny, souvislosti s činností kardiovaskulárního systému a možností využití k lékařským účelům. Rešerše stávajících projektů napomohla návrhu „In-Ear“ senzoru a PPG modulu předzpracovávající signál. PPG modul byl navrhnut co nejvíce univerzální, aby byl použitelný k zpracování signálu i pro jiné senzory. Senzor vykazuje několik nedostatků, je uzpůsoben do vlastního ucha a ne každému pasuje, tvrdý plast byl po delším nošení v uchu nepříjemný a byl náchylnější k přenosu pohybu z hlavy na snímač. To vede k nutnosti použítí poddajnějšího materiálu. Testován byl i senzor umístěný hlouběji do sluchovodu, výhodou je odolnost proti rušení okolním světlem, ale nošení způsobovalo nevolnost a motání hlavy, sluchovod je totiž senzorem upcpán a ve středním uchu se tak nemůže vyrovnávat tlak.

Hlavní část práce spočívala v odstranění rušivých artefaktů, zdůraznění srdečního tepu v signálu a jeho dlouhodobé monitorování v reálných podmínkách. Periodický klouzavý průměr se zpočátku jevil jako vhodný k filtraci periodického signálu, v průběhu se však ukázal jako nepoužitelný nástroj na reálném měření. Největší slabinou je rozdelení signálu na periody, což je za působení artefaktů velmi obtížně proveditelné. Sofistikovanější metodou byla vlnková transformace. Po dekompozici bylo prahování koeficientů, které reprezentují artefakty, voleno ručně, nicméně je zde možnost využití akcelerometrů k měření zrychlení pohybu a automatické prahování koeficientů odpovídající příslušným frekvencím pohybu (artefaktu). Aplikace akcelerometrů ke snímaní míry zarušení bylo

využito i pro adaptivní filtraci (LMS). I když jsou akcelerometry k dispozici, není vždy zaručena korelace mezi signálem z akcelerometru (artefakty) a zarušeným PPG signálem, to nastává (alespoň v rámci této práce) pouze v případě běhu a částečně chůze. Jako referenční zdroj HR bylo měřeno EKG, při vyhodnocování bylo třeba zohlednit zpoždění PPG oproti EKG. Ke zpoždění dochází nejen mezi PPG a EKG, prodleva je také mezi pohybovými artefakty v signálu a jeho zdrojem – pohybem hlavy. V neposlední řadě bylo nutno zohlednit zpoždění adaptivního filtru. Další metodou je využití signálu z akcelerometrů a namodelovat nelineární přenos z pohybu na pohybové artefakty.

HB byly v odfiltrovaném signálu detekovány převážně v časové oblasti, frekvenční oblast je vhodná u periodického rušení jako je chůze a běh, při neperiodickém rušení, který nastáva ve většině případů běžné denní činnosti, je vyhodnější oblast časová.

V rámci experimentu na běžícím pásu je relevantní uvažovat pouze vlnkovou transformaci a LMS. Dostatečná hodnota korelace signálu z akcelerometru a PPG signálu nastávala pouze v některých časových úsecích měření, čímž bylo použití adaptivní filtrace značně omezeno. Během běhu bylo možné považovat signál jako dostatečně korelovaný v cca. 50 %. Vlnková transformace proti tomu poskytuje kvalitní detekci HR i při tak artefakty zatíženém měření a bez požadavku na rušivý signál. Chyba detekce při běhu nepřekračovala ± 3 pulzy, za chůze byla stejná chybovost ± 5 pulzů v zhruba 90 % času.

Detekce HR v dlouhodobém měření nebyla natolik zatížena artefakty jako za běhu a chůze. Výrazné artefakty během běžné denní činnosti nastávají přibližně v 25 % času, zbylých 75 % je slabě zarušeno. Vlnková transformace tedy s nízkou odchylkou detekuje HR i v tomto experimentu. Během zmíněného hodinového záznamu je v 75 % času metoda velmi přesná, ve zbylém čase se z důvodu výrazného pohybu odchylka zvýšila, přesto nepřekročila ± 5 pulzů. Pokud uvažujeme monitoring v dlouhodobém časovém horizontu, je přesná detekce HR v 75 % času uspokojivá. Několik desítek sekund čistého PPG mezi artefakty přináší přesné informace o aktuálním HR pacienta.

Vyhodnocení kvality výsledného signálu vždy záleží na jeho následném použití. K detekci srdečního tepu je postačující rozlišení PPG špiček bez důrazu na jejich tvar. Pokud je cílem např. detekce variability HR, kdy je důležitý parametr vzdálenost sousedních HB, musí být kladen větší důraz na senzor a záznam signálu, protože i při kvalitní filtrace zarušeného signálu dochází ke změně tvaru křivky a vzájemnému posuvu HB, což znehodnocuje výsledky. Do budoucna je prostor k vylepšení hlavně ze strany senzoru, tvrdý Shapeplast nahradit poddajnějším materiélem, vymodelovat více velikostí a použít miniaturnější optoelektronické součástky. Dále použité akcelerometry, které jsou součástí jiného přípravku, zakomponovat do společného PPG senzoru. Rovněž může být doplněn

např. měřením teploty. V neposlední řadě existuje další řada filtrů, které doposud nebyly použity. Normalizovaný LMS, rekurzivní LMS nebo Kalmanův filtr založený na modelu generující PPG signál. Každé vylepšení vede ke kvalitnějšímu záznamu a přináší tak možnost z jeho rozboru zjistit mnohem více informací, než pouhou detekci srdečního tepu.

Literatura

- [1] BRONZINO, J.D., *The Biomedical Engineering Handbook. Second edition, Volume I.*, Springer, Heidelberg, 2000
- [2] JAYASREE, V.K., *Selected cardiovascular studies based on photoplethysmography technique*, Cochin University of Science and Technology, International School of Photonics, 2009
- [3] LEE, H.W., LEE, J.W., JUNG, W.G., LEE, G.K., *The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals*, International Journal of Control, Automation, and Systems, vol. 5, no. 6, p. 701-706, 2007
- [4] HUANG, F.H., YUAN, P.J., LIN, K.P., CHANG, H.H., TSAI, CH.L., *Analysis of Reflectance Photoplethysmograph Sensors*, World Academy of Science, Engineering and Technology, 2011
- [5] ALLEN, J., *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*, Physiological Measurement, vol. 28, R1–R39, 2007
- [6] VOGEL, S., HULSBUSCH, M., HENNIG, T., BLAZEK, V., LEONHARDT, S., *In-Ear Vital Signs Monitoring Using a Novel Microoptic Reflective Sensor*, Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, vol. 13, no. 6, pp. 882-889, 2009
- [7] VOGEL, S., HULSBUSCH, M., STARKE, D., LEONHARDT, S., *A system for assessing motion artifacts in the signal of a micro-optic in-ear vital signs sensor*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, pp. 510-513, 2008
- [8] VENEMA, B., BLANIK, N., BLAZEK, V., GEHRING, H., OPP, A., LEONHARDT, S., *Advances in Reflective Oxygen Saturation Monitoring With a Novel In-Ear Sensor System: Results of a Human Hypoxia Study*, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol. 59, no. 7, pp. 2003-2010, 2012

- [9] BLANIK, N., VENEMA, B., AGUIAR SANTOS, S., LEONHARDT, S., *Long-term Vital Parameter Monitoring*, 1st IEEE EMBS Unconference on Wearable and Ubiquitous Technology for Health and Wellness, 2011
- [10] CiS Forschungsinstitut für Mikrosensorik und Photovoltaik GmbH, Microoptical Sensor VIP, Preliminary Data Sheet, 2011
- [11] AGUIAR SANTOS, S., VENEMA, B., *Accelerometer-assisted PPG Measurement During Physical Exercise Using the LAVIMO Sensor System*, Acta Polytechnica Journal of Advanced Engineering, vol. 52, no. 5, pp. 80-85, 2012
- [12] CHAN, K.W., ZHANG, Y.T., *Adaptive reduction of motion artifact from photoplethysmographic recordings using a variable step-size LMS filter*, Sensors, 2002. Proceedings of IEEE , vol. 2, pp. 1343-1346, 2002
- [13] STRASSER, F., MUMA, M., ZOUBIR, A.M., *Motion artifact removal in ECG signals using multi-resolution thresholding*. Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2012 Proceedings of the 20th European, pp. 899-903, 2012
- [14] ASADA, H.H., JIANG, H.H., GIBBS, P., *Active noise cancellation using MEMS accelerometers for motion-tolerant wearable bio-sensors*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE, vol. 1, pp. 2157-2160, 2004
- [15] POH, M.Z., SWENSON, N.C., PICARD, R.D., *Motion-Tolerant Magnetic Earring Sensor and Wireless Earpiece for Wearable Photoplethysmography*, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 14(3), pp. 786-794, 2010
- [16] WOOD, L.B., ASADA, H.H., *Low Variance Adaptive Filter for Cancelling Motion Artifact in Wearable Photoplethysmogram Sensor Signals*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, pp. 652-655, 2007
- [17] FU, T.H., LIU, S.H., TANG, K.T., *Heart Rate Extraction from Photoplethysmogram Waveform Using Wavelet Multi-resolution Analysis*, Journal of Medical and Biological Engineering, 28(4): 229-232, 2008
- [18] CHEANG, P.R., SMITH, P.R., *An Overview of Non-contact Photoplethysmography*, Electronic Systems and Control Division Research Mini-Conference, pp. 57-59, 2003

- [19] Parák, J., Dvořák, J., Pokorný, M., *Primer - Project description, Inteligent Primer Nurse*, 2011
- [20] Parák, J., Dvořák, J., Pokorný, M., *Primer - User manual, Inteligent Primer Nurse*, 2011
- [21] JAN, J., *Číslicová fltrace, analýza a restaurace signálů*, VUTIUM, 2002
- [22] HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M., *Zpracování signálu a obrazu*, Skriptum, Nakladatelství ČVUT, 2005
- [23] KALOUPTSIDIS, N., *Signal Processing Systems: Theory and Design*, Wiley John & Sons, 1997
- [24] ŠMÍD, R., *Úvod do vlnkové transformace*, [online], ČVUT v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra měření, 2001. www.measure.feld.cvut.cz/.../Wavelet.pdf, [dostupné 17.03.2013]
- [25] *A Technology Overview of the Nellcor OxiMax Pulse Oximetry System*, [online], Nellcor Technical Staff, 2003. www.nellcor.com/.../Product/OxiMaxTechNote.pdf , [dostupné 17.03.2013]

Internetové stránky

- [26] In-ear sensor for pulse oximetry, [dostupné 17.03.2013]
⟨www.cismst.org/en/loesungen/im-ohr-sensor/⟩
- [27] In-ear Crossovers: Technology between hearing aid, temperature and pulse measurement, [dostupné 17.03.2013]
⟨www.compamed-tradefair.com/custom/pub/...⟩
- [28] Shapeplast [dostupné 17.03.2013]
⟨www.elchemco.cz/shapeplast⟩
- [29] STM32 Primer 2, [dostupné 17.03.2013]
⟨www.stm32circle.com/stm32primer2.php⟩

- [30] Wikipedia.org - Torr, [dostupné 17.03.2013]
[⟨wikipedia.org/wiki/Torr⟩](https://en.wikipedia.org/wiki/Torr)
- [31] GME.CZ, prodej elektronických součástek, [dostupné 17.03.2013]
[⟨www.gme.cz⟩](http://www.gme.cz)
- [32] GES.CZ, prodej elektronických součástek, [dostupné 17.03.2013]
[⟨www.ges.cz⟩](http://www.ges.cz)
- [33] GES.CZ - datový list fototranzistoru BPX81, [dostupné 17.03.2013]
[⟨www.ges.cz/.../bp81.pdf⟩](http://www.ges.cz/.../bp81.pdf)
- [34] FARRELL.CZ - datový list akcelerometru LIS331DLH, [dostupné 17.03.2013]
[⟨www.st.com/.../CD00213470.pdf⟩](http://www.st.com/.../CD00213470.pdf)
- [35] TEDIA.CZ - PC měřící karta TEDIA UDAQ-1416DS, [dostupné 17.03.2013]
[⟨www.tedia.cz/produkty/udaq1216a.html⟩](http://www.tedia.cz/produkty/udaq1216a.html)

Použitý software

- [36] MATLAB, ver. 7.10.0.499, R2010a, The MathWorks, 2010
- [37] TEXMAKER, ver. 3.5.2, Xm1 Math, 2012
- [38] INKSPACE, ver. 0.48.4, Open Source, 2010
- [39] PDF-XCHANGE VIEWER, ver. 2.5, Tracker Software Products, 2011
- [40] ProfiCAD, ver. 7.4.3, ProfiCAD, 2011

Příloha A

Obsah přiloženého CD

- K této práci je přiloženo CD, které obsahuje kromě práce samotné:
 - **adresář Matlab**: soubor použitých zdrojových kódů v prostředí Matlab
 - **adresář prubehy**: naměřené průběhy z experimentu na běžícím pásu, dlouhodobého monitorování a měření s přípravkem LAVIMO
 - **adresář schema**: schémata PPG modulu
- Schéma PPG modulu pro předzpracování měřeného signálu.