

Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Fotopletysmografie s využitím zeleného světla

Photoplethysmography based on Green Light

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Daniel Volný**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Fotopletysmografie s využitím zeleného světla
Photoplethysmography based on Green Light**
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření pletysmografie s využitím světla různých vlnových délek a na různých místech těla.
2. Návrh a testování senzoru pro měření pletysmografie s využitím zeleného světla v cyklistické helmě.
3. Návrh a realizace analogových elektrických obvodů pro předzpracování signálů z realizovaného senzoru.
4. Návrh a realizace digitalizace měřeného signálu a jeho zobrazení v osobním počítači.
5. Provedení testů realizovaného zařízení na dobrovolnících.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems*. [online]. 2011, 35(5), 829-834 [cit. 2017-04-14]. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z. ISSN 0148-5598.
- [2] LEE, Hooseok, Hoon KO, Changwon JEONG a Jinseok LEE. Wearable Photoplethysmographic Sensor based on Different LED Light Intensities. *IEEE Sensors Journal* [online]. 1-1 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2633575. ISSN 1530-437x.
- [3] JIHYOUNG LEE, Hooseok, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROLFE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. In: *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. Osaka, Japan: IEEE, 2013, 1724-1727 [cit. 2017-04-15]. ISBN 978-1-4577-0216-7. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609852.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

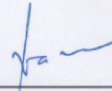
Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 30. dubna 2018


.....
podpis studenta

Poděkování

Zde bych rád poděkoval svým rodičům, Lence a Michalu Volným, kteří mě vždy podporovali a umožnili mi studovat vysokou školu. Dále bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu docentu Martinu Černému za jeho vedení práce a poskytnutí užitečných rad. Nakonec bych chtěl poděkovat inženýru Lukáši Peterovi za poskytnutí hardwaru pro testování zařízení.

Abstrakt

Práce se zabývá realizací zařízení pro měření pulsu pomocí senzoru umístěného na hlavě a na prstu horní končetiny s využitím pletysmografického fotoelektrického reflexního senzoru. Senzor je realizován s využitím zelené LED diody s vlnovou délkou 527 nm a fotodiody. Je snímána pulsní křivka, která je dále zpracovávána a vyhodnocována. Zobrazení signálu v reálném čase probíhá v přenosném zařízení LabQuest2. Analýza signálu offline probíhá v softwaru Matlab, do kterého je vkládán textový soubor s daty ze zařízení LabQuest2. Analýza signálu obsahuje detekci vrcholů pulsní křivky za účelem výpočtu tepové frekvence a následného zobrazení tepové křivky. Proto je vytvořeno GUI zobrazující jak pulsní křivku s detekovanými vrcholy, tak tepovou křivku. V rámci měření bylo zařízení otestováno na 11 probandech.

Klíčová slova

Pulsní vlna, reflexní pletysmografie, PPG, zelená LED, LabQuest2, Matlab

Abstract

This thesis deals with the realization of pulse measurement device using a sensor, that is located on the head and on the finger of an upper limb with the use of plethysmographic photoelectric reflexive sensor. The sensor is realized by the usage of green LED diode with a wave length of 527 nm and a photodiode. The recorded pulse wave is then processed and evaluated. A real-time projection of the signal is monitored in a LabQuest2 portable device. Offline analysis of the signal runs in Matlab software, into which the text file with a data of the LabQuest2 is put in. The signal analysis mainly contains of peak detection of the pulse wave and the follow-up heartbeat curve display. Therefore, a GUI, showing both of the curves, pulse curve and heartbeat curve, is created. The device is tested on 11 probands for the purposes of the measurement.

Key Words

Pulse wave, reflexive plethysmography, PPG, green LED, LabQuest2, Matlab

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	12
Úvod	13
1 Teoretická část	14
1.1 Pulsová vlna	14
1.1.1 Centrální a periferní pulsová vlna	14
1.1.2 Tlaková, objemová a proudová pulsová vlna	14
1.2 Pletysmograf	15
1.2.1 Pneumatický pletysmograf	15
1.2.2 Kapacitní pletysmograf	15
1.2.3 Fotoelektrický pletysmograf	16
1.3 Zařízení LabQuest2	17
2 Rešerše stávajících technických řešení	18
2.1 Formální náležitosti rešerše	18
2.1.1 Úvod a východiska rešerše	18
2.1.2 Příprava rešerše	18
2.2 Přehledová část	19
2.2.1 Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno	19
2.2.2 Bibliografické záznamy vybraných výsledků	19
2.2.3 Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno, dle vybraných kritérií	20
2.2.4 Flow diagram rešerše	20
2.3 Vlastní rešerše	21
2.4 Závěr rešerše	27
3 Vlastní zpracování bakalářské práce	28
3.1 Prototyp	28
3.1.1 Sonda	28
3.1.2 Předzpracování signálu	32
3.2 Realizace fotopletysmografického zařízení pro měření pulsu	38
3.2.1 Sonda	38
3.2.2 Předzpracování signálu	39
3.3 Digitální zpracování signálu	40
3.3.1 Zobrazování dat v reálném čase	40
3.3.2 Zobrazení a analýza dat v softwaru Matlab	41
4 Testování realizovaného zařízení	45

4.1	Zobrazení pulsní křivky na osciloskopu a v zařízení LabQuest2	45
4.2	Provedení měření na dobrovolnících	46
4.2.1	Cíl měření	46
4.2.2	Pracovní postup	46
4.2.3	Výsledky měření	47
4.3	Provedení dlouhodobého měření	50
4.3.1	Cíl měření	50
4.3.2	Pracovní postup	50
4.3.3	Výsledky měření	51
4.4	Měření pro výpočet senzitivity	53
4.4.1	Cíl měření	53
4.4.2	Pracovní postup	53
4.4.3	Výsledky měření	53
4.5	Validace pulsu vůči jinému senzoru	58
4.5.1	Cíl měření	58
4.5.2	Pracovní postup	59
4.5.3	Výsledky měření	60
	Závěr	64
	Seznam literatury	66
	Seznam příloh	69

Seznam použitých symbolů a zkratk

Zkratka	Význam	Překlad významu
IR	Infrared	Infračervená
GUI	Graphical User Interface	Grafické uživatelské rozhraní
GND	Ground	Signálová zem
PPG	Photoplethymosgraphy	Fotopletysmografie
EKG	Elektrokardiografie	
DPS	Deska plošných spojů	
HP	Horní propust	
DP	Dolní propust	

Seznam obrázků

Obrázek 1: Centrální a periferní pulsová vlna [6].	14
Obrázek 2: Princip pneumatického pletysmografu [6].	15
Obrázek 3: Pneumatický snímač pletysmografu [6].	15
Obrázek 4: Kapacitní snímač s pružným dielektrikem [6].	16
Obrázek 5: Kapacitní snímač využívající část povrchu těla jako jednu elektrodu [6].	16
Obrázek 6: Reflexní a transmisní snímač fotoelektrického pletysmografu [6].	17
Obrázek 7: Flow diagram rešerše.	20
Obrázek 8: Srovnání střídavých a stejnosměrných signálů IR a zelené diody při změnách teploty [1].	21
Obrázek 9: Blokové schéma a deska plošných spojů [2].	22
Obrázek 10: Závislost pohybu na kvalitě snímaného pulsu [3].	23
Obrázek 11: Srovnání pulsu z pletysmografie s pulzem z EKG [3].	24
Obrázek 12: Pozice měření na nepreferované paži [4].	25
Obrázek 13: Pohybové artefakty na paži při horizontální (a) a vertikální poloze (b) [4].	26
Obrázek 14: Koeficient korelace zelené a infračervené diody s EKG [4].	26
Obrázek 15: Blokové schéma zařízení.	28
Obrázek 16: Návrh sondy pro reflexní pletysmografii.	28
Obrázek 17: Vyleptané a osazené DPS.	29
Obrázek 18: Zařízení pro měření vzdálenosti mezi prvky.	30
Obrázek 19: Měření pulsní křivky se vzdáleností mezi prvky 1 mm.	30
Obrázek 20: Měření pulsní křivky se vzdáleností 2 mm.	31
Obrázek 21: Měření pulsní křivky se vzdáleností mezi prvky 3 mm.	31
Obrázek 22: Blokové schéma předzpracování signálu.	32
Obrázek 23: Návrh schématu předzpracování signálu.	32
Obrázek 24: Neúplný signál pulsní křivky.	33
Obrázek 25: Virtuální nula.	33
Obrázek 26: Aktivní horní propust II. řádu.	34
Obrázek 27: Frekvenční charakteristika filtru HP.	35
Obrázek 28: Kód v Matlabu pro vykreslení frekvenční charakteristiky HP.	35
Obrázek 29: Aktivní filtr dolní propust II. řádu.	36
Obrázek 30: Frekvenční charakteristika filtru DP.	36
Obrázek 31: Kód v Matlabu pro vykreslení frekvenční charakteristiky filtru DP.	37
Obrázek 32: Konečné zesílení předzpracování signálu.	37
Obrázek 33: Realizovaná sonda.	38
Obrázek 34: Návrh schématu sondy.	38
Obrázek 35: Osazená deska uložená v krabičce.	39
Obrázek 36: Finální podoba předzpracování signálu.	39
Obrázek 37: Konektor BTA včetně pinů [17].	40
Obrázek 38: Zařízení LabQuest2 se zapojeným předzpracováním signálu a sondou.	40
Obrázek 39: Vývojový diagram kódu v Matlabu.	41
Obrázek 40: GUI v prostředí Matlab.	42

Obrázek 41: Matlab kód pro načtení dat.....	42
Obrázek 42: Kód v Matlabu pro filtraci signálu.....	43
Obrázek 43: Kód v Matlabu pro detekci vrcholů.....	43
Obrázek 44: Kód v Matlabu pro získání period, frekvencí a vytvoření klouzavého průměru.....	43
Obrázek 45: Kód v Matlabu pro zobrazení tepové křivky.....	44
Obrázek 46: Přiblížení obou grafů v GUI.....	44
Obrázek 47: Výsledky měření pulsní křivky na osciloskopu na prstu a) a na hlavě b) a v zařízení LabQuest2 na prstu c) a na hlavě d).....	45
Obrázek 48: Měření pulsní křivky na prstu respondenta.....	46
Obrázek 49: Měření pulsní křivky na hlavě respondenta.....	47
Obrázek 50: Pětiminutový záznam pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě.....	47
Obrázek 51: Přiblížení pětiminutového záznamu pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě.....	48
Obrázek 52: Pětiminutový záznam pulsní a tepové křivky respondenta při měření na prstu.....	48
Obrázek 53: Přiblížení pětiminutového záznamu pulsní a tepové křivky respondenta při měření na prstu.....	49
Obrázek 54: Umístění sondy v cyklistické helmě pro měření pulsní křivky na hlavě respondenta při jízdě na kole.....	50
Obrázek 55: Měření pulsní křivky na hlavě respondenta při jízdě na kole.....	51
Obrázek 56: Patnáctiminutový záznam na prstu horní končetiny.....	51
Obrázek 57: Patnáctiminutový záznam na hlavě.....	52
Obrázek 58: Patnáctiminutový záznam na hlavě při jízdě na kole.....	52
Obrázek 59: Dvouminutový záznam respondenta pulsní a tepové křivky při měření na prstu s vyznačenou oblastí zájmu.....	54
Obrázek 60: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsní a tepové křivky respondenta při měření na prstu s daným artefaktem.....	54
Obrázek 61: Dvouminutový záznam pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě s vyznačenou oblastí zájmu.....	55
Obrázek 62: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě s daným artefaktem.....	55
Obrázek 63: Dvouminutový záznam pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě při jízdě na kole s vyznačenou oblastí zájmu.....	56
Obrázek 64: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsní a tepové křivky respondenta při měření na hlavě při jízdě na kole s daným artefaktem.....	56
Obrázek 65: Sondy s IR diodou, vlevo sonda pro měření na hlavě, vpravo pro měření na prstu horní končetiny, a zařízení pro multikanálovou pletysmografii.....	58
Obrázek 66: Současné snímání sondou se zelenou LED diodou a sondou s IR diodou jak z prstu horní končetiny, tak z hlavy.....	59
Obrázek 67: Dvouminutový záznam pro současné snímání IR a zelené LED diody z prstu horní končetiny.....	60
Obrázek 68: Přiblížení dvouminutového záznamu pro současné snímání IR a zelené LED diody z prstu horní končetiny.....	60
Obrázek 69: Dvouminutový záznam pro současné snímání IR a zelené LED diody z hlavy.....	61

Obrázek 70: Přiblížení dvouminutového záznamu pro současné snímání IR a zelené LED diody z hlavy.	61
Obrázek 71: Zobrazení pulsní křivky snímané současně IR a zelenou LED diodou na osciloskopu pro prst horní končetiny.	62
Obrázek 72: Zobrazení pulsní křivky snímané současně IR a zelenou LED diodou na osciloskopu pro hlavu.	62
Obrázek 73: Srovnání tepových křivek při současném snímání pulsní křivky na prstu horní končetiny odlišnými sondami.	63
Obrázek 74: Srovnání tepových křivek při současném snímání pulsní křivky na hlavě odlišnými sondami.	63

Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehled zdrojů dle jednotlivých databází.	19
Tabulka 2: Přehled vybraných zdrojů dle časového, jazykového a geografického původu.	20
Tabulka 3: Srovnání výchyly od EKG pulsu [3].	24
Tabulka 4: Senzitivita algoritmu pro detekci vrcholů v Matlabu.	57
Tabulka 5: Srovnání pulsů při současném měření sondou se zelenou LED diodou a sondou s IR diodou.	62

Úvod

Pletysmografie je standardní technologií v lékařské praxi využívaná ke zjištění informací o prokrvení tkání, činnosti a reaktivitě cév a pro výpočet tepové frekvence. Tato technologie ale také dokáže poskytnout informaci sportovci, kterému senzor snímá tepovou frekvenci nebo tlak.

V této práci, která vzniká v rámci projektu Innovation Lab firmy Invent Medical, která vyvíjí chytrou cyklistickou helmu, bude vyvíjen prototyp senzoru pro fotoelektrickou reflexní pletysmografií. Jeho finální verze by se měla stát součástí této helmy a měla by dokázat zobrazit pulsni křivku, či poskytnout informaci o tepové frekvenci.

Fotoelektrická pletysmografie čerpá z objemových změn krve v cévách. Tkáň je prosvícena vysílačem a pulsni křivka se odvíjí podle množství světla, které projde tkání k přijímači. Vysílačem je většinou IR nebo LED dioda a přijímačem světlocitlivý prvek. Tím může být například fotodiody. Jelikož se jedná o pletysmografický snímač, který bude připevněn k cyklistické helmě, je potřeba vybrat diody, která bude odolnější vůči pohybovým artefaktům.

Nejprve byla zhotovena rešerše, která potvrdila využití zelené LED diody. Zelená LED dioda je v pletysmografických senzorech velice moderní a populární. Oproti IR diodě je schopna lépe odolávat pohybovým artefaktům a poskytnout přesnější měření pulsni křivky. Přesnější měření pulsni křivky je zapříčiněno mnohem větší absorpcí zeleného světla krví. Změna odraženého světla je mnohem větší, čímž je dosaženo kvalitnějšího signálu.

Poté je zkonstruováno zařízení sestávající ze sondy, předzpracování signálu a digitálního zpracování signálu. Pletysmografický signál je snímán z hlavy a z prstu horní končetiny, přičemž je provedeno několik testování včetně naměření 11 respondentů. Následná digitalizace signálu v reálném čase probíhá na zařízení LabQuest2 a konečná analýza signálu offline je provedena v softwaru Matlab.

1 Teoretická část

Pojem pletysmografie se dá definovat takto: „*Pletysmografie je vyšetřovací metoda, která slouží k hodnocení jakosti prokrvení tkání a poskytuje informace o činnosti a reaktivitě cév.*“ [6]. Princip je založen na neinvazivním měření objemových změn, které se odvíjí od okamžitých hodnot krevního tlaku. Na základě těchto objemových změn lze pak určit míru prokrvení v měřené části těla. [6] [7] [8]

1.1 Pulsová vlna

Pulsová vlna vzniká díky napnutí arteriální stěny. To způsobí srdeční systola, která vypudí krev do aorty. Následuje zvýšení tlaku a roztažení tepen, které se postupně šíří celým arteriálním řečištěm.

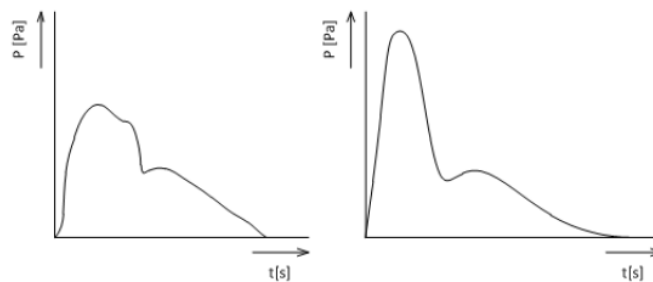
Pulsové vlny lze dělit dle tvaru křivky a místa záznamu na centrální a periferní pulsové vlny a dle měřené fyzikální veličiny na tlakové, objemové a proudové pulsové vlny. [6] [8]

1.1.1 Centrální a periferní pulsová vlna

Centrální vlna se skládá ze vzestupné anakrotické části, sestupné katakrotické části a také ze zářezu neboli dikrotické incisury. Vzestupná část symbolizuje prudký vzestup a také čelo pulsové vlny. Poté následuje sestupná část představující pohybující se stěnu cévy po prošlé vlně. Ta je přerušena zářezem, který představuje uzavření semilunárních chlopní. Následuje mírný vzestup vlny symbolizující odraz krve od semilunárních chlopní. Nakonec přichází konečný sestup pulsové vlny.

Centrální pulsovou vlnu lze získat dvěma způsoby: „*Typickou centrální pulsovou vlnu získáme z krkavice buď jako objemový záznam z kožního povrchu nad cévou nebo jako tlakový záznam intraarteriálním katétrem.*“ [6].

Periferní vlna má značně strmější vzestupnou anakrotickou část vlny a zářez je zaoblenější než centrální vlna (viz Obrázek 1). [6]



Obrázek 1: Centrální a periferní pulsová vlna [6].

1.1.2 Tlaková, objemová a proudová pulsová vlna

Tlaková vlna je způsobena stahem srdce. Díky roztažení cévy z ní vzniká vlna objemová. Proudovou vlnu si lze představit jako zrychlení sloupce krve v době pulsu. [6]

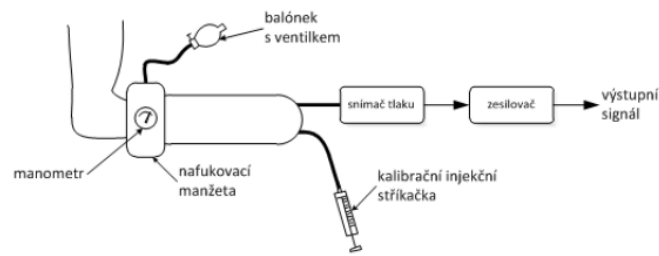
1.2 Pletysmograf

Pletysmograf je přístroj schopný snímat a zaznamenávat pulsní vlnu. Jeho největší výhodou je neinvazivnost snímání.

1.2.1 Pneumatický pletysmograf

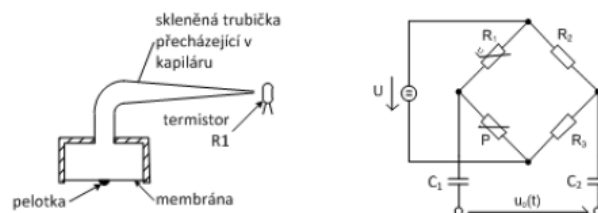
Jedná se o nejstarší typ pletysmografu. Jako snímač zde slouží komůrka, která je hermeticky uzavíratelná pro končetiny nebo její části (např. prst). Principem je převod tlakových změn v komůrce na elektrický signál. Výhodou je, že lze přístroj snadno kalibrovat v jednotkách objemu. Pro kalibraci se používá injekční stříkačka.

Pneumatický pletysmograf má však základní nevýhody: „První nevýhodou je omezení měření pouze na končetiny. Druhou nevýhodou je, že snímač působí proti snímané veličině. Utěsníme-li například pomocí manžety končetinu ve snímáči, stlačujeme ji a tím dochází k omezení průtoku krve.“ [7].



Obrázek 2: Princip pneumatického pletysmografu [6].

Měření na jiných místech, než jsou končetiny lze provést snímačem, jehož schéma zobrazuje Obrázek 3. Pohybování tkáně sleduje pelotka, která je umístěna na membráně snímáče. Pomocí termistoru jsou objemové změny převáděny na odporové změny termistoru. Termistor lze nahradit i piezoelektrickým snímačem tlaku. Jedná se však pouze o měření relativních změn. [6] [7]



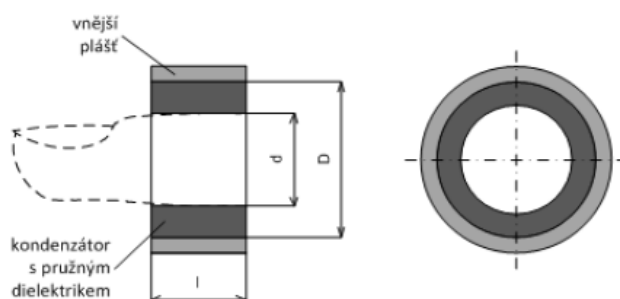
Obrázek 3: Pneumatický snímač pletysmografu [6].

1.2.2 Kapacitní pletysmograf

Kapacitní pletysmografy je možné rozdělit podle principu snímání na kapacitní pletysmografy s kondenzátorem s pružným dielektrikem a s kondenzátorem využívajícím část povrchu těla jako jednu z elektrod. [6] [7]

1.2.2.1 Kapacitní snímač s pružným dielektrikem

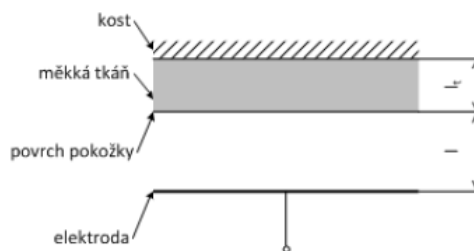
Změny kapacity odpovídají objemovým změnám. Registrují se tedy změny kapacity, které jsou převáděny na napětí. Nevýhoda je zde stejná jako u pneumatického pletysmografu. Snímač totiž působí proti snímané veličině. Pro deformaci dielektrika je totiž nutno na snímač zatlačit, čímž se ale také brání změnám objemu tkáně. Obrázek 4 znázorňuje kapacitní snímač ve tvaru rotačního tělesa, který je také použitelný pouze na končetinách. [6] [7]



Obrázek 4: Kapacitní snímač s pružným dielektrikem [6].

1.2.2.2 Kapacitní snímač využívající část povrchu těla jako jednu elektrodu

Tento druh snímače může být buďto rovinný nebo ve tvaru rotačního tělesa. Na snímač ve tvaru rotačního tělesa se lze dívat jako na koaxiální kondenzátor, a proto s ním lze měřit absolutně. Naproti tomu s rovinným snímačem nelze měřit jinak než relativně. To především proto, že nelze stanovit objem tkáně pod povrchem snímače. Referenční rovinou je zde kost, takže nelze určit objem vzdálenost mezi povrchem snímače a pokožkou ani mezi povrchem pokožky a kostí. [6] [7]

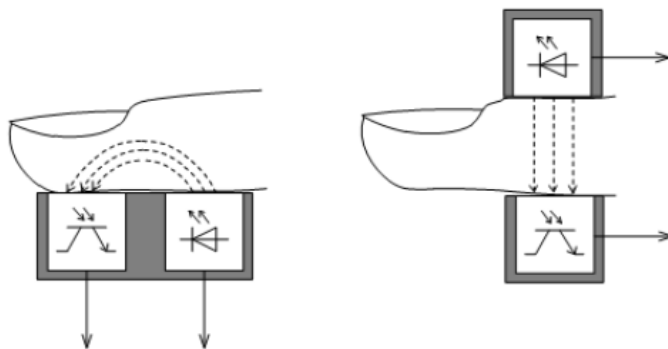


Obrázek 5: Kapacitní snímač využívající část povrchu těla jako jednu elektrodu [6].

1.2.3 Fotoelektrický pletysmograf

Fotoelektrický pletysmograf pracuje s průsvitovým (transmisním) nebo reflexním snímačem (viz Obrázek 6). Principem je, že světlo prochází kapilárním řečištěm a při změnách tlaku krve, které způsobuje srdeční činnost, se mění objem kapilár. To způsobí změnu absorpce odraženého světla.

S touto metodou se můžeme setkat i při vyhodnocování objemových změn nebo vyhodnocování tepové frekvence. Základní nevýhodou je citlivost na pohyb. Zároveň optoelektronický snímač nesmí být citlivý na okysličenou krev. Tento problém se řeší posunem světla do infračervené oblasti. Jako detektor lze použít fotodiody nebo fototranzistory. [6] [7]



Obrázek 6: Reflexní a transmisní snímač fotoelektrického pletysmografu [6].

1.2.3.1 Transmisní fotoplethysmografie

Principem je průchod světla tkání. Na jedné straně prstu se nachází světelný zdroj a na druhé detektor neboli čidlo (fotodioda, fototranzistor). Ze světelného zdroje proniká světlo skrze tkáň k detektoru. Při zvýšení objemu krve při systole je absorbováno mnohem větší množství světla, tudíž ho mnohem méně dopadne na detektor a absorpce je menší.

Vzestup objemu krve představuje na objemové křivce anakrotické raménko a úbytek katakrotické raménko. Aplikaci je nutno provádět na místech, kde lze očekávat prostupnost světelných paprsků tkání. [6] [7]

1.2.3.2 Reflexní fotoplethysmografie

Na rozdíl od transmisní fotoplethysmografie se zde využívá odrazu světla. Množství paprsků, které se odrazí, závisí na množství krve, která se nachází v tkáni.

Metoda může být aplikována na jakoukoliv část těla. Paprsky světla jsou schopny prostoupit do 0,5 cm hloubky. Je nutno dbát na to, aby světelné paprsky neztratily kontakt s kůží. V tomto případě může dojít k tomu, že se paprsky odrazí od kůže a způsobí nechtěný artefakt. [6] [7]

1.3 Zařízení LabQuest2

Jedná se o přenosný datalogger, se kterým je možné měřit v laboratoři i v terénu. To lze zejména proto, že nabitě zařízení dokáže měřit až 17 hodin a váží pouhých 350 g. Provozní teplota se pohybuje od 0 °C do 45°C.

Přístroj lze použít samostatně nebo lze využít možnosti propojení s počítačem. Je možné připojit více senzorů současně. Zařízení obsahuje integrované senzory jako GPS modul, mikrofon, jednoduchý senzor osvětlení a 3D akcelerometr. Pro připojení externích senzorů slouží 3 analogové vstupy (BTA) a dva digitální vstupy (BTD). LabQuest2 disponuje 12 bitovým převodníkem a frekvencí měření až do 100 000 Hz.

Naměřená data je možné přímo analyzovat v přístroji nebo je přenášet pomocí WiFi, Bluetooth nebo je nahrát na flashdisk či paměťovou kartu. Vizualizace dat na barevném displeji 800x480 bodů poskytuje okamžité hodnoty, na kterých je možné provést základní nebo pokročilou analýzu. Základní analýza dat poskytuje například odečet hodnot, statistiku nebo zvětšování grafů. Pokročilou analýzu dat je možné využít pro numerické derivace, integrace plochy pod grafem nebo FFT. [28]

2 Rešerše stávajících technických řešení

2.1 Formální náležitosti rešerše

Mezi formální náležitosti rešerše patří uvedení do problematiky, stanovení cíle a příprava samotné rešeršní práce.

2.1.1 Úvod a východiska rešerše

V této rešerši jsem se zabýval pletysmografií s využitím zeleného světla. Rešerše je zpracována pro účely bakalářské práce. Mým úkolem bylo seznámit se s touto problematikou a jejím vývojem ve zvoleném období a především ověřit, zda je zelená LED pro pletysmografii vhodná.

Bylo prozkoumáno 20 článků z různých databází, přičemž vybráno a zpracováno bylo 6 článků. Tyto vybrané články byly zpracovány na základě kvality, relevantnosti a přínosu této rešerši. Výběr byl také založen na počtu citací, stáří a zpracování daného článku.

2.1.2 Příprava rešerše

Formulace tématu:

Pletysmografie s využitím zeleného světla

Klíčová slova:

((Photoplethysmography) AND (green LED))

((Photoplethysmography) AND (wearable device) AND (green LED))

((Pletysmografie) AND (zelené světlo))

((Photoplethysmography) AND (Matlab))

Časové rozmezí: 2011–2017

Jazykové vymezení: Anglický jazyk, Český jazyk

Typy dokumentů: Příspěvky ve sborníku, odborné články v impaktovaných časopisech, závěrečné práce

EIZ: IEEE, ISI Web of Knowledge, Google Scholar, dialog.cvut.cz, dspace.vsb.cz, dspace.vutbr.cz, Springer Link, dspace.cvut.cz

2.2 Přehledová část

Přehledová část rešerše je věnována charakteristice zdrojů, z nichž bylo čerpáno a také bibliografickým záznamům výsledků. Následuje charakteristika zdrojů dle kritérií a flow diagram rešeršní práce.

2.2.1 Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno.

Tabulka 1: Přehled zdrojů dle jednotlivých databází.

	Google Scholar	IEEE	Springer Link	dspace.vsb.cz	dspace.cvut.cz	dspace.vutbr.cz
Celkový počet záznamů	4	7	3	3	1	2
Záznamy vybrané k rešerši	0	2	2	0	1	0

2.2.2 Bibliografické záznamy vybraných výsledků.

[1] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 829-834 [cit. 2017-04-14]. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z. ISSN 0148-5598.

[2] LEE, Hooseok, Hoon KO, Changwon JEONG a Jinseok LEE. Wearable Photoplethysmographic Sensor based on Different LED Light Intensities. *IEEE Sensors Journal* [online]., 1-1 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2633575. ISSN 1530-437x.

[3] JIHYOUNG LEE, Hooseok, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROLFE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2013, 1724-1727 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609852. ISBN 978-1-4577-0216-7. ISSN 1530-437x.

[4] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 969-976 [cit. 2017-10-01]. DOI: 10.1007/s10916-010-9505-0. ISSN 0148-5598.

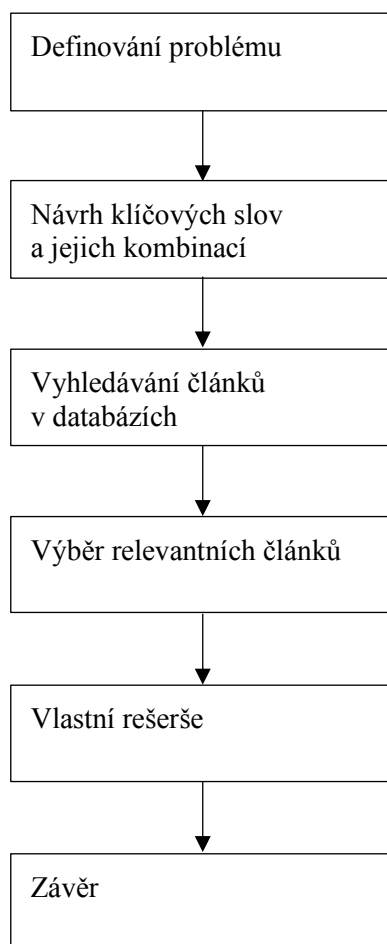
[5] PAROULEK, Lukáš. *Dlouhodobý monitoring srdečního tepu s využitím fotoplethysmografického snímače*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.

2.2.3 Přehledná charakteristika zdrojů, z nichž bylo čerpáno, dle vybraných kritérií.

Tabulka 2: Přehled vybraných zdrojů dle časového, jazykového a geografického původu.

	[1]	[2]	[3]	[4]	[5]
EIZ	Springer Link	IEEE	IEEE	Springer Link	dspace.cvut.cz
Časová lokalizace	2011	2017	2013	2011	2013
Původní jazyk výsledku	EN	EN	EN	EN	CZ
Geografický původ	Japonsko	Jižní Korea	Japonsko	Japonsko	ČR

2.2.4 Flow diagram rešerše



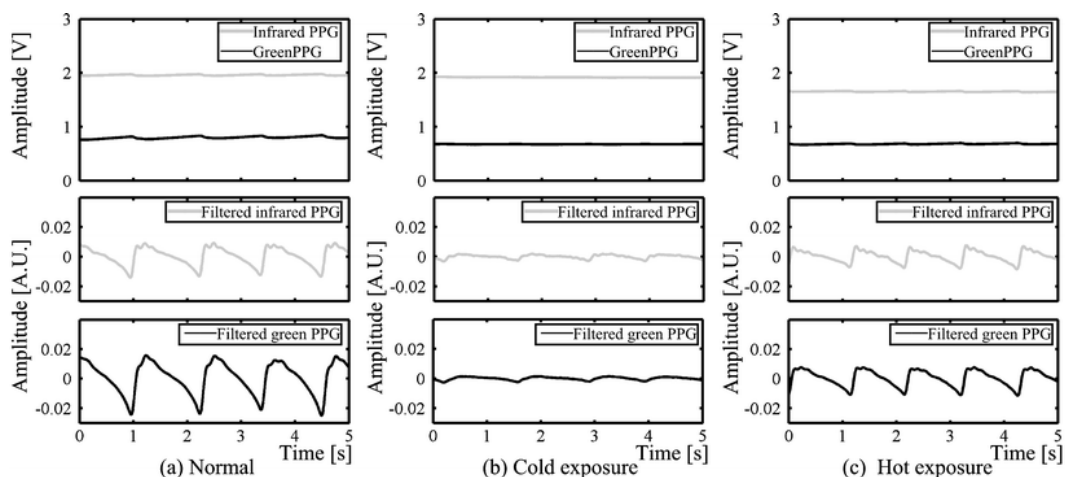
Obrázek 7: Flow diagram rešerše.

2.3 Vlastní rešerše

[1] **Originální název:** MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 829-834 [cit. 2017-04-14]. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z. ISSN 0148-5598.

Český název: Výhody nositelné zelené reflexní pletysmografie.

V tomto článku autoři porovnávají měření arteriálního pulsu pomocí pletysmografie se zelenou diodou a pletysmografie s infračervenou diodou. Vlnové délky těchto diod jsou 525 nm a 880 nm. Zkoumají vliv teploty na střídavý i stejnosměrný pletysmografický signál. Měření provedli pro tři teplotní změny, a to pro 10, 25 a 40 stupňů Celsia. Také zde provedli porovnání obou diod s EKG. Zkoumali, jak koreluje puls naměřený EKG a puls naměřený pletysmografií.



Obrázek 8: Srovnání střídavých a stejnosměrných signálů IR a zelené diody při změnách teploty [1].

Jeich výsledky ukazují, že výstup střídavého signálu byl při teplotním namáhání pro obě diody stejný. Při zkoumání stejnosměrné složky vyšlo najevo, že infračervená dioda při vyšší teplotě vykazuje menší hodnotu stejnosměrného signálu. Také je zjištěno, že IR dioda přestává v chladu korelovat s tepovou frekvencí měřenou EKG.

V závěru se vyskytuje spekulace, že stejnosměrná složka IR diody je menší kvůli zvýšenému průtoku krve v cévním řečišti. Zelená dioda se zde tedy jeví výhodnější pro sledování tepové frekvence, protože je méně ovlivněna tkáněmi a žilami.

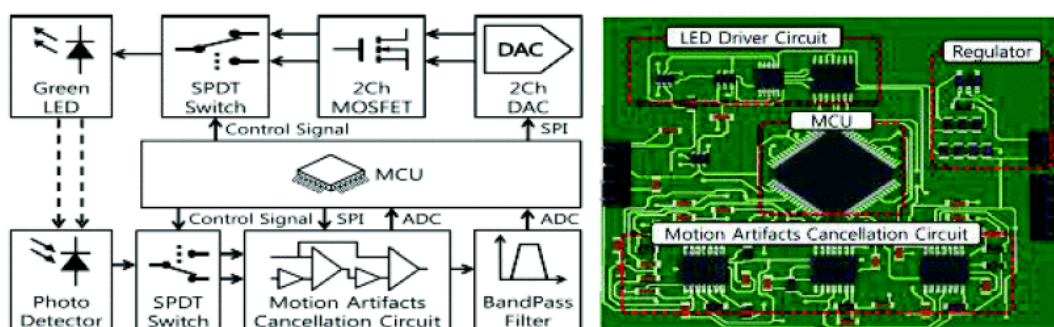
Zjišťují ale také, že zelená dioda nedosáhne hlubších tkání, což souvisí s vlnovou délkou. Čím větší vlnová délka, tím hlouběji dioda dosáhne. Měření hlubší tkáně by obsahovalo větší šum. U zelené diody bude tedy signál přehlednější.

Dle mého názoru se zelená dioda jeví jako vhodný kandidát pro měření reflexní pletysmografie a tento článek je relevantní.

[2] **Originální název:** LEE, Hooseok, Hoon KO, Changwon JEONG a Jinseok LEE. Wearable Photoplethysmographic Sensor based on Different LED Light Intensities. *IEEE Sensors Journal* [online]., 1-1 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2633575. ISSN 1530-437x.

Český název: Nositelný fotopletysmografický senzor založený na rozdílných světelných intenzitách.

V tomto článku se autoři zabývali zamezením vlivu pohybových artefaktů na pletysmografické senzory. Dosáhli toho pomocí dvou reflexních impulsních signálů z jedné zelené diody. Ta byla spínána mikrokontrolérem, který měnil vysokou a nízkou intenzitu světla. Měření byla provedena pro 4 různé pohybové jevy. A to pro umělý bílý šum, umělý barevný šum a vertikální a horizontální náhodné pohyby ruky.



Obrázek 9: Blokové schéma a deska plošných spojů [2].

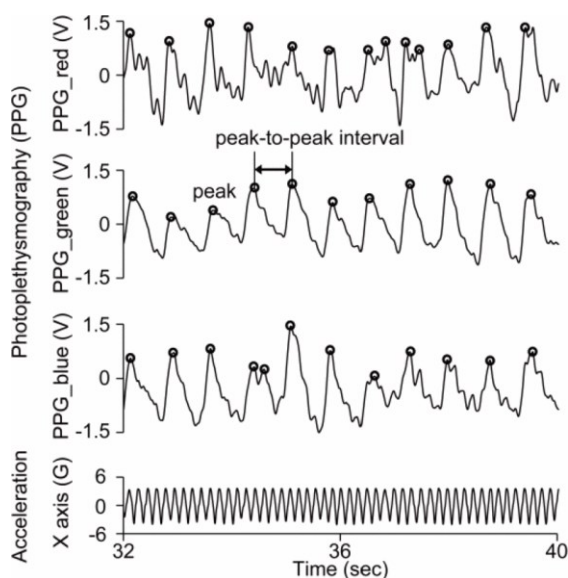
Výsledkem této studie byl důkaz, že touto metodou lze odstranit každý jeden ze 4 měřených artefaktů. Tento způsob lze použít i pro oxymetrii.

Dle mého názoru se dá tento problém řešit i jinými způsoby. Zde nás na to upozornili i autoři. Možnosti jsou v digitálním zpracování signálu nebo analogových filtrech. Tento způsob mi ovšem přijde zajímavý a užitečný.

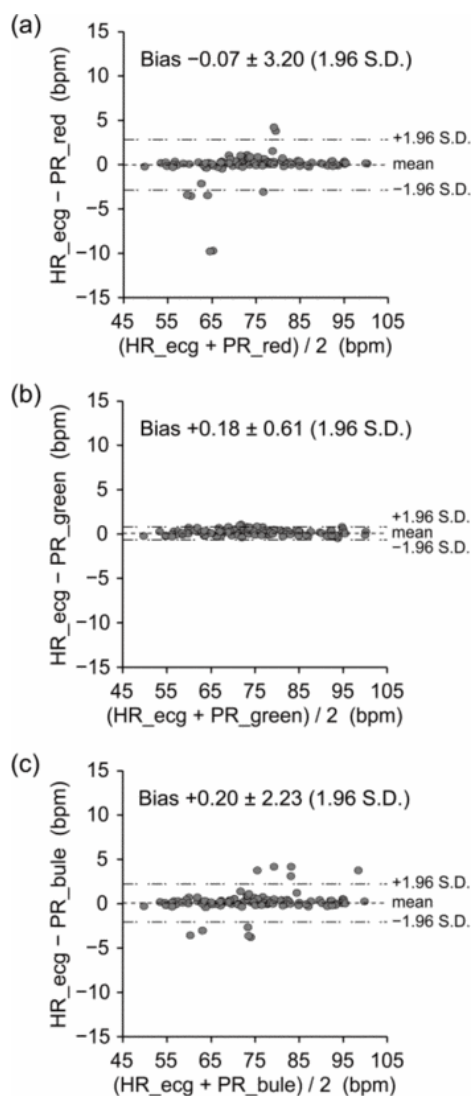
[3] **Originální název:** JIHYOUNG LEE, Hooseok, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROLFE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2013, 1724-1727 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609852. ISBN 978-1-4577-0216-7. ISSN 1530-437x.

Český název: Porovnání červeného, zeleného a modrého světlo pro reflexivní fotopletysmografii při monitorování srdečního tepu během pohybu.

V tomto článku autoři porovnávají tep snímaný zelenou (530 nm), červenou (645 nm) nebo modrou (470 nm) diodou při pletysmografii vůči pulsu zaznamenaného při EKG. Jejich cílem je získat informaci, kterou z těchto tří diod lze nejlépe použít v každodenním životě při normálním pohybu. Toto testovali pomocí dvanácti respondentů, kteří mávali horní končetinou.



Obrázek 10: Závislost pohybu na kvalitě snímaného pulsu [3].



Obrázek 11: Srovnání pulsu z pletysmografie s pulzem z EKG [3].

Výsledek v této studii byl, že zelená dioda, oproti diodě červené a modré, lépe snáší pohybové artefakty a má nejmenší výchylku od pulsu EKG.

Tabulka 3: Srovnání výchylky od EKG pulsu [3].

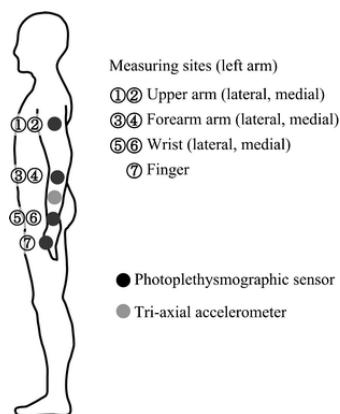
Dioda	Výchylka (bpm)
Zelená	±0,61
Červená	±3,20
Modrá	±2,23

Myslím si, že studie s určitostí prokázala, že zelená dioda je při pohybu přesnější a nejlépe koreluje s EKG. Z hlediska dalšího vývoje mé práce je tento článek relevantní.

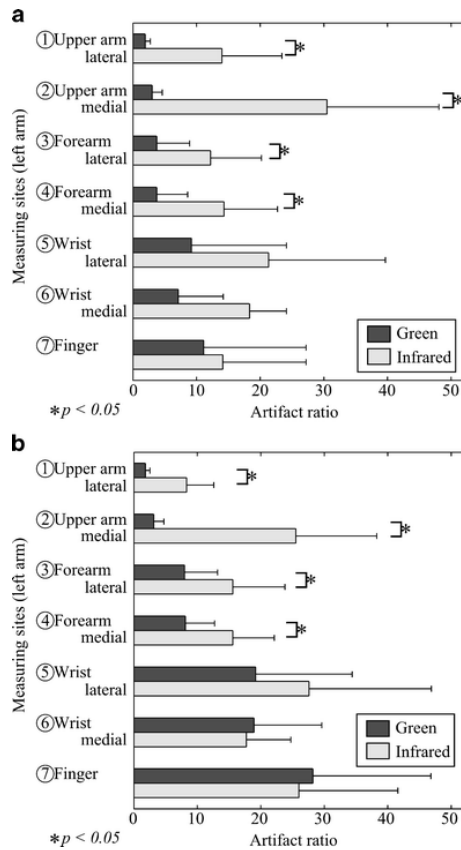
[4] **Originální název:** MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 969-976 [cit. 2017-10-01]. DOI: 10.1007/s10916-010-9505-0. ISSN 0148-5598.

Český název: Vztah mezi měřenými místy těla a pohybovými artefakty u nositelné reflexní fotopletysmografie.

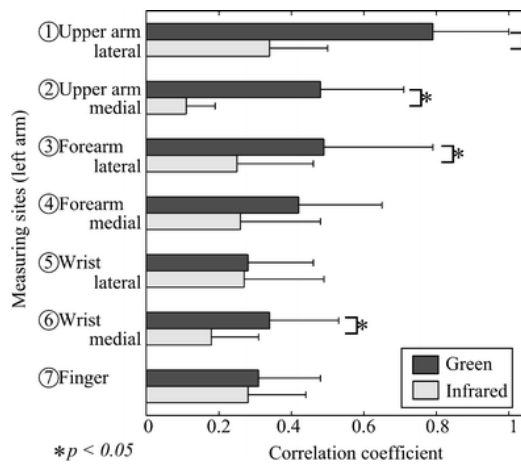
Zde autoři porovnávají pohybové artefakty při měření pletysmografie zelenou (525 nm) a infračervenou diodou (880 nm) na různých částech nepreferované paže. Bylo vybráno jedenáct osob, které měly za úkol v průběhu měření spontánně zvedat danou ruku nebo skákat.



Obrázek 12: Pozice měření na nepreferované paži [4].



Obrázek 13: Pohybové artefakty na paži při horizontální (a) a vertikální poloze (b) [4].



Obrázek 14: Koeficient korelace zelené a infračervené diody s EKG [4].

Obrázek 14 prokazuje, že výsledkem byla větší korelace zelené diody s referenčním EKG signálem. Zároveň je Obrázek 13 důkazem větší odolnosti zelené diody proti pohybovým artefaktům.

Výsledkem této práce je, že zelená dioda je tedy vhodnější pro měření pletysmografie při pohybu.

Myslím, že článek jasně prokázal výhody zelené diody při měření s pohybovými artefakty. V článku ale autoři měřili pouze na horní končetině. Pro cyklistickou helmu bude nutné toto měření rozšířit a měřit na různých částech hlavy.

[5] Originální název: PAROULEK, Lukáš. *Dlouhodobý monitoring srdečního tepu s využitím fotopletysmografického snímače*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.

V této práci se autor zabývá monitoringem srdečního tepu pomocí snímače v uchu. Následně se zabývá analýzou tohoto signálu, a to především detekcí vrcholů a filtrací signálu.

Tato práce je relevantní právě z důvodu zpracování signálu v prostředí Matlab. Autor využívá první derivace a funkce findpeaks. Dále je počítán klouzavý průměr a z něj je zobrazena tepová křivka, kterou ve své práci plánuji zobrazit také. Je zde také obsažen výpočet senzitivity algoritmu, kterou rovněž hodlám vypočítat.

Hlavní využití této práce je v celkové inspiraci při tvorbě hardwarové i softwarové části mé práce.

2.4 Závěr rešerše

Cílem této rešeršní práce bylo vyhledání a zpracování článků týkajících se pletysmografie s využitím zeleného světla. V průběhu rešerše jsem se seznámil s danou problematikou a jejím vývojem a ověřil, že zelená LED je pro pletysmografii vhodnou alternativou.

[1] Výsledkem prvního článku je, že výstup střídavého signálu byl při teplotním namáhání pro obě diody stejný. Ovšem stejnosměrná složka infračervené diody má při vyšší teplotě menší hodnotu stejnosměrného signálu. Také je zjištěno, že IR dioda přestává v chladu korelovat s tepovou frekvencí měřenou EKG. Zelená dioda také díky nižší vlnové délce neprojde do hlubších tkání. Signál tedy bude obsahovat méně šumu.

[2] Výsledky této studie dokázaly, že pomocí dvou zelených diod s rozdílnou intenzitou světla lze odstranit každý jeden ze 4 měřených artefaktů, kterými byly umělý bílý šum, umělý barevný šum a vertikální a horizontální náhodné pohyby ruky.

Příkláním se spíše k jiným způsobům řešení těchto artefaktů. V tomto článku na tyto možnosti upozorňují i autoři. Možnosti jsou v digitálním zpracování signálu nebo analogových filtrech.

[3] V tomto článku z roku 2013 autoři porovnávají tep snímaný zelenou (530 nm), červenou (645 nm) nebo modrou (470 nm) diodou. Výsledky této práce jasně ukazují výhody zelené diody. Zelená dioda lépe koreluje s pulsem EKG a lépe zvládá pohybové artefakty.

[4] Tento článek porovnává pohybové artefakty při měření pletysmografie zelenou (525 nm) a infračervenou diodou (880 nm) na různých částech nepreferované paže. Článek potvrzuje výsledky předchozích prací. Zelená dioda opět více koreluje s EKG signálem a lépe zvládá pohybové artefakty.

[5] V tomto článku autor vyhodnocuje pletysmografický signál pomocí prostředí Matlab. Vyhodnocení probíhá hlavně pomocí funkce findpeaks, což je směr, kterým bych se chtěl ubírat také.

Dle mého názoru mi rešerše potvrdila správnost výběru zelené diody pro pletysmografický senzor. Dále ukázala možnosti řešení pohybových artefaktů pomocí předzpracování signálu a analogových filtrů. Následně jsem se zaměřil na zpracování signálu v prostředí Matlab, kde ze všech prozkoumaných článků vyplývá možnost navázat na vyhodnocení pomocí funkce findpeaks.

3 Vlastní zpracování bakalářské práce

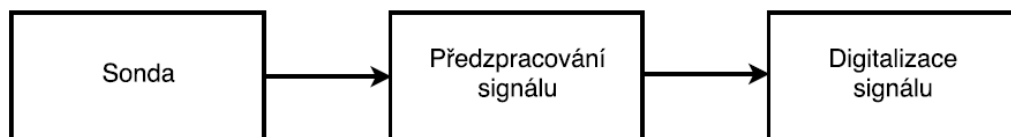
Pro pletysmografický senzor na bázi zeleného světla byla na základě rešerše a potřebných vlastností jako vysílač vybrána zelená SMD LED dioda LM1-EPG1-01-N2 společnosti Cree a jako přijímač SMD fotodioda TEMD5510FX01 společnosti Vishay.

LED dioda disponuje světelným úhlem 120° a dle Gaussovy křivky dominantní vlnovou délkou 527 nm. Typické napájecí napětí je dle datasheetu produktu $U_D = 3,4 \text{ V}$ [19].

Vybraná fotodioda má úhel citlivosti $\pm 65^\circ$ a špičková citlivost vlnové délky je 540 nm. Maximální zpětné napětí je dle datasheetu produktu 16 V [15].

Na základě vlastností těchto součástek bylo stanoveno asymetrické napájení U , které nabývá hodnot 0 až 5 V, které je schopno poskytnout i zařízení LabQuest2 a je tudíž možné senzor s předzpracováním signálu napájet právě z tohoto zařízení. Podle tohoto napájení byly pro předzpracování signálu vybrány duální zesilovače OPA2336P společnosti Texas Instruments [16].

Pro zaznamenání potřebného výstupního signálu bylo zvoleno měření úbytku napětí na rezistoru v sérii za fotodiodou.



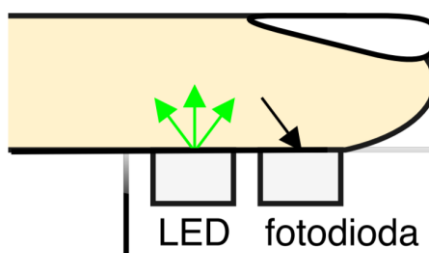
Obrázek 15: Blokové schéma zařízení.

3.1 Prototyp

V této kapitole se jedná především o návrh a realizaci sondy a předzpracování signálu. V rámci návrhu sondy je důležité zjistit vzdálenost mezi LED diodou a fotodiodou. Při návrhu předzpracování signálu je potřeba navrhnout schéma zapojení a realizovat ho v nepájivém poli.

3.1.1 Sonda

Jelikož se jedná o reflexní pletysmografii, byl vytvořen návrh finální sondy (viz Obrázek 16). Nejprve musel být ovšem vytvořen prototyp sondy, na kterém bylo nutné změřit ideální vzdálenost mezi LED diodou a fotodiodou.



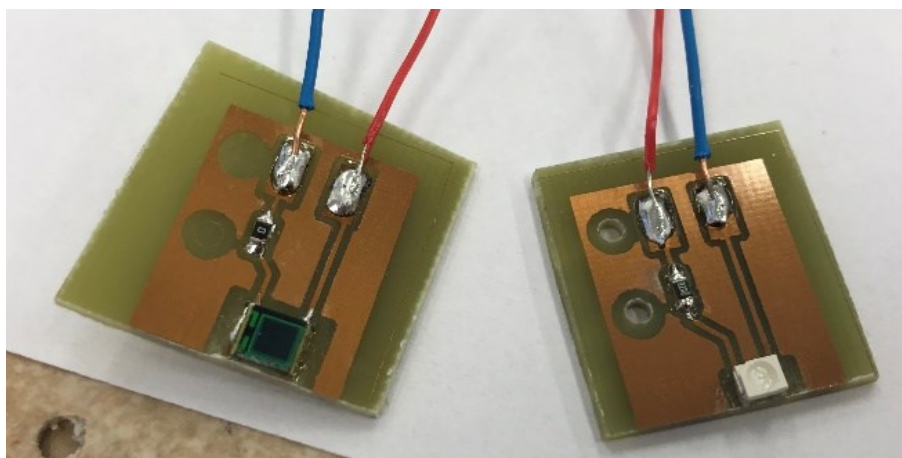
Obrázek 16: Návrh sondy pro reflexní pletysmografii.

Byl vytvořen návrh desky plošného spoje pro LED diodu, který obsahoval i předřadný SMD R0805 82R rezistor. Ten byl vybrán na základě výpočtu pomocí Ohmova zákona, přičemž typický dopředný proud se rovnal dle datasheetu $I_F = 20 \text{ mA}$.

$$R = \frac{U - U_D}{I_F} = \frac{5 - 3,4}{20 \cdot 10^{-3}} = 80 \Omega \quad (1)$$

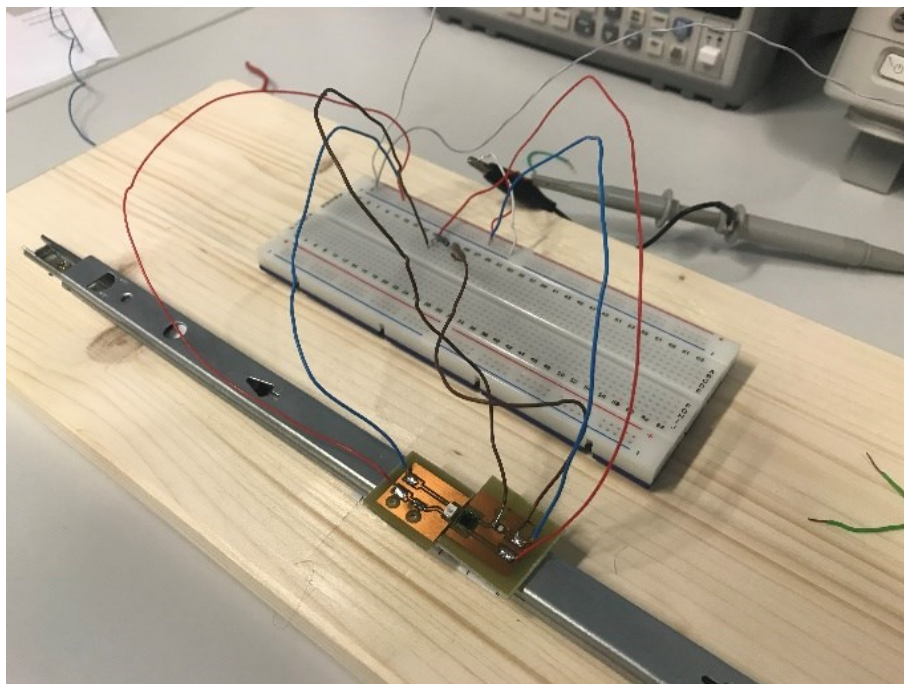
Nejblíže se v odporové řadě E24 nachází právě rezistor 82R. Následně byl vytvořen návrh DPS i pro fotodiodu. Dále byly desky vyleptány fotocestou a osazeny (viz Obrázek 17). Pro vytvoření návrhu DPS byl použit software Eagle (viz Příloha 1.1 a Příloha 1.2).

Nakonec bylo přidáno i nepájivé pole, na které byly vyvedeny kabely pro odpor, na kterém byl měřen úbytek napětí v sérii za fotodiodou. Tento odpor nebyl umístěn na DPS z důvodu flexibility, co se týče změn hodnot a samotného provedení měření. Na základě tohoto měření byl jako vhodný rezistor vybrán rezistor s hodnotou $100 \text{ k}\Omega$ z řady E24.

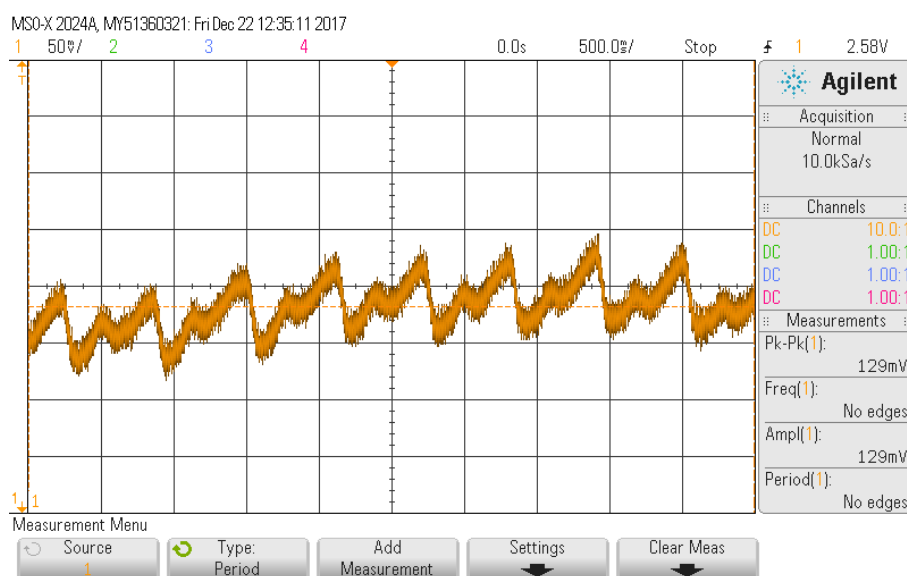


Obrázek 17: Vyleptané a osazené DPS.

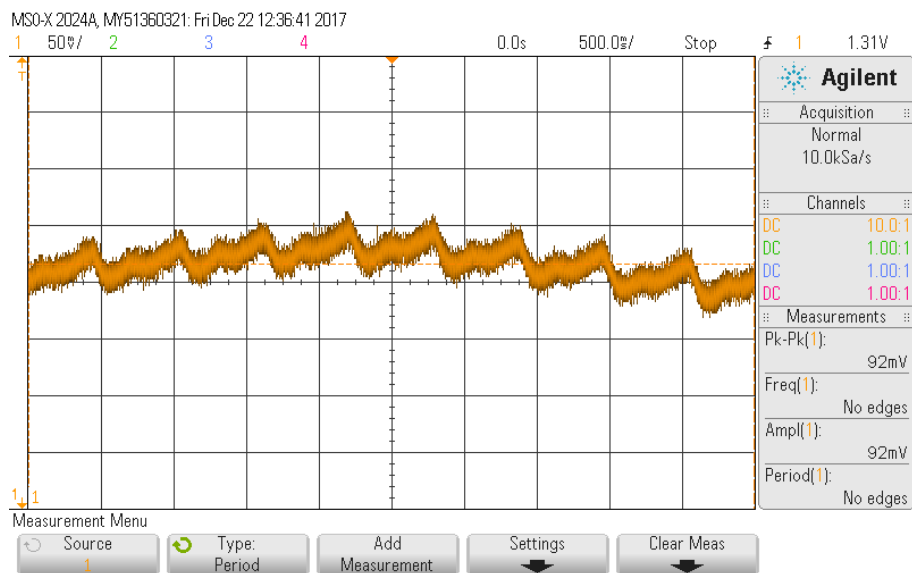
Pro zjištění ideální vzdálenosti mezi LED diodou a fotodiodou bylo zkonstruováno jednoduché zařízení sestávající z dřevěné desky a dvou kolejniček (viz Obrázek 18). K jedné kolejničce byla přidělána DPS s LED diodou a ke druhé DPS s fotodiodou. Pohybem kolejniček s hotovými deskami bylo následně provedeno měření vzdálenosti mezi prvky pro 1 mm , 2 mm a 3 mm .



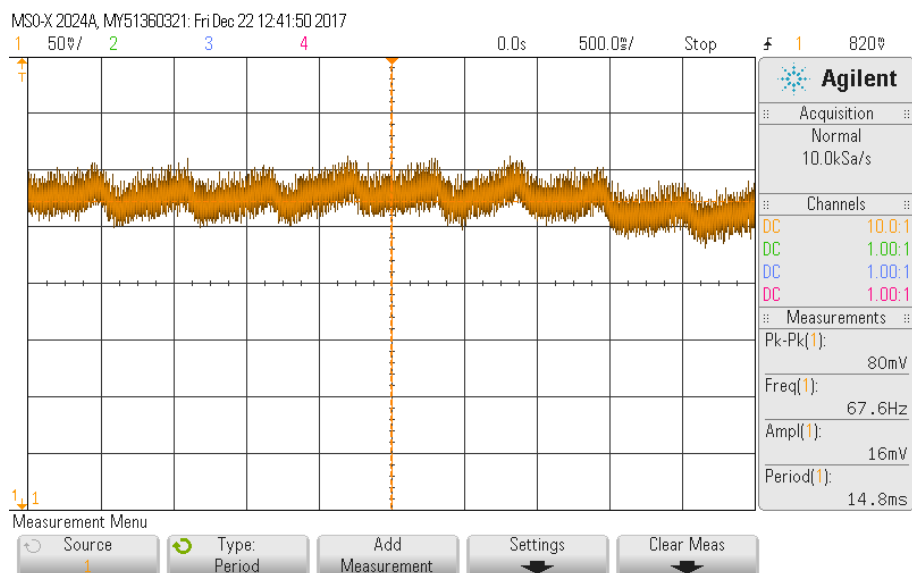
Obrázek 18: Zařízení pro měření vzdálenosti mezi prvky.



Obrázek 19: Měření pulsní křivky se vzdálenosti mezi prvky 1 mm.



Obrázek 20: Měření pulsní křivky se vzdáleností 2 mm.

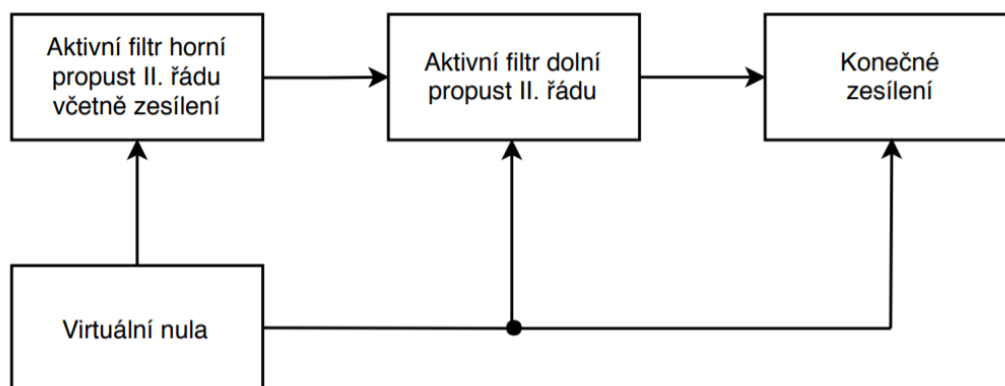


Obrázek 21: Měření pulsní křivky se vzdáleností mezi prvky 3 mm.

Z výsledků je patrné, že vzdálenost mezi prvky ovlivňuje kvalitu signálu, a to především velikost jeho amplitudy a šum. Signál měřený při vzdálenost 1 mm, který znázorňuje Obrázek 19, disponuje největší amplitudou a nejmenším šumem. Výsledkem tohoto měření je tedy stanovení konečné vzdálenosti mezi LED diodou a fotodiodou na 1 mm.

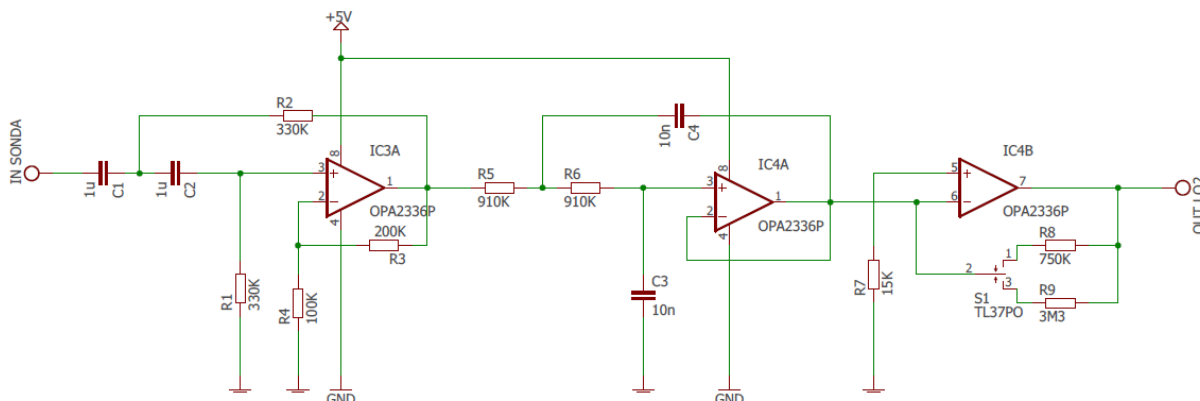
3.1.2 Předzpracování signálu

Po návrhu prototypu sondy byl vytvořen návrh schématu předzpracování signálu, který sestával z aktivní horní propusti druhého řádu se zesílením, aktivní dolní propusti druhého řádu a konečného zesílení. Mezní frekvence byly zvoleny pro interval 0,5–17,5 Hz.



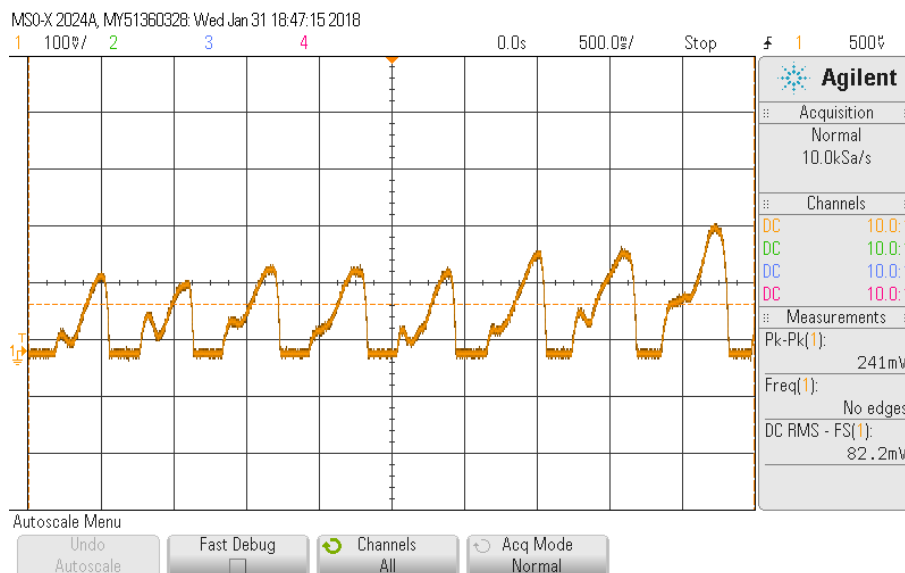
Obrázek 22: Blokové schéma předzpracování signálu.

Zapojení bylo sestaveno v nepájivém poli z důvodu flexibility změn v zapojení. Napájeno bylo asymetrickým napětím 0–5 V, přičemž napájení LED diody bylo regulovatelné v zapojení s trimrem tak, aby bylo možno měnit intenzitu záření.



Obrázek 23: Návrh schématu předzpracování signálu.

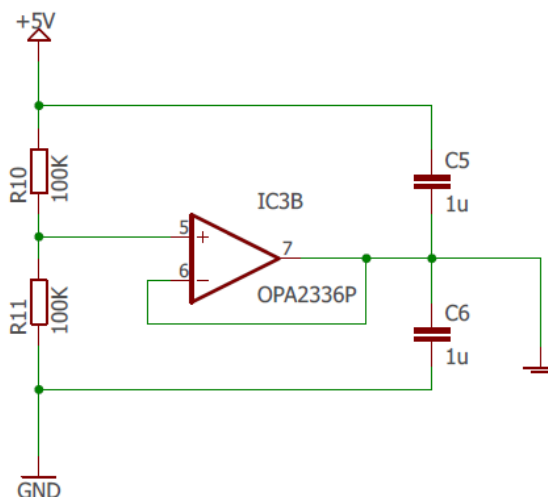
Při návrhu předzpracování signálu byl objeven problém s neúplným signálem pulsní křivky (viz Obrázek 24). Jelikož má pleťsmografický signál bez předzpracování velmi malou amplitudu, je potřeba jej zesílit. Signál, ze kterého byla vyfiltrována stejnosměrná složka, a který byl zesílen, nebyl poté z tohoto důvodu zobrazen kompletní.



Obrázek 24: Neúplný signál pulsní křivky.

Ideálním řešením se ukázala být virtuální nula, ze které byl vyveden střed napájecího napětí, a to 2,5 V. K signálu je virtuální nulou přidána konstantní složka, která signál kontrolovaně posune právě do hodnoty 2,5 V a umožní jeho kompletní zobrazení.

Virtuální nula byla vytvořena pomocí operačního zesilovače v zapojení sledovače a napěťového děliče se dvěma totožnými 100 k Ω rezistory. Aby virtuální zem měla co nejmenší impedanci vůči napájecímu napětí byly použity blokovací kondenzátory 1 μ F. Sledovač také tvoří z napájecího napětí tvrdý zdroj.

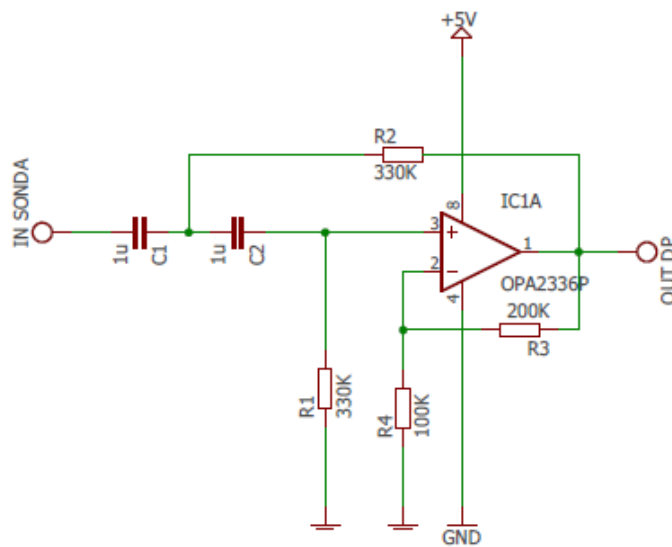


Obrázek 25: Virtuální nula.

Horní propust Sallen-Key druhého řádu byla do předzpracování zařazena především z důvodu filtrace stejnosměrné složky napětí a dechové křivky. Mezní frekvence aktivní HP druhého řádu byla nastavena na $f_{mez} = 0,5 \text{ Hz}$. K dosažení této mezní frekvence filtru byly vybrány rezistory $R = 330 \text{ k}\Omega$ a kondenzátory $C = 1 \text{ }\mu\text{F}$.

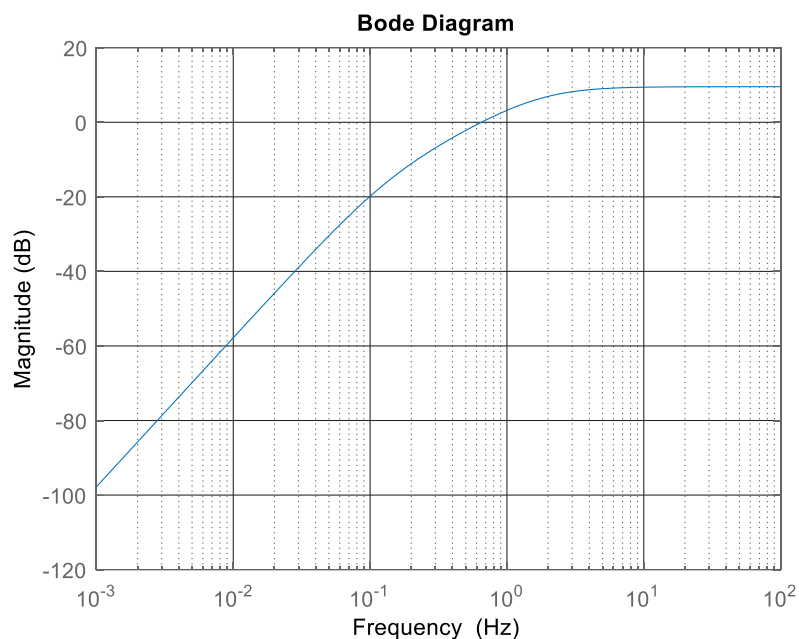
$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 330 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = \mathbf{0,48 \text{ Hz}} \quad (2)$$

HP také poskytla možnost zesílení $A_u = 3$, které tvoří odpory $R_3 = 200 \text{ k}\Omega$ a $R_4 = 100 \text{ k}\Omega$. Horní propust tvoří začátek předzpracování signálu, a proto do jejího neinvertující vstupu přichází signál měřený sondou. Následně signál pokračuje do filtru typu dolní propust.



Obrázek 26: Aktivní horní propust II. řádu.

Pomocí literatury byla stanovena přenosová funkce filtru [20]. Následně byla pomocí softwaru Matlab vykreslena frekvenční charakteristika filtru.



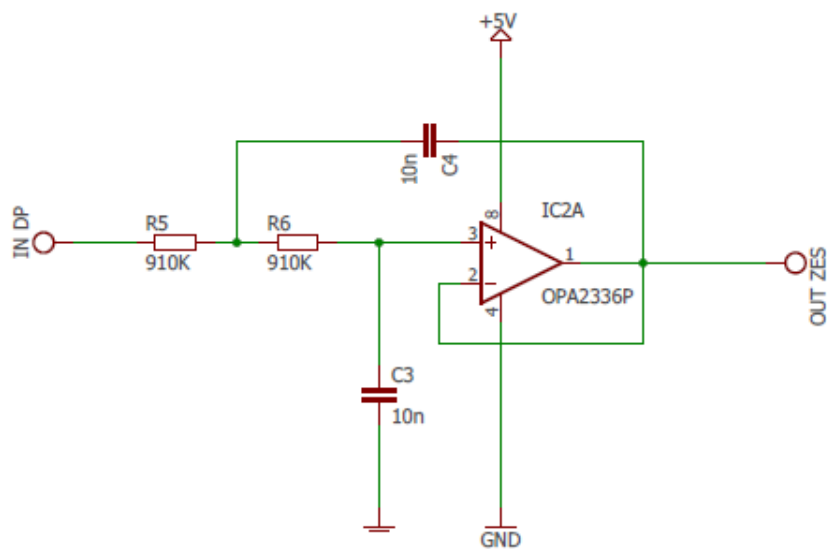
Obrázek 27: Frekvenční charakteristika filtru HP.

```
H = tf([0.3267 0 0],[0.1089 1.32 1]);
figure(3)
h=bodeplot(H);
grid on;
setoptions(h,'FreqUnits','Hz','PhaseVisible','off')
```

Obrázek 28: Kód v Matlabu pro vykreslení frekvenční charakteristiky HP.

Aktivní dolní propust II. řádu byla zvolena z důvodu odfiltrování 50 Hz složky ze sítě. Mezní frekvence filtru byla z důvodu zachování dikrotického zářezu pulsní křivky a na základě měření stanovena na $f_{mez} = 17,5 \text{ Hz}$. K dosažení této mezní frekvence byly vybrány rezistory $R = 910 \text{ k}\Omega$ a kondenzátory $C = 10 \text{ nF}$.

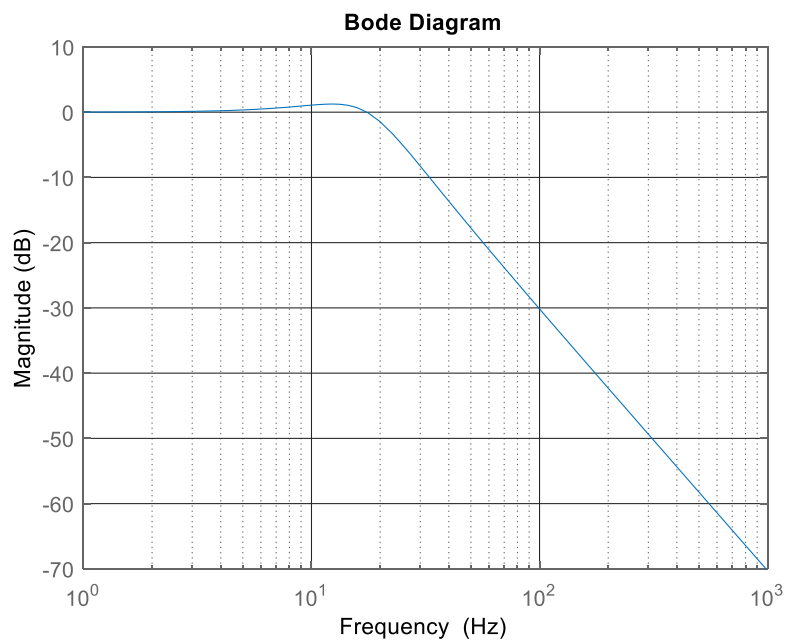
$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 910 \cdot 10^3 \cdot 10 \cdot 10^{-9}} = \mathbf{17,49 \text{ Hz}} \quad (3)$$



Obrázek 29: Aktivní filtr dolní propust II. řádu.

Do neinvertujícího vstupu operačního zesilovače DP vstupuje signál filtrovaný HP. Následně pokračuje do konečného zesílení signálu.

Na základě literatury byla stanovena přenosová funkce filtru a podobně jako u filtru typu horní propust byla vykreslena frekvenční charakteristika [14].



Obrázek 30: Frekvenční charakteristika filtru DP.

```

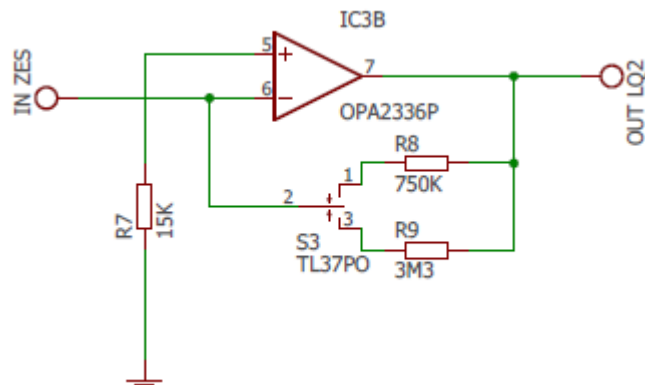
H = tf([0 0 12075.83625],[1 109.89 12075.83625]);
figure (5)
h=bodeplot(H);
grid on;
setoptions(h, 'FreqUnits', 'Hz', 'PhaseVisible', 'off')

```

Obrázek 31: Kód v Matlabu pro vykreslení frekvenční charakteristiky filtru DP.

Konečné zesílení se skládá z operačního zesilovače v invertujícím zapojení. Invertující zapojení bylo zvoleno z důvodu potřeby otočení pulsní křivky. Ta je invertovaná z důvodu využití měření signálu jako úbytek napětí na rezistoru. Do invertujícího vstupu zesilovače vstupuje signál z filtru typu propust a ze zesilovače vychází již konečný výstup předzpracování signálu.

Na základě potřeby rozdílného zesílení při měření na hlavě a na prstech byl do zapojení implementován přepínač, který přepíná mezi odpory ve zpětné vazbě. Zesílení pro hlavu je složeno z rezistorů $R = 3,3 \text{ M}\Omega$ a $R = 15 \text{ k}\Omega$ a je stanoveno na $A_u = 220$ a zesílení pro prst se skládá z rezistorů $R = 750 \text{ k}\Omega$ a $R = 15 \text{ k}\Omega$ a je rovno $A_u = 50$.



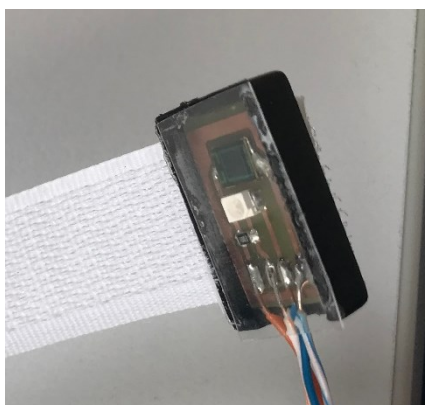
Obrázek 32: Konečné zesílení předzpracování signálu.

3.2 Realizace fotopletysmografického zařízení pro měření pulsu

V této kapitole se především jedná o finalizaci zařízení. To představuje například vyleptání a osazení DPS, výběr krabičky a uložení daného přípravku do ní.

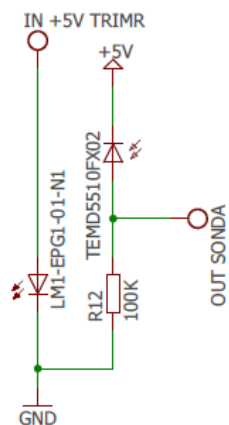
3.2.1 Sonda

Finální sonda sestává z vyleptané a osazené desky, která je uložena v krabičce a zakryta plastovým sklíčkem. Toto sklíčko je přidáno z důvodu zachování stejného tlaku těla na fotodiodu. Změny tlaku při měření jak na hlavě, tak na prstu horní končetiny způsobují výkyvy velikosti amplitudy měřeného signálu a také větší šum signálu. LED dioda a fotodioda jsou od sebe vzdáleny 1 mm na základě předešlého měření v rámci testování prototypu sondy (viz kapitola 3.1.1).



Obrázek 33: Realizovaná sonda.

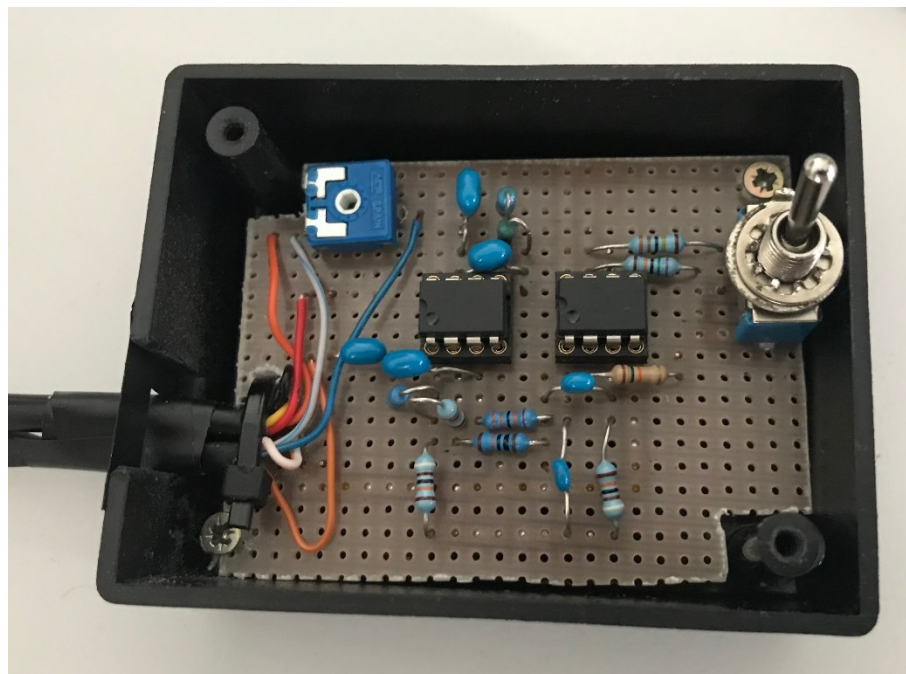
Na fotodiodu je přivedeno napětí 5 V, zatímco na LED diodu je přivedena regulovaná hodnota napětí, která činí 3,79 V. Sonda obsahuje také rezistor 100 k Ω , na kterém vzniká úbytek napětí, který je snímán.



Obrázek 34: Návrh schématu sondy.

3.2.2 Předzpracování signálu

Finalizace elektrických obvodů pro předzpracování měřeného signálu byla realizována na pájivém poli, které bylo osazeno a uloženo do krabičky. Ta byla upravena, aby k ní mohly vést kabely nejen ze sondy, ale i ze zařízení LabQuest2.



Obrázek 35: Osazená deska uložená v krabičce.



Obrázek 36: Finální podoba předzpracování signálu.

3.3 Digitální zpracování signálu

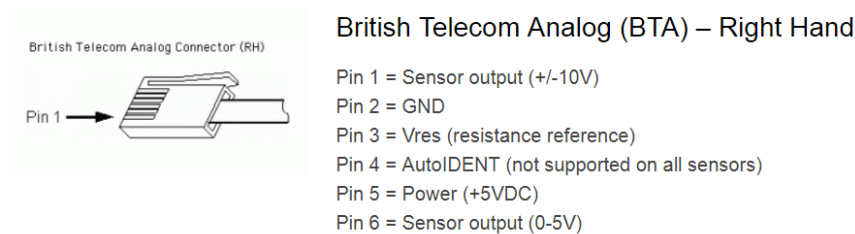
Digitalizace signálu se týká především zařízení LabQuest2 a softwaru Matlab. LabQuest2 poskytuje zobrazení pulsní křivky v reálném čase. Naopak v Matlabu je prováděna analýza pletysmografického signálu offline.

3.3.1 Zobrazování dat v reálném čase

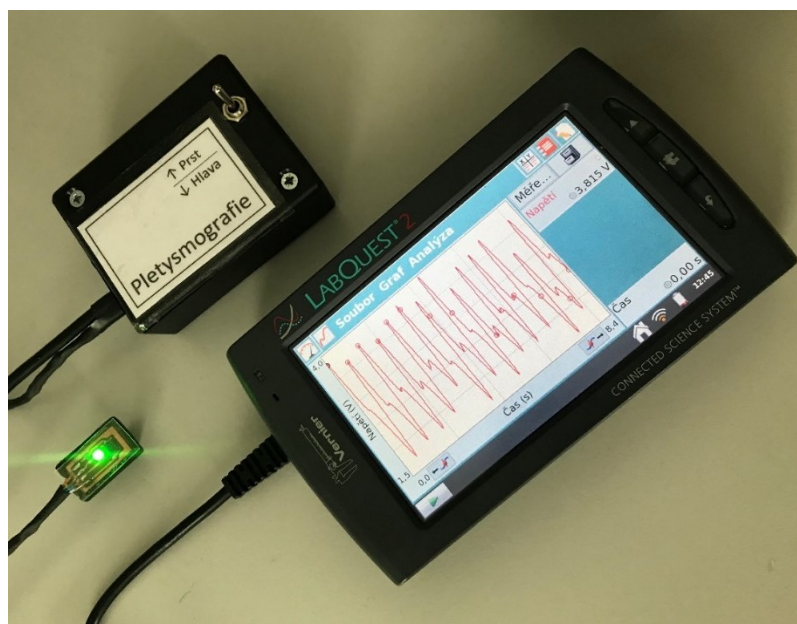
Zobrazení dat v reálném čase probíhá pomocí zařízení LabQuest2 (viz kapitola 1.3), ke kterému je pletysmografický senzor připojen pomocí BTA konektoru s kabelem.

BTA konektor firmy Vernier byl pomocí krimpovacích kleští připojen ke klasickému šestizilovému telefonnímu kabelu. Následně byl využit Pin 2 jako signálová zem GND, Pin 5 jako napájecí stejnosměrné napětí 5 V a Pin 6 jako výstup pro pletysmografický senzor 0-5 V. V zařízení LabQuest2 byl vybrán Channel 1 jakožto senzor pro měření napětí 0–5 V. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 100 Hz.

Výhodou použití LabQuest2 je schopnost tohoto zařízení fungovat bez napájení i více než dvě hodiny. Je s ním tudíž možné provádět měření, která nejsou omezená místem se zdrojem napětí [17].



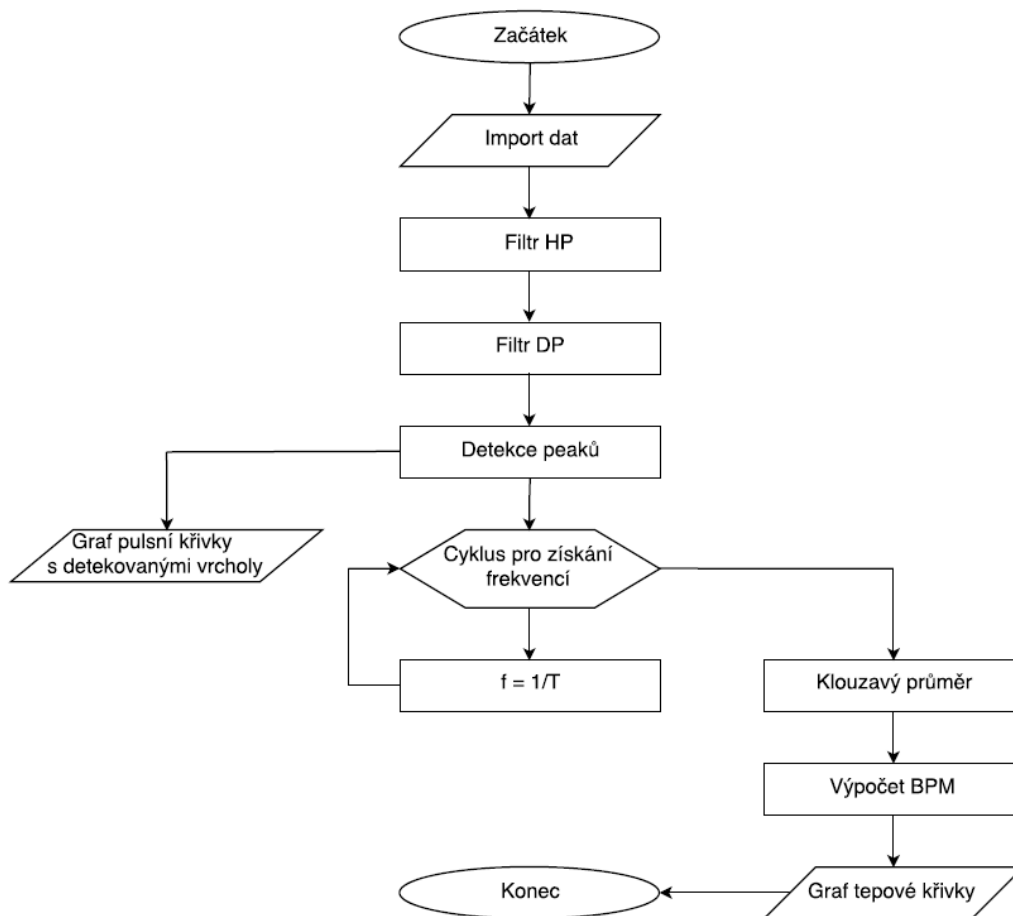
Obrázek 37: Konektor BTA včetně pinů [17].



Obrázek 38: Zařízení LabQuest2 se zapojeným předzpracováním signálu a sondou.

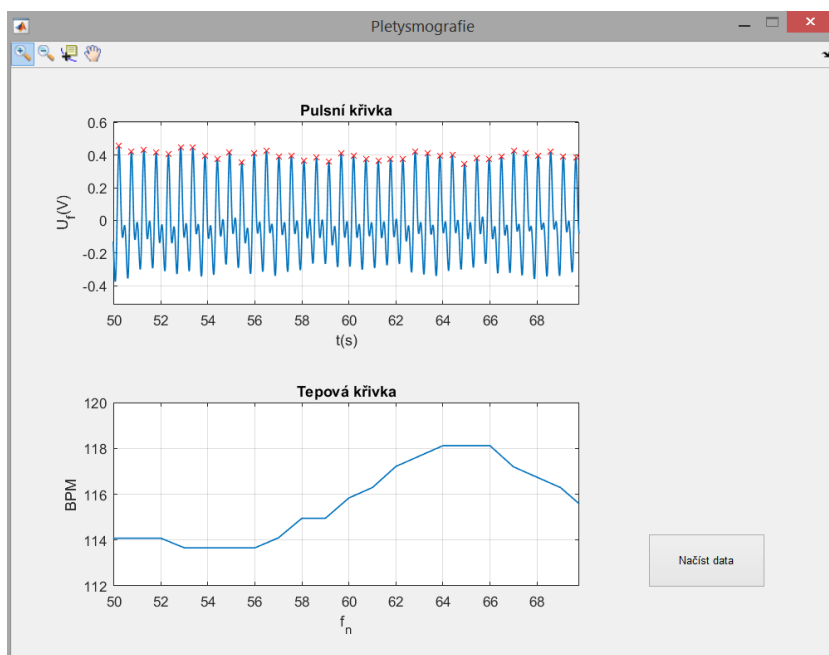
3.3.2 Zobrazení a analýza dat v softwaru Matlab

Analýza dat v softwaru Matlab se především týká filtrace signálu, detekce vrcholů křivky a zobrazení tepové křivky.



Obrázek 39: Vývojový diagram kódu v Matlabu.

Nejprve je vytvořeno jednoduché GUI, ve kterém se budou zobrazovat dva grafy. První graf zobrazuje vyfiltrovanou pulsní křivku s detekovanými vrcholy a druhý graf tepovou křivku. Tyto dva grafy doplňuje tlačítko pro načtení dat.



Obrázek 40: GUI v prostředí Matlab.

Je tedy vytvořeno tlačítko „Načíst data“ pomocí funkce Button a dva grafy pomocí funkce Axes. Spuštěním programu pomocí tlačítka Play se ve zdrojovém kódu vytvoří funkce pushbutton, do které je psána většina kódu.

Jelikož zařízení LabQuest2 umožňuje export pouze textových souborů, bylo nutné umožnit programu načítat tento typ souborů.

Zde se jedná o kombinaci funkcí uigetfile a importfile. Funkce importfile byla vytvořena pomocí Import Data a Generate Function a vkládá data do vektorů x a y, tedy čas a napětí. Funkce uigetfile umožňuje v GUI interaktivní načtení dat z dialogového okna. [22]

```
[FileName, PathName] = uigetfile('*.*txt', 'Vyberte textový soubor');
[x, y] = importfile(fullfile(PathName, FileName));
```

Obrázek 41: Matlab kód pro načtení dat.

V dalším kroku bylo nutno signál filtrovat, a to jak pomocí horní propusti, tak pomocí dolní propusti. U obou filtrů se jedná o Butterworthův filtr 4. řádu. Tyto typy filtrů byly vybrány na základě standardních postupů. Jelikož je filtrace prováděna pro snazší detekci vrcholů a následné zobrazení tepové křivky, je mezní frekvence filtru typu dolní propust nastavena na $f_{mez} = 5 \text{ Hz}$. Tuto mezní frekvenci je možné si dovolit také z důvodu malé potřeby zachování dikrotických zářezů, jejichž frekvence se může pohybovat i okolo 15 Hz.

Pro filtr typu horní propust byla mezní frekvence stanovena na $f_{mez} = 0,5 \text{ Hz}$ z důvodu odfiltrování dechové křivky. Tato filtrace probíhala pomocí funkcí butter a filtfilt a na základě konzultace s vedoucím práce. Jedná se o standardní způsob softwarové filtrace signálu. [23] [24]

```

[B,A]=butter(4,5*2/100);
vysledek=filtfilt(B,A,y);
[B,A]=butter(4,0.5*2/100);
vysledek1=vysledek - filtfilt(B,A,y);

```

Obrázek 42: Kód v Matlabu pro filtraci signálu.

Po vyfiltrování signálu je na řadě detekce samotných vrcholů. Ta se provádí pomocí funkce `findpeaks`. Správnost určení jednotlivých vrcholů je ošetřena pomocí funkce `MinPeakProminence`. Zde je nastavena na třetinu maximální hodnoty signálu. Prominence v tomto případě znamená, že detekovaný vrchol musí na obě strany klesnout o třetinu maximální hodnoty signálu. Tato hodnota spolehlivě nedetekuje dikrotické zářezy, ale pouze jednotlivé vrcholy. [18]

Vyfiltrovaný signál s detekovanými vrcholy je následně zobrazen pomocí funkce `plot`, kde je osa y značená jako U filtrované. Přidělení daného plotu k danému grafu `axes1` je zaručeno kódem `axes(handles.axes1);`.

```

P = max(vysledek1)/3;
[pks, locs] = findpeaks(vysledek1, 'MinPeakProminence', P);
axes(handles.axes1);
plot(x,vysledek1,x(locs),pks,'xr'),
xlabel('t(s)'), ylabel('U_f(V)'), title('Pulsní křivka'), grid on

```

Obrázek 43: Kód v Matlabu pro detekci vrcholů.

Pro vytvoření tepové křivky je důležité znát periody mezi jednotlivými píky, což jsou maximální amplitudy signálu, které symbolizují systolu srdce. Systolu srdce představuje i R kmit QRS komplexu křivky EKG. Maximální amplituda pulsní křivky je tedy ideální pro měření tepové frekvence. Poté co jsou získány periody mezi jednotlivými píky, jsou z těchto period získány i frekvence, ze kterých je následně vytvořen klouzavý průměr.

Jelikož se u funkce `findpeaks` ukládají lokace daných vrcholů v proměnné `locs`, můžeme tuto proměnnou využít. Lokace vrcholů jsou tedy uloženy do proměnné `C`. Následně je vytvořen cyklus `for`, který zjišťuje periody mezi vrcholy a rovnou je přepočítává na jednotlivé frekvence a ukládá do proměnné `f`. Klouzavý průměr je poté vytvořen pomocí funkce `filter` a je nastaven tak, aby se průměr prováděl po 5 frekvencích, a to proměnnou `size`. [26]

```

C=x(locs);

for i=1:length(C)-1
    f(i,1) = 1/(C(i+1)-C(i));
end

size = 5;
b = (1/size)*ones(1,size);
a = 1;
movingaverage = filter(b,a,f);

```

Obrázek 44: Kód v Matlabu pro získání period, frekvencí a vytvoření klouzavého průměru.

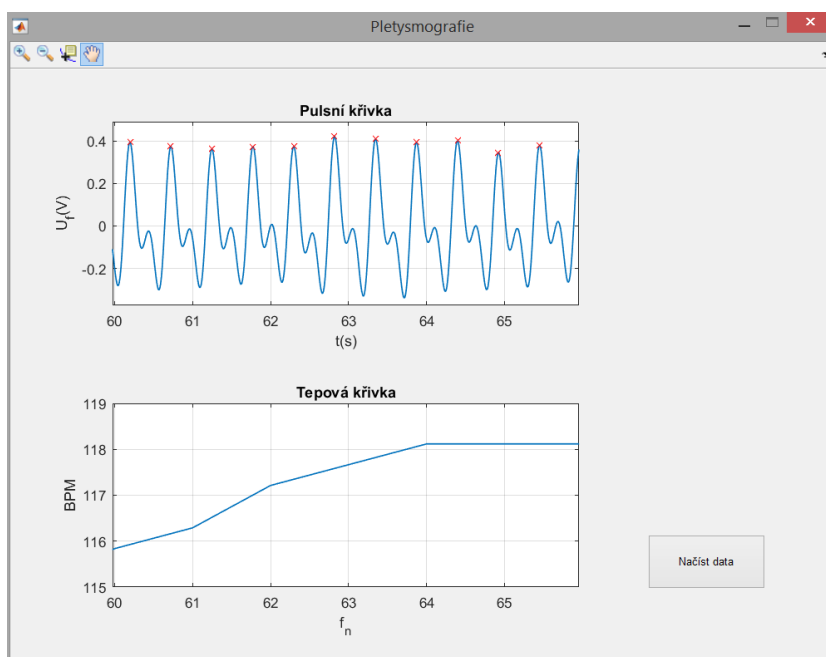
Klouzavý průměr frekvencí se ukládá do proměnné movingaverage, která je následně jako vektor násobena 60 a ukládána do proměnné BPM. Poté je zobrazena pomocí funkce plot a přidělena k druhému grafu axes2. Osa x je zaznačena jako f_n z důvodu, že se jedná o jednotlivé frekvence.

```
BPM = movingaverage.*60;
axes(handles.axes2);
plot(BPM)
xlabel('f_n'), ylabel('BPM'), title('Tepová křivka'), grid on
```

Obrázek 45: Kód v Matlabu pro zobrazení tepové křivky.

Nakonec byl do GUI přidán Toolbar, ve kterém je možné signál posouvat, přibližovat, oddalovat a zaznačovat markery.

Důležité bylo, aby se při přiblížení jednoho grafu, přiblížil i graf druhý. Toto je umožněno pomocí funkce linkaxes([handles.axes1 handles.axes2], 'x'). Tato funkce synchronizuje osy x u obou grafů, a proto je možné přibližovat oba zároveň. Tento řádek je umístěn mimo tlačítko „Načíst data“ ve funkci OpeningFcn. [25]



Obrázek 46: Přiblížení obou grafů v GUI.

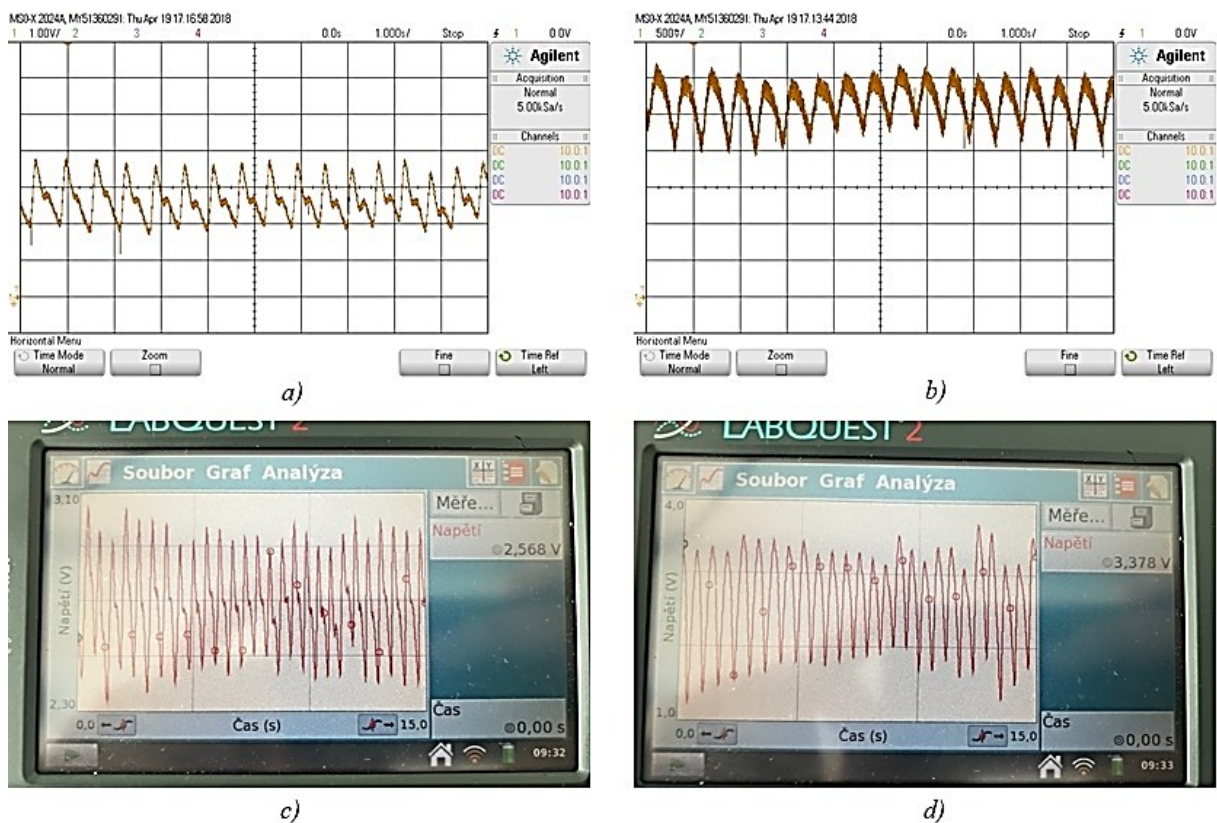
V rámci testování zrealizovaného zařízení byla vypočtena senzitivita algoritmu (viz kapitola 4.4). Kód vytvořený v Matlabu je součástí přiloženého disku jako Příloha 2.1.

4 Testování realizovaného zařízení

Měření realizovaného zařízení proběhlo nejprve na osciloskopu a následně v zařízení LabQuest2. Dále bylo provedeno krátkodobé měření na 11 respondentech, dlouhodobé měření na prstu horní končetiny, na hlavě a na hlavě při jízdě na kole a měření pro výpočet senzitivity algoritmu.

4.1 Zobrazení pulsní křivky na osciloskopu a v zařízení LabQuest2

Sestavené zařízení bylo nejdříve testováno na osciloskopu a poté bylo připojeno k zařízení LabQuest2. Probandem je zde muž, má 23 let, je měřen v sedě u stolu a v klidu. Měření probíhá na libovolném prstu horní končetiny a na čele. K sondě je pro možnost změny místa měření přiděleno plastové očko, kterým lze provléknout suchý zip různé délky.



Obrázek 47: Výsledky měření pulsní křivky na osciloskopu na prstu a) a na hlavě b) a v zařízení LabQuest2 na prstu c) a na hlavě d).

4.2 Provedení měření na dobrovolnících

V rámci provedení testů realizovaného zařízení na dobrovolnících bylo provedeno měření 11 respondentů. Respondentům byla měřena pulsní křivka po dobu 5 minut, a to jak na hlavě, tak na prstu horní končetiny.

4.2.1 Cíl měření

Cílem měření je získat záznamy pulsní křivky 11 respondentů, a to jak na hlavě, tak na prstu horní končetiny.

4.2.2 Pracovní postup

Probandy jsou muži i ženy ve věku od 22 do 23 let. Při měření jsou posazeni ke stolu, kde sedí uvolněně a v klidu. Měření probíhá nejdříve na prstu horní končetiny a následně na hlavě po dobu 5 minut. Sonda je k probandům přichycena pomocí suchého zipu, přičemž je možné měnit jeho délku.

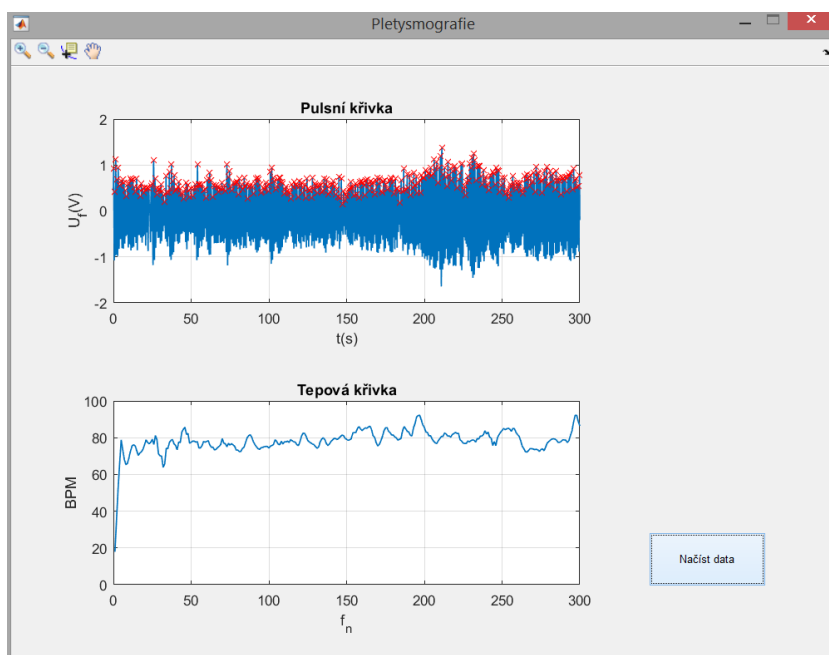


Obrázek 48: Měření pulsní křivky na prstu respondenta.

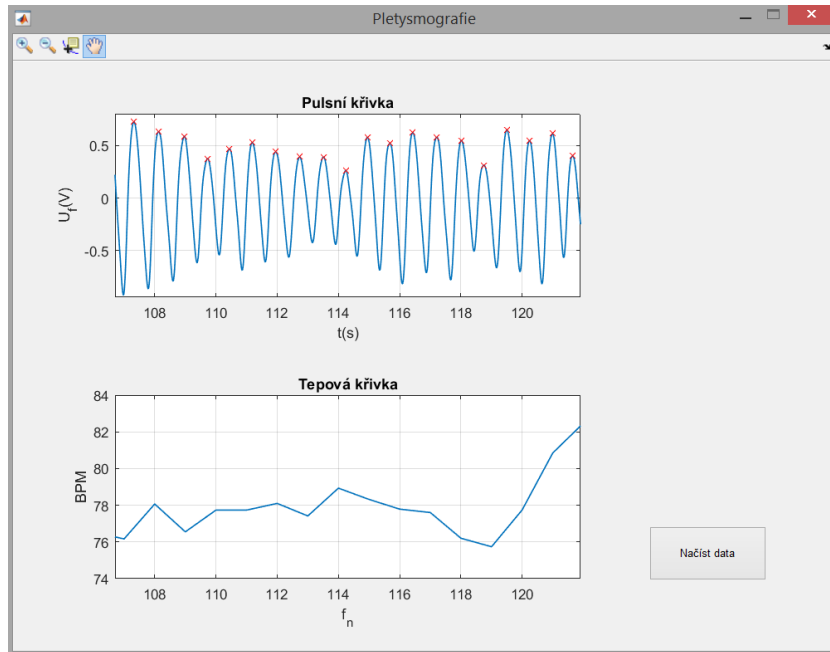


Obrázek 49: Měření pulsni křivky na hlavě respondenta.

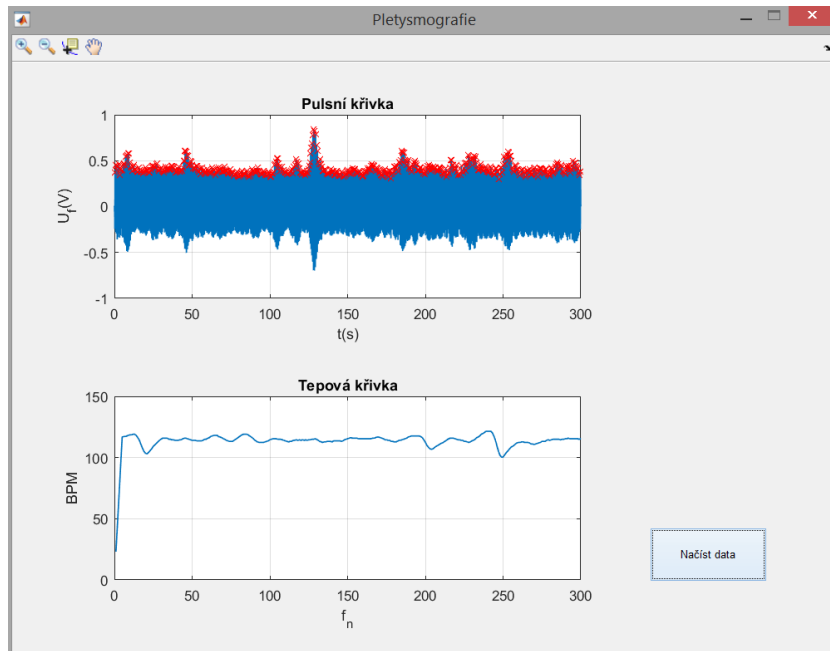
4.2.3 Výsledky měření



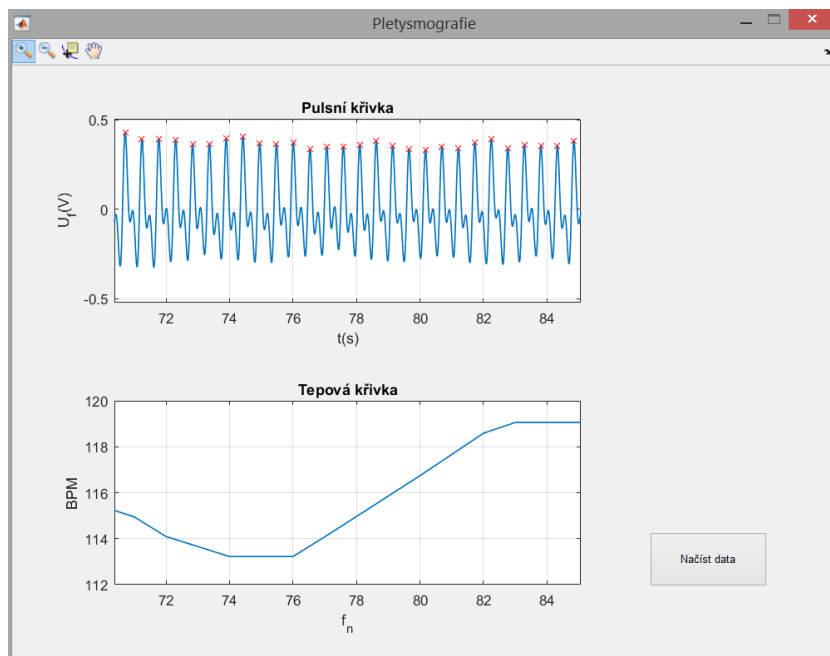
Obrázek 50: Pětiminutový záznam pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě.



Obrázek 51: Přibližný pětiminutový záznam pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě.



Obrázek 52: Pětiminutový záznam pulsni a tepové křivky respondenta při měření na prstu.



Obrázek 53: Přibližení pětiminutového záznamu pulsni a tepové křivky respondenta při měření na prstu.

4.3 Provedení dlouhodobého měření

Dále byly provedeny tři delší patnáctiminutové měření, a to na prstu, na hlavě a na hlavě při jízdě na kole.

4.3.1 Cíl měření

Cílem tohoto měření bylo získání delšího záznamu pulsní křivky, a to na prstu, na hlavě a na hlavě při jízdě na kole.

4.3.2 Pracovní postup

Byl měřen jeden proband, muž, kterému je 23 let. Měření na prstu horní končetiny a na hlavě proběhlo v klidu v sedě u stolu, přičemž byla sonda přichycena k probandu pomocí suchého zipu. Měření na hlavě při jízdě na kole bylo provedeno na cyklostezce, přičemž sonda byla přichycena v cyklistické helmě (viz Obrázek 54). Všechna tři měření trvala 15 minut.

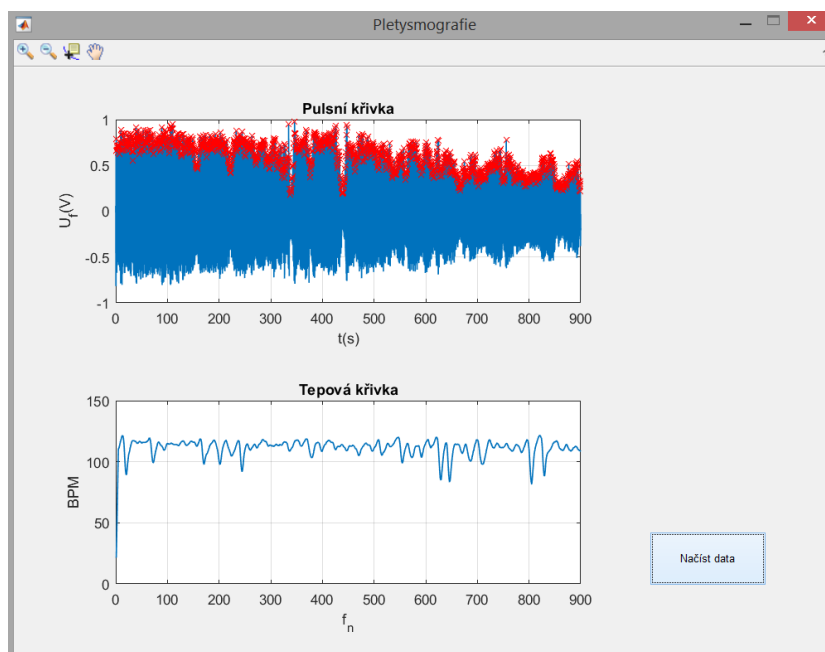


Obrázek 54: Umístění sondy v cyklistické helmě pro měření pulsní křivky na hlavě respondenta při jízdě na kole.

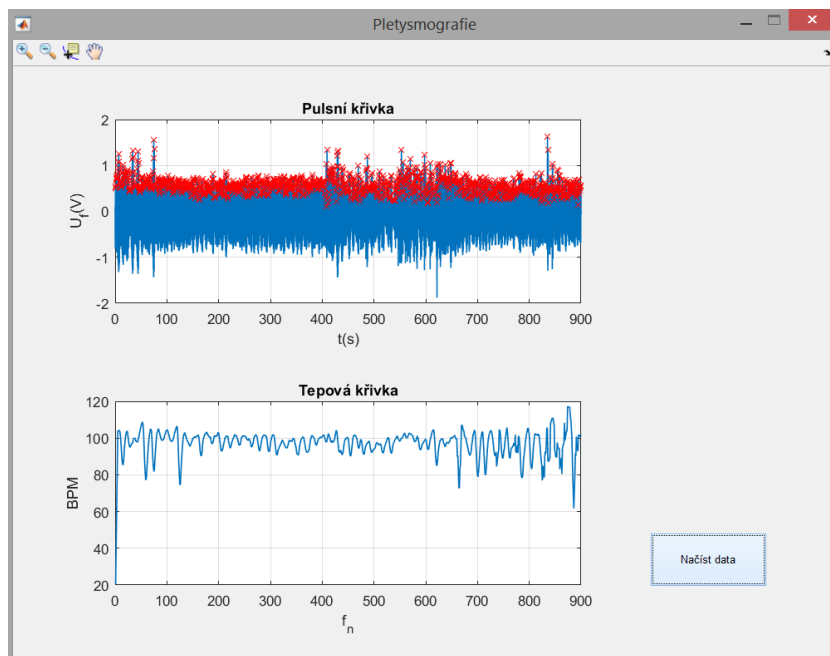


Obrázek 55: Měření pulsni křivky na hlavě respondenta při jízdě na kole.

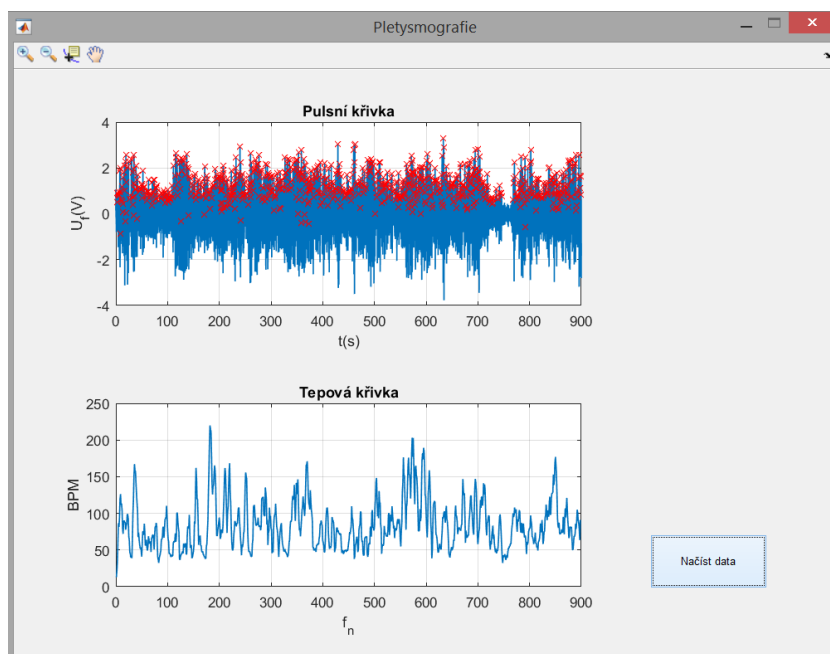
4.3.3 Výsledky měření



Obrázek 56: Patnáctiminutový záznam na prstu horní končetiny.



Obrázek 57: Patnáctiminutový záznam na hlavě.



Obrázek 58: Patnáctiminutový záznam na hlavě při jízdě na kole.

Dlouhodobý záznam odhaluje množství pohybových artefaktů, které se projevily jak u měření na prstu horní končetiny, tak na hlavě v klidu i při jízdě na kole. Pohybové artefakty při měření v klidu se objevují z důvodu délky měření a s ní spojených pohybů, kdy proband není schopen vydržet ve stejné poloze. Velmi výrazné pohybové artefakty znázorňuje Obrázek 58, kde se jedná o záznam snímáný na hlavě při jízdě na kole.

Popisem jednotlivých pohybových artefaktů a měřením v rámci zjištění senzitivity se zabývá následující kapitola.

4.4 Měření pro výpočet senzitivity

V rámci testů bylo provedeno i měření pro výpočet senzitivity algoritmu pro detekci vrcholů v Matlabu.

4.4.1 Cíl měření

Cílem tohoto měření bylo zejména získání záznamů jednoho probanda, které lze využít pro výpočet senzitivity algoritmu detekce vrcholů, realizovaném v Matlabu.

4.4.2 Pracovní postup

Proběhla série pěti dvouminutových měření na jednom probandu, jehož věk je 23 let. Proband byl posazen ke stolu, kde seděl uvolněně a v klidu. Délka měření byla stanovena z důvodu výpočtu senzitivity ručně. Jednalo se o měření na hlavě v klidu, na hlavě s artefakty a na hlavě při jízdě na kole. Při měření na prstu se jednalo o měření v klidu a měření s artefakty.

Při měření s artefakty se jednalo u snímání z prstu zejména o pohyby ruky a samotného prstu. U snímání z čela o pohyb hlavy, pohyb očí, otočení hlavy, mrkání nebo polykání.

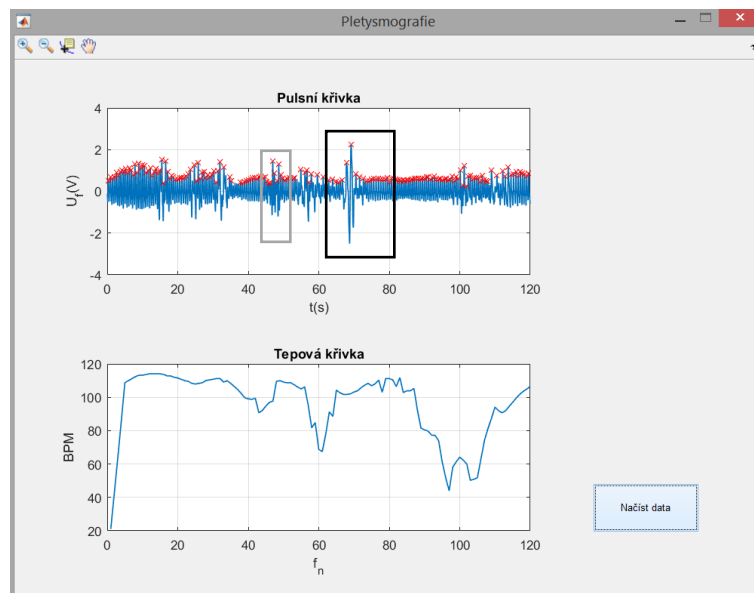
Senzitivita byla spočítána jako počet detekovaných vrcholů ku součtu detekovaných vrcholů a vrcholů nedetekovaných [21] [5].

$$S = \frac{DV}{DV + NV} \quad (4)$$

4.4.3 Výsledky měření

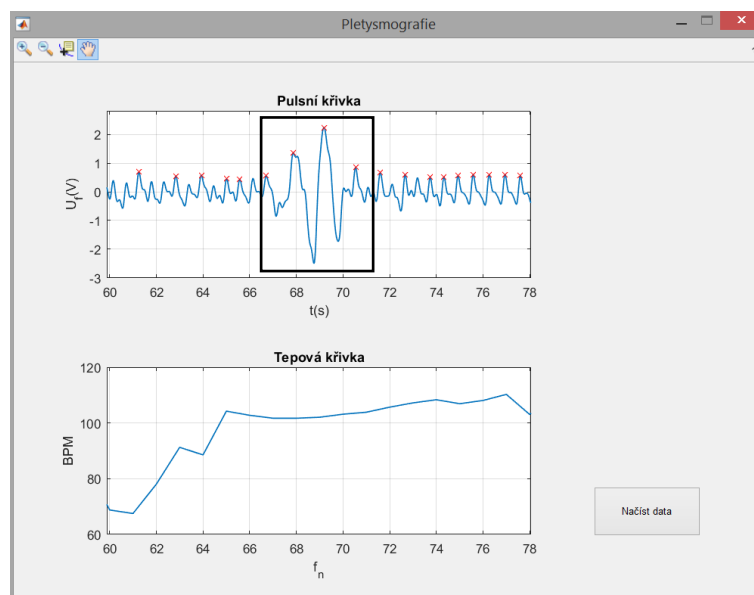
Ve výsledcích tohoto měření jsou zobrazeny především měření s pohybovými artefakty, přičemž je zobrazen nejdříve originální záznam, ve kterém je černým obdélníkem označena oblast zájmu. Ta zobrazuje vybraný artefakt, který je poté v dalším záznamu přiblížen a označen pro větší přehlednost.

Pokud záznam obsahuje pohybové artefakty, které nejsou způsobeny stejným pohybem jako artefakt vybraný v oblasti zájmu, jsou označeny šedou barvou a postupně popsány.



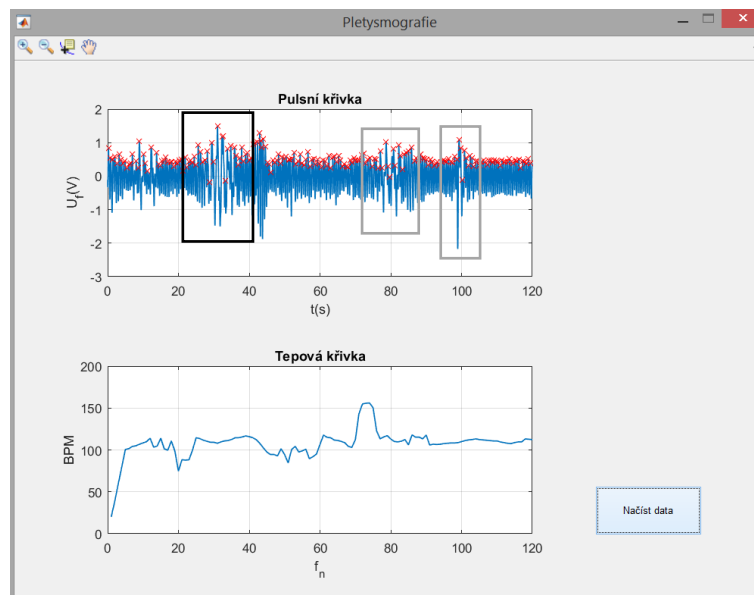
Obrázek 59: Dvouminutový záznam respondenta pulsni a tepové křivky při měření na prstu s vyznačenou oblastí zájmu.

Ve vybrané oblasti zájmu je zobrazen pohybový artefakt, který představuje pohyb rukou, na které probíhá měření pulsni křivky. Šedým rámečkem je ohraničený druhý artefakt vyskytující se v tomto záznamu, a to pohyb konkrétním měřeným prstem.



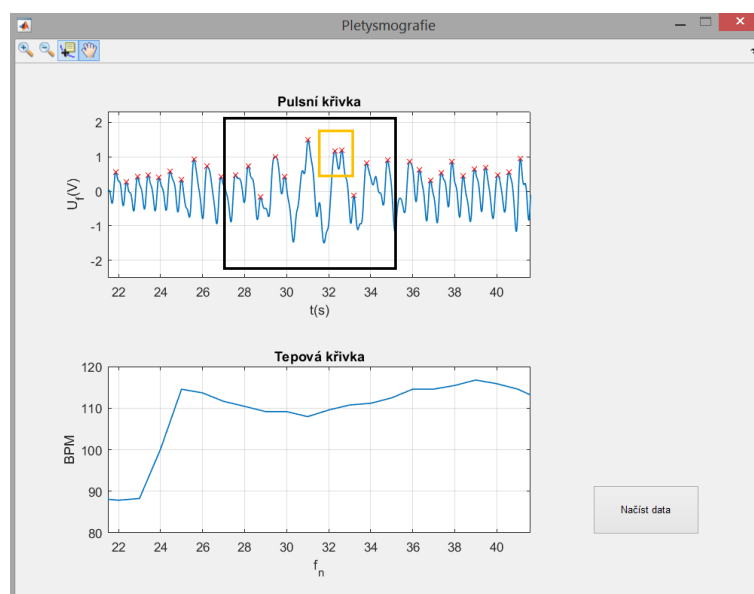
Obrázek 60: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsni a tepové křivky respondenta při měření na prstu s daným artefaktem.

Na přiblížení záznamu, který zobrazuje Obrázek 60, lze vidět, že vrcholy jsou detekovány správně, avšak kvůli změně amplitudy není dodržena tepové frekvence. Také lze v čase přibližně od 60. do 66. sekundy vidět nedetekované vrcholy.



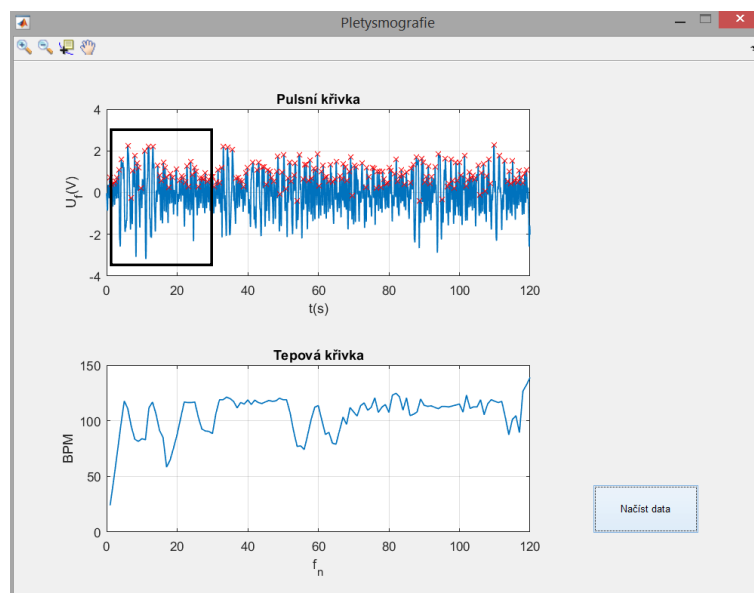
Obrázek 61: Dvouminutový záznam pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě s vyznačenou oblastí zájmu.

Oblast zájmu u tohoto záznamu označuje pohyb hlavou, který je možné konkrétně popsat jako přikyvování hlavou. Dále jsou šedým rámečkem označeny pohybové artefakty způsobené zleva rychlým mrkáním a polknutím.



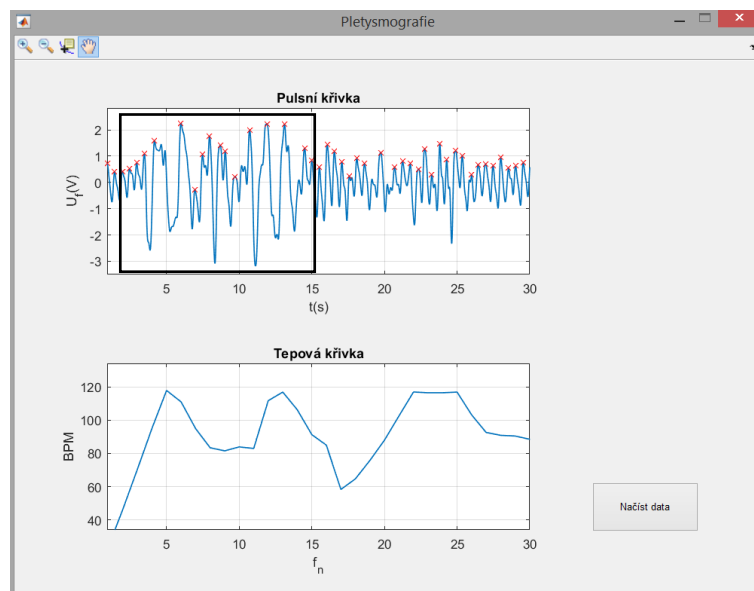
Obrázek 62: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě s daným artefaktem.

Přiblížení záznamu odhaluje správnou detekci vrcholů, ale stejně jako v předchozím případě artefakt změny tepovou frekvenci. Také je možné vidět detekovaný falešně pozitivní vrchol, který je vyznačený oranžovou barvou.



Obrázek 63: Dvouminutový záznam pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě při jízdě na kole s vyznačenou oblastí zájmu.

Na záznamu, který byl naměřen na hlavě při jízdě na kole je patrné, že pohybové artefakty tvoří poměrně velkou část pulsni křivky. Na pohybových artefaktech se v tomto případě podílí samotné šlapání, pohyby očí, pohyby hlavy nebo třes způsobený terémem. Je tedy vybrána oblast zájmu pro přiblížení těchto změn pulsni křivky.



Obrázek 64: Přiblížení dvouminutového záznamu pulsni a tepové křivky respondenta při měření na hlavě při jízdě na kole s daným artefaktem.

Zde jde možné vidět jak správně detekované vrcholy pulsni křivky, tak vrcholy nedetekované. Ty se objevují mimo vyznačenou oblast, a to v čase přibližně od 18. do 21. sekundy.

Tabulka 4: Senzitivita algoritmu pro detekci vrcholů v Matlabu.

Způsob měření	Hlava			Prst	
	V klidu	S pohybovými artefakty	Jízda na kole	V klidu	S pohybovými artefakty
Počet vrcholů	209	218	226	212	208
Počet detekovaných vrcholů ku počtu nedetekovaných vrcholů	209/0	208/10	192/34	212/0	180/28
Senzitivita	100 %	95,41 %	84,96 %	100 %	86,54 %
Průměrná senzitivita	93,46 %			93,27 %	

V laboratorních podmínkách při snímání pulsní křivky v klidu se jak u hlavy, tak u prstu ukázala stoprocentní senzitivita algoritmu. Při měření s pohybovými artefakty se při snímání z hlavy projevila vyšší senzitivita než u snímání z prstu. To může být způsobeno rozdílným typem a počtem pohybových artefaktů v daném měření. Při snímání z hlavy při jízdě na kole se projevila nejnižší senzitivita.

Z výsledků podle očekávání vyplývá, že pohybové artefakty ovlivňující senzitivitu detekce vrcholů zároveň výrazně ovlivňují i průběh tepové křivky, která z detekce vychází (viz Obrázek 59).

Z výsledků je rovněž patrné, že algoritmus pro detekci vrcholů je ideální pouze v laboratorních podmínkách. Pro kvalitnější detekci při jízdě na kole je nutno zvolit jiný typ algoritmu nebo vylepšit ten stávající. Jelikož se ale jedná o nadstavbu mimo zadání bakalářské práce, je algoritmus prozatím vyhovující.

4.5 Validace pulsu vůči jinému senzoru

Validace výsledků tepové frekvence senzoru se zelenou LED diodou proběhla vůči standardním sondám s IR diodami. Jedná se o transmisní sondu pro prstovou pletysmografii a reflexní sondu, která je využita pro měření na hlavě. Zařízení pro multikanálovou pletysmografii je popsáno v literatuře [29] [30] [31]. Obě sondy i zařízení pro multikanálovou pletysmografii zobrazuje Obrázek 65.



Obrázek 65: Sondy s IR diodou, vlevo sonda pro měření na hlavě, vpravo pro měření na prstu horní končetiny, a zařízení pro multikanálovou pletysmografii.

Pulsní křivka byla snímána současně sondou se zelenou LED diodou a sondou s IR diodou. Současné snímání umožňuje zařízení LabQuest2, které je schopno měření spustit po nasazení sond v jeden moment. Měřen byl jeden třiadvacetiletý proband, který byl posazen ke stolu, kde seděl v klidu. Měření trvalo v obou případech 2 minuty.

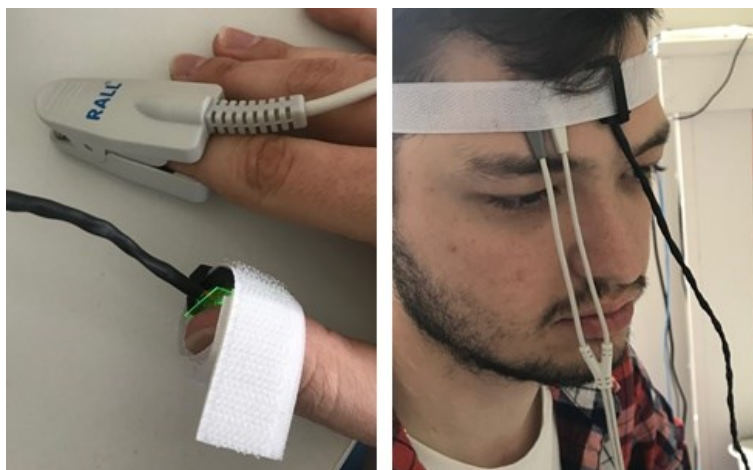
4.5.1 Cíl měření

Výsledkem tohoto měření by měly být záznamy, na kterých je současně snímána pulsni křivka jak sondou se zelenou LED diodou, tak sondou s IR diodou. Následně je nutné vypočítat tepové frekvence záznamů, vykreslit tepové křivky a porovnat je.

4.5.2 Pracovní postup

Nejprve bylo provedeno měření na prstu horní končetiny. Sonda se zelenou LED diodou byla nasazena na probandův palec pravé ruky, transmisní sonda s IR diodou na ukazovák téže ruky. Následně bylo provedeno měření také na hlavě, kde byla použita reflexní sonda s IR diodou opět se sondou se zelenou LED diodou. Obě sondy byly připevněny pomocí suchého zipu. (viz Obrázek 66).

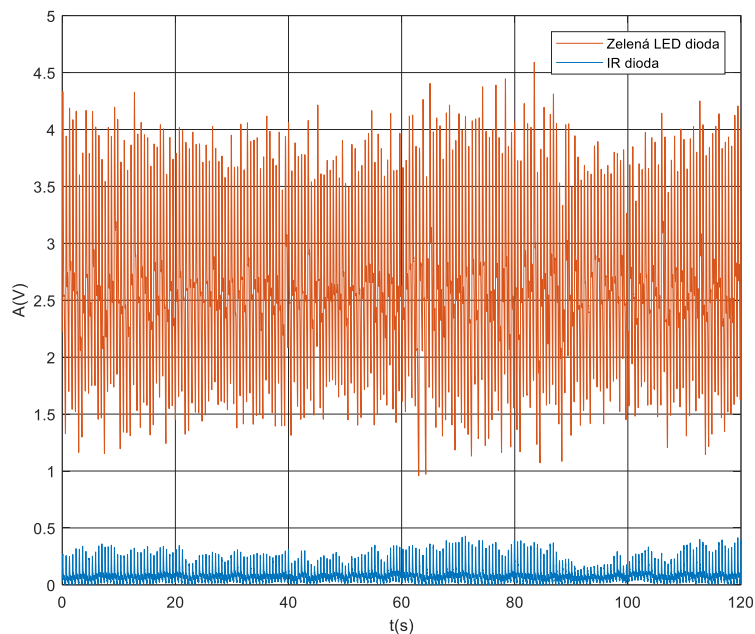
Bylo provedeno dvouminutové měření jak na hlavě, tak na prstu horní končetiny, které bylo snímáno zařízením LabQuest2. Výsledky byly rovněž zaznamenány na osciloskopu.



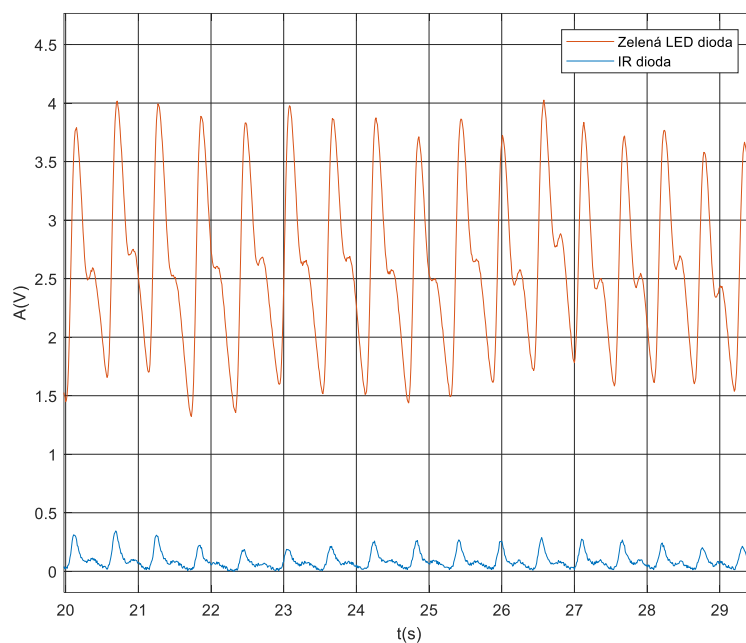
Obrázek 66: Současné snímání sondou se zelenou LED diodou a sondou s IR diodou jak z prstu horní končetiny, tak z hlavy.

4.5.3 Výsledky měření

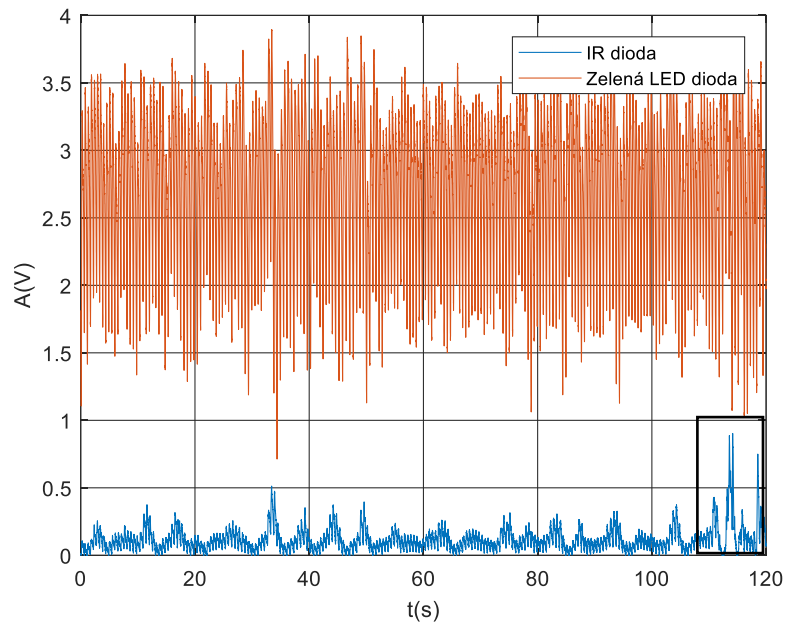
Pulsní křivka snímaná sondou se zelenou LED diodou je vyznačena oranžově, modrou barvou je značena sonda s IR diodou. Signál snímaný sondou s IR diodou má výrazně menší amplitudu, což je dáno odlišným zesílením obou přípravků pro předzpracování signálu. Ovšem na výpočet a srovnání tepové frekvence tento fakt nemá vliv.



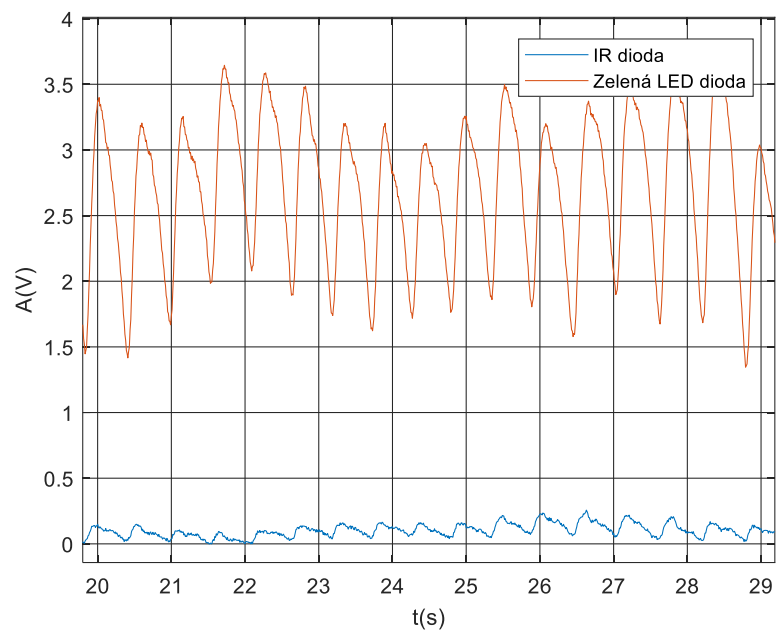
Obrázek 67: Dvouminutový záznam pro současné snímání IR a zelené LED diody z prstu horní končetiny.



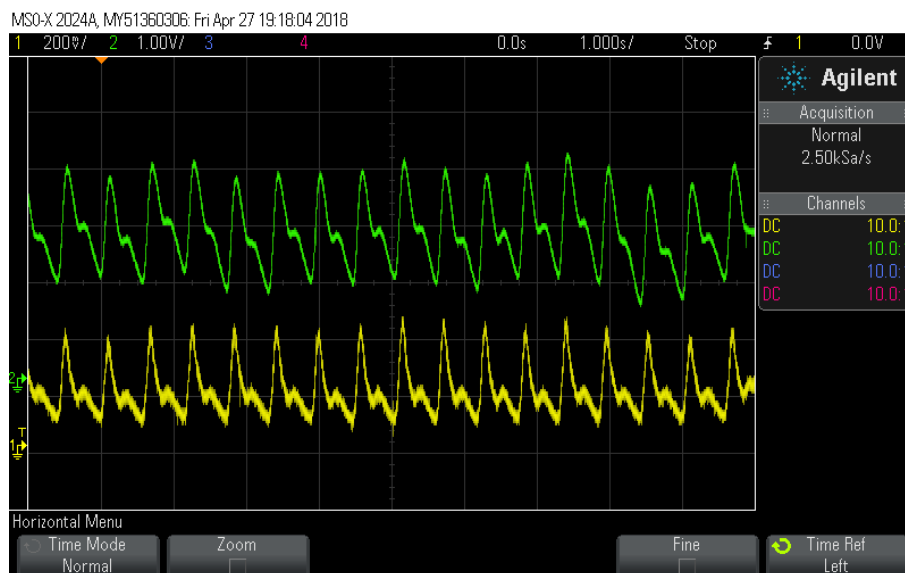
Obrázek 68: Přiblížení dvouminutového záznamu pro současné snímání IR a zelené LED diody z prstu horní končetiny.



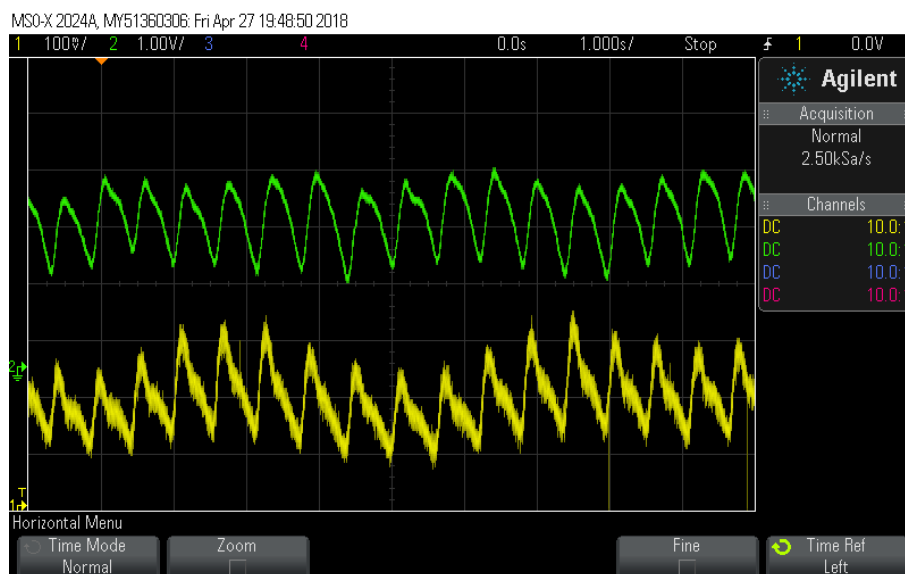
Obrázek 69: Dvouminutový záznam pro současné snímání IR a zelené LED diody z hlavy.



Obrázek 70: Přiblížení dvouminutového záznamu pro současné snímání IR a zelené LED diody z hlavy.



Obrázek 71: Zobrazení pulsní křivky snímané současně IR a zelenou LED diodou na osciloskopu pro prst horní končetiny.

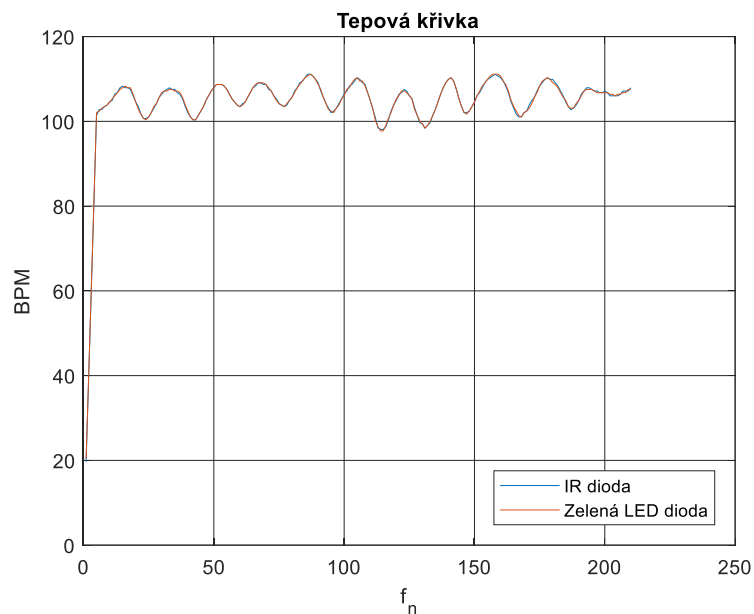


Obrázek 72: Zobrazení pulsní křivky snímané současně IR a zelenou LED diodou na osciloskopu pro hlavu.

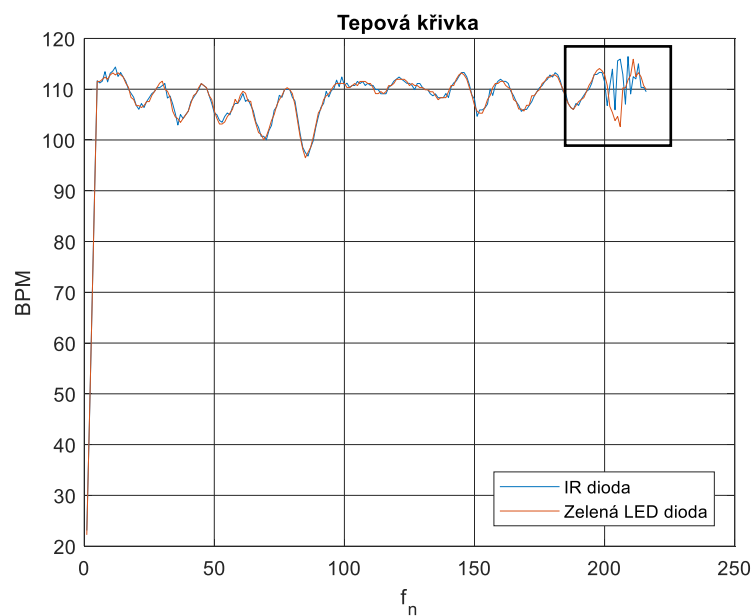
Pulsní křivky měřené sondou s IR diodou mají na záznamu z osciloskopu žlutou barvu. Pulsní křivky měřené sondou se zelenou LED diodou zelenou.

Tabulka 5: Srovnání pulsů při současném měření sondou se zelenou LED diodou a sondou s IR diodou.

	Prst		Hlava	
	Zelená LED dioda	IR dioda	Zelená LED dioda	IR dioda
Počet pulsů	211	211	217	217



Obrázek 73: Srovnání tepových křivek při současném snímání pulsní křivky na prstu horní končetiny odlišnými sondami.



Obrázek 74: Srovnání tepových křivek při současném snímání pulsní křivky na hlavě odlišnými sondami.

Ačkoliv velikost amplitudy pulsní křivky nemá v tomto případě na správný výpočet výsledné tepové frekvence vliv, pohybové artefakty ano. Zatímco při snímání z prstu horní končetiny jsou tepové křivky totožné (viz Obrázek 73), při snímání z hlavy se prokázala vyšší citlivost sondy s IR diodou na pohybové artefakty. Jedná se převážně o dechovou křivku a pohyby hlavy. Obrázek 74 znázorňuje ovlivnění tepové křivky, které je vidět ve vybrané oblasti zájmu, pohybovým artefaktem. Ten zobrazuje Obrázek 69, ve kterém je artefakt označen. Na základě těchto artefaktů musel být trochu upraven i algoritmus pro detekci vrcholů, v tomto případě byla místo prominence použita distance mezi vrcholy.

Závěr

Pro tuto práci byla vybrána zelená dioda, která je schopna lépe odolávat pohybovým artefaktům. Jelikož se jedná o reflexní pletysmografii, bylo nutné zjistit vzdálenost mezi LED diodou a fotodiodou. Bylo proto sestaveno zařízení sestávající z dřevěné desky a kolejniček, které umístěním obou prvků na tyto posuvné kolejničky umožnilo toto měření provést. Měření bylo realizováno pro vzdálenosti 1, 2 a 3 mm, přičemž bylo na základě velikosti amplitudy pulsní křivky a velikosti šumu experimentálně ověřeno, že nejlepší vzdálenost pro snímání je 1 mm.

Následně bylo realizováno předzpracování signálu, které sestává z filtru typu horní propust druhého řádu včetně zesílení, filtru typu dolní propust druhého řádu a konečného zesílení. Mezní frekvence hornopropustného filtru $f_{mez} = 0,5$ Hz byla vybrána z důvodu odfiltrování stejnosměrné složky a dechové křivky. Naopak mezní frekvence dolnopropustného filtru $f_{mez} = 17,5$ Hz má za úkol filtrovat především frekvenci sítě 50 Hz, ale zároveň zachovat dikrotický zářez pulsní vlny. Konečné zesílení je v rámci potřeby rozdílného zesílení jak pro hlavu, tak pro prst rozděleno. Zesílení pro prst činí $A_u = 50$ a zesílení pro hlavu $A_u = 220$. Rozdílné zesílení je potřeba z důvodu vlastností pletysmografie. Ta je nejlépe snímána na koncových částech těla. Při snímání na čele je tedy měřený signál menší a zesílení tudíž musí být větší než na prstu horní končetiny.

Signál je poté zobrazen v reálném čase v zařízení LabQuest2, ze kterého je následně exportován textový soubor pro offline analýzu signálu v Matlabu. V Matlabu je vytvořeno GUI, pomocí kterého je textový soubor načten. Následně je v GUI zobrazena pulsní křivka s detekovanými vrcholy a křivka tepová.

V rámci testování realizovaného zařízení na dobrovolnících bylo provedeno měření 11 respondentů. Měření trvalo 5 minut a proběhlo jak na hlavě respondenta, tak na prstu jeho horní končetiny. Dále byly provedeny ještě tři delší patnáctiminutové měření, a to na prstu, na hlavě a na hlavě při jízdě na kole.

Pro výpočet senzitivity algoritmu detekce vrcholů byla provedena série dvouminutových měření. Ta probíhala na prstu v klidu, na prstu s pohybovými artefakty, na hlavě v klidu, na hlavě s pohybovými artefakty a na hlavě při jízdě na kole. Při měření v klidu byla senzitivita u hlavy i u prstu stoprocentní. Naopak při měření s pohybovými artefakty senzitivita klesla. U snímání z hlavy se jedná o 94,41 % a u snímání z prstu o 86,54 %. Rozdílná senzitivita u měření s pohybovými artefakty je zapříčiněna rozdílnými typy a počty artefaktů na hlavě a na prstu. Nejnižší senzitivita se prokázala při jízdě na kole a činila 84,96 %.

Z výsledků je patrné, že algoritmus pro detekci vrcholů je ideální pro použití v laboratorních podmínkách. Pro detekci vrcholů při jízdě na kole je nutné buď vylepšit stávající algoritmus pro výpočet tepové frekvence, nebo zvolit algoritmus jiný. Jelikož se ale jedná o nadstavbu mimo zadání bakalářské práce, je algoritmus prozatím vyhovující.

Podle očekávání z výsledků dále vyplývá to, jak pohybové artefakty ovlivňují pulsní křivku, jejíž následný tvar zapříčiňuje nepřesnou detekci vrcholů. Ta dále ovlivňuje tvar tepové křivky.

V rámci testování zařízení byla provedena validace výsledné tepové frekvence vůči zařízení pro multikanálovou pletysmografii. K zařízení byly připojeny standardní sondy s IR diodou, které lze využít pro měření pulsní křivky na prstu horní končetiny a pro měření na hlavě. Výsledky zobrazují shodné tepové křivky pro snímání z prstu horní končetiny. Tepové křivky snímání z hlavy se liší ke konci záznamu z důvodu výrazného pohybového artefaktu.

Na tuto práci lze navázat mnoha způsoby. Prvním z nich je realizace miniaturizace sondy i zařízení s předzpracováním signálu pro chytrou cyklistickou helmu projektu Innovation Lab. Nejedná se ovšem pouze o miniaturizaci, ale i o propojení s ostatními částmi tohoto projektu, na jehož konci by mohla být finální chytrá cyklistická helma.

Dále je možné pokračovat v tomto tématu i v práci diplomové. Mohlo by se jednat o softwarové úpravy pohybových artefaktů (viz [5]) nebo získání systolického, středního a diastolického tlaku z pulsní vlny (viz [13]). Také by bylo možné aktualizovat a vylepšit dosavadní algoritmus pro detekci vrcholů pulsní křivky.

Další možností je uplatnit tuto bakalářskou práci jako laboratorní úlohu. Lze využít hotové zařízení, které studenti budou testovat v zařízení LabQuest2. Porovnání snímání pulsní křivky na hlavě a na prstu horní končetiny a sledování pohybových artefaktů jsou dva z možných úkolů, které by studenti v rámci této laboratorní úlohy mohli provádět. Laboratorní úlohu lze provést i jiným způsobem. Studentu by byly poskytnuty potřebné součástky k sestavení předzpracování signálu v nepájivém poli, následně i sonda a LabQuest2. Nejprve by student sestavil zapojení a následně by provedl měření jak na osciloskopu, tak v zařízení LabQuest2.

Výsledkem práce je tedy funkční pletysmografický senzor na bázi zeleného světla s předzpracováním signálu, který je schopen snímat pulsní křivku jak na hlavě, tak na prstu horní končetiny. Výsledný pletysmografický signál je možné zobrazit v reálném čase v zařízení LabQuest2 a poté analyzovat v softwaru Matlab, kde je provedena detekce vrcholů a zobrazena tepová a pulsní křivka.

Seznam literatury

- [1] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. The Advantages of Wearable Green Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 829-834 [cit. 2017-04-14]. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z. ISSN 0148-5598.
- [2] LEE, Hooseok, Hoon KO, Changwon JEONG a Jinseok LEE. Wearable Photoplethysmographic Sensor based on Different LED Light Intensities. *IEEE Sensors Journal* [online]., 1-1 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2633575. ISSN 1530-437x.
- [3] JIHYOUNG LEE, Hooseok, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROLFE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. IEEE, 2013, 1724-1727 [cit. 2017-04-15]. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609852. ISBN 978-1-4577-0216-7. ISSN 1530-437x.
- [4] MAEDA, Yuka, Masaki SEKINE a Toshiyo TAMURA. Relationship Between Measurement Site and Motion Artifacts in Wearable Reflected Photoplethysmography. *Journal of Medical Systems* [online]. 2011, **35**(5), 969-976 [cit. 2017-10-01]. DOI: 10.1007/s10916-010-9505-0. ISSN 0148-5598.
- [5] PAROULEK, Lukáš. *Dlouhodobý monitoring srdečního tepu s využitím fotopletysmografického snímače*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.
- [6] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [7] CHMELARĚ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-858-6763-X.
- [8] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [9] DANIELOVÁ, Tereza. *Měření tepové frekvence*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.
- [10] VYSKOČILOVÁ, M. *Fotopletysmograf s možností hodnocení naměřených křivek*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 62 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.
- [11] SYNEK, J. *Pulsní oxymetr v LabVIEW*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 34 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Vratislav Čmiel.

- [12] JIŘÍK, O. Měření tepové frekvence. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 61s. Vedoucí bakalářské práce byl doc. Ing. Milan Chmelař, Csc.
- [13] PETER, Lukáš. *Kontinuální neinvazivní měření krevního tlaku*. Ostrava, 2012. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství.
- [14] HÁJEK, Karel a Jiří SEDLÁČEK. *Kmitočtové filtry*. Praha: BEN - technická literatura, 2002. ISBN 80-730-0023-7.
- [15] TEMD5510FX01 – DataSheet. *Vishay* [online]. USA: © 2017 Vishay Intertechnology, Inc., 2017. Dostupné také z: <http://www.vishay.com/docs/81293/temd5510.pdf>
- [16] OPA2336P – DataSheet. *TI* [online]. USA: © 2018 Texas Instruments Inc., 2005. Dostupné také z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa336.pdf>
- [17] Sensor pinouts. *Vernier* [online]. Copyright © 2018 Vernier Software & Technology, LLC. Dostupné z: <https://www.vernier.com/support/sensor-pinouts/>
- [18] Findpeaks. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html?searchHighlight=findpeaks&s_tid=doc_srchtile
- [19] LM1-EPG1-01-N2 – DataSheet. *Farnell* [online]. UK: A Premier Farnell Company, 2007. Dostupné z: http://www.farnell.com/datasheets/77923.pdf?_ga=2.86019487.682036791.1506967354-110803666.1499175347
- [20] DOLEČEK, Jaroslav. *Moderní učebnice elektroniky*. Praha: BEN - technická literatura, 2009. ISBN 978-80-7300-240-4.
- [21] ARTEAGA-FALCONI, Juan, Hussein Al OSMAN a Abdulmotaleb El SADDIK. R-peak detection algorithm based on differentiation. *2015 IEEE 9th International Symposium on Intelligent Signal Processing (WISP) Proceedings* [online]. IEEE, 2015, 2015, , 1-4 [cit. 2018-04-18]. DOI: 10.1109/WISP.2015.7139157. ISBN 978-1-4799-7253-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7139157/>
- [22] Uigetfile. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/uigetfile.html>
- [23] Filtfilt. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html?searchHighlight=filtfilt&s_tid=doc_srchtile
- [24] Butter. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/signal/ref/butter.html?searchHighlight=butter&s_tid=doc_srchtile

- [25] Linkaxes. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/linkaxes.html?s_tid=doc_ta
- [26] Moving average. *MathWorks – Makers of MATLAB and Simulink* [online]. © 1994–2018 The MathWorks, Inc. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/318423-moving-average-filter-a-doubt>
- [27] TAMURA, Toshiyo, Yuka MAEDA, Masaki SEKINE a Masaki YOSHIDA. *Electronics* [online]. 2014, 3(2), 282-302 [cit. 2018-04-24]. DOI: 10.3390/electronics3020282. ISSN 2079-9292. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282>
- [28] LabQuest2 – přenosný datalogger. *Vernier* [online]. © 2018 Edufor s. r. o. – výhradní dovozce produktů Vernier do České republiky. Dostupné z: <http://www.vernier.cz/produkty/podrobne-informace/kod/labq2>
- [29] PETER, Lukas, Ivo VOREK, Bertrand MASSOT a Jan KUBICEK. Multichannel Photoplethysmography: Developing of Precise Measuring Device for Analysis of Cardiovascular System. *Context-Aware Systems and Applications* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2016, 2016-04-17, , 413-419 [cit. 2018-04-27]. DOI: 10.1007/978-3-319-29236-6_39. ISBN 978-3-319-29235-9. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-29236-6_39
- [30] PETER, Lukas, Ivo VOREK, Bertrand MASSOT a Jan KUBICEK. Multichannel Photoplethysmography: Developing of Precise Measuring Device for Analysis of Cardiovascular System. *Context-Aware Systems and Applications* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2016, 2016-04-17, , 413-419 [cit. 2018-04-27]. DOI: Determining the State of Cardiovascular System Using Non-invasive Multichannel Photoplethysmography. ISBN 978-3-319-29235-9. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-29236-6_39
- [31] PETER, Lukas, M. LADROVA, M. CERNY a Iveta BRYJOVA. The Use of Multichannel Photoplethysmography for the Analysis of Heart Rate Variability: Developing of Precise Measuring Device for Analysis of Cardiovascular System. *Context-Aware Systems and Applications* [online]. Singapore: Springer Singapore, 2018, 2018-06-13, , 831-834 [cit. 2018-04-27]. IFMBE Proceedings. DOI: 10.1007/978-981-10-5122-7_208. ISBN 978-981-10-5121-0. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-981-10-5122-7_208

Seznam příloh

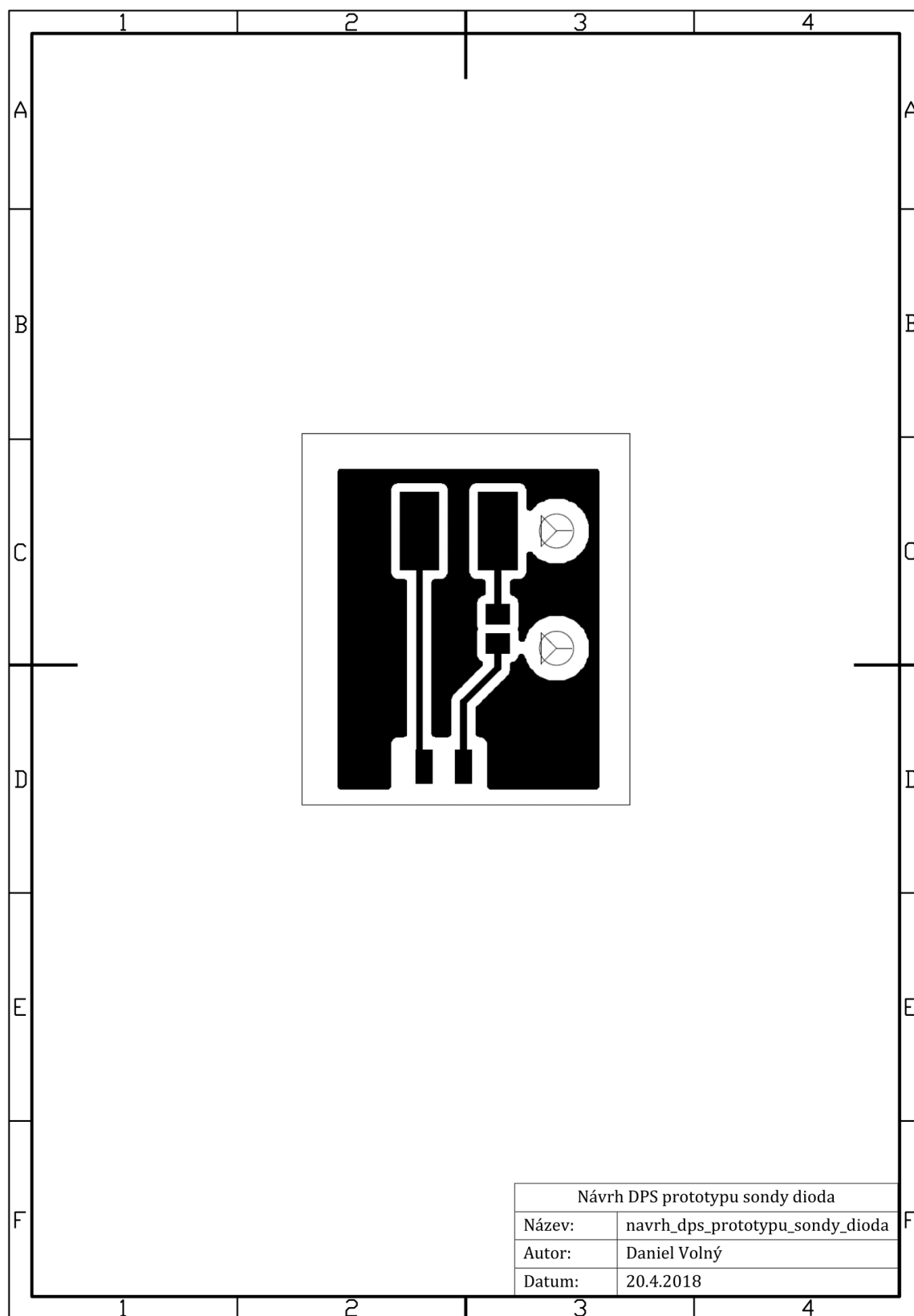
1. Tištěné přílohy

Příloha 1.1	Návrh DPS prototypu sondy dioda.....	I
Příloha 1.2	Návrh DPS prototypu sondy fotodiody.....	II
Příloha 1.3	Návrh DPS sondy PPG.....	III
Příloha 1.4	Schéma zařízení PPG.....	IV

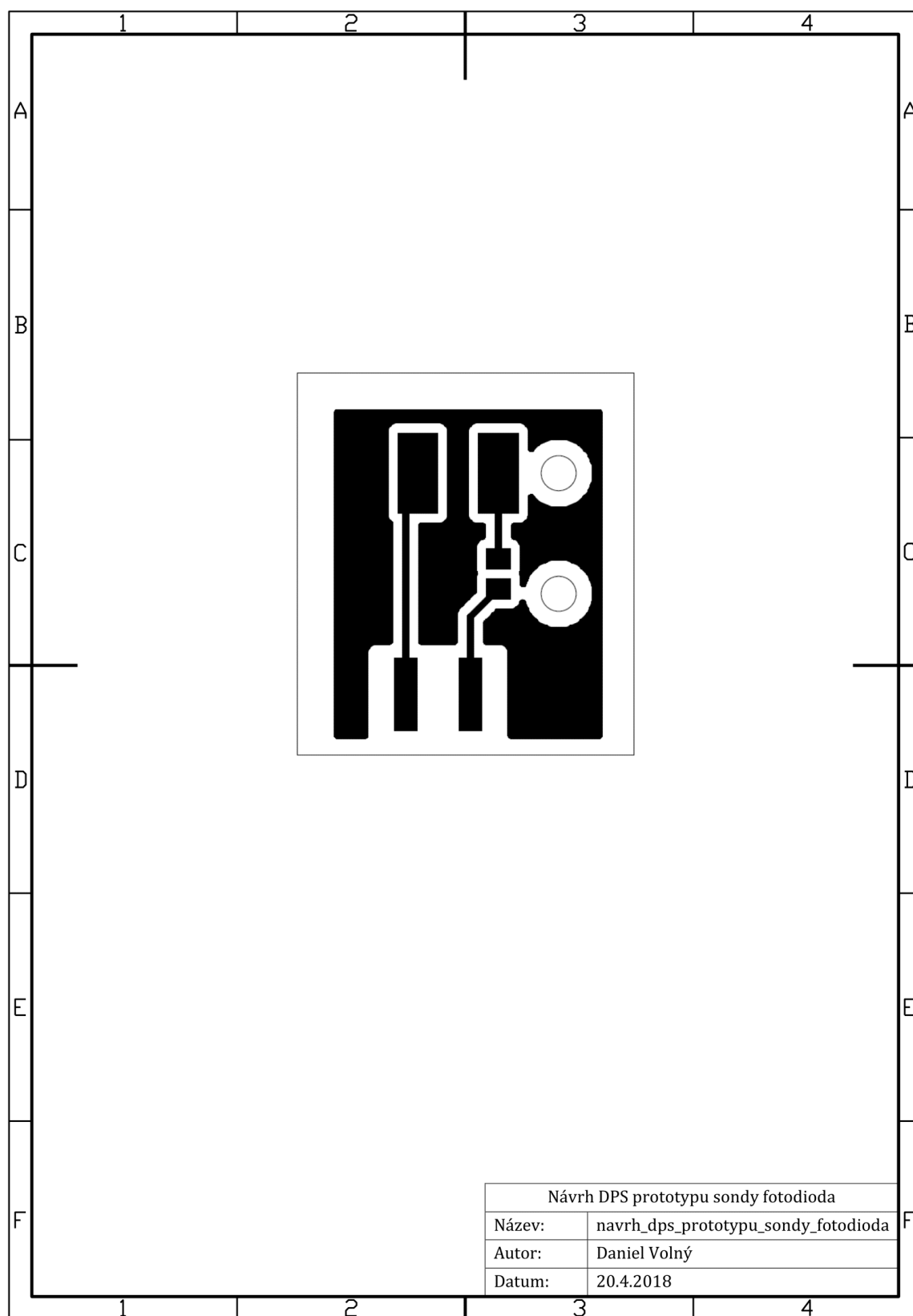
2. Přílohy na CD

Příloha 2.1	Kód v Matlabu pro GUI
Příloha 2.2	Kód v Matlabu pro frekvenční charakteristiky filtrů
Příloha 2.3	Textové soubory z měření respondentů
Příloha 2.4	Kód v Matlabu pro srovnání senzorů

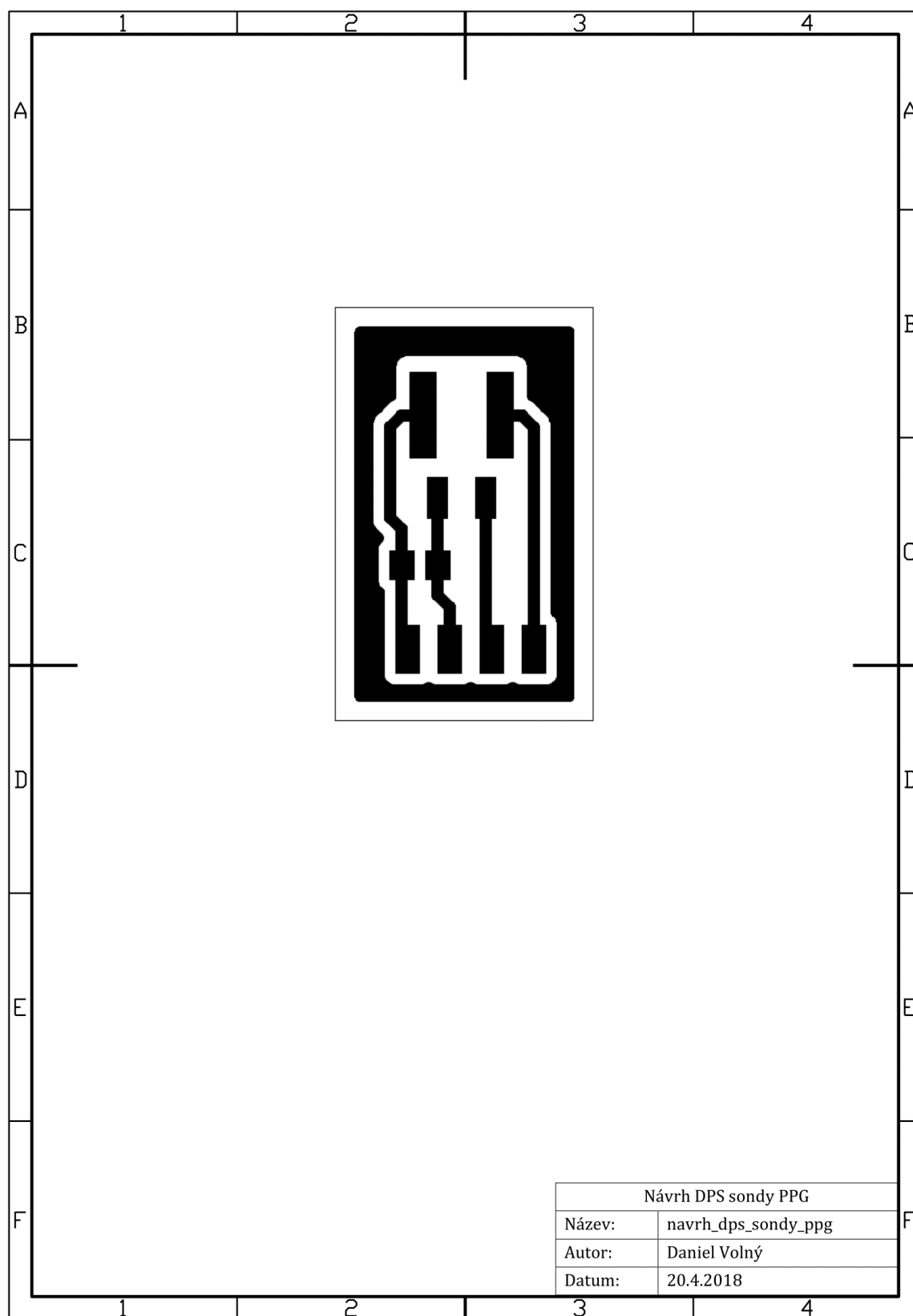
Příloha 1.1



Příloha 1.2



Příloha 1.3



Příloha 1.4

