



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SNÍMAČ TEPU INTEGROVANÝ V POČÍTAČOVÉ MYŠI

THE HEARTBEAT SENSOR INTEGRATED WITH THE COMPUTER MOUSE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Martin Dítě

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

BRNO 2017

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Martin Dítě

ID: 174488

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Snímač tepu integrovaný v počítačové myši

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti snímání srdečního tepu. Zaměřte se na snímání srdečního tepu infračerveným optickým senzorem. 2) Na základě literární rešerše navrhnete vhodný způsob optického snímání tepu z palce pravé ruky subjektu, který má ruku položenou na počítačové myši. 3) S využitím platformy Arduino navrhnete elektronický obvod pro optické snímání změn objemu krve v palci, který umožní v reálném čase přenášet snímané hodnoty přes USB do počítače. 4) Realizujte obvod tak, že optický senzor umístíte ve výřezu plastového krytu počítačové myši v místě, kde se nachází palec pravé ruky. Platforma Arduino může být umístěna mimo myš. 5) Navrhnete a realizujete v MatLabu program, který umožní kvantifikovat srdeční rytmus a současně vizualizovat a zaznamenávat křivku odpovídající relativním objemovým změnám krve v palci. 6) Na skupině dobrovolníků ověřte korektnost řešení srovnáním s pletysmografickou křivkou snímanou systémem Biopac. 7) Proveďte diskuzi získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] FRIES, R. Reliable Design of Medical Devices, 1. vyd. Boca Raton: CRC Press, 2006.

[2] MONK, S. Programming Arduino: Getting Started with Sketches, 1. vyd. New York: McGraw-Hill, 2011.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Cílem této práce je navrhnout a zhotovit snímač tepové frekvence, zabudovaný v počítačové myši. Řešení využívá principu fotopletysmografie. Akviziční sestava byla zhotovena za pomoci vyrobeného optického detektoru, platformy Arduino a programu Matlab pro zpracování zaznamenaného signálu ze senzoru a pro závěrečný výpočet pulzu.

Abstract

The aim of this work is to design and establish computer mouse with in-build heart beat detector. The principles of photoplethysmography were used for detector design. The heart beat detector consists from detector, Arduino, and Matlab program for signal analysis and beat rate computation.

Klíčová slova

Počítačová myš, pletysmografie, pulz, Arduino, detektor tepu

Keywords

Computer mouse, plethysmography, pulse, Arduino, heartbeat detector

DÍTĚ, M. *Snímač tepu integrovaný v počítačové myši*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 41 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Snímač tepu integrovaný v počítačové myši jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce, s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci, a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních nebo majetkových, a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

Podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Otu Janouškovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

Podpis autora

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	8
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	9
ÚVOD	10
1 PULZ	11
1.1 VZNIK PULZU	11
1.2 ZPŮSOBY DETEKCE PULZU	12
1.3 PROPAGACE PULZNÍ VLNY	12
1.4 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ PULZ	12
1.4.1 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ PULZNÍ VLNU.....	12
1.4.2 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ PULZ.....	13
1.5 VÝZNAM PULZU	13
2 ZPŮSOBY MĚŘENÍ TĚPU	14
2.1 PŘÍSTROJE PRO SNÍMÁNÍ TĚPOVÉ FREKVENCE	14
2.1.1 ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	14
2.1.2 PLETYSMOGRAFIE	14
2.1.3 AKUSTICKÁ METODA	14
2.2 NEPŘÍSTROJOVÉ METODY SNÍMÁNÍ TĚPOVÉ FREKVENCE	14
3 PLETYSMOGRAFIE	15
3.1 FOTOELEKTRICKÁ PLETYSMOGRAFIE	15
3.1.1 REFLEXNÍ PLETYSMOGRAFIE	16
3.1.2 PRŮSVITOVÁ PLETYSMOGRAFIE	16
4 NÁVRH SNÍMAČE TĚPU	17
4.1 PLATFORMA ARDUINO UNO	17
4.2 NÁVRH OBVODU SNÍMAČE	17
4.2.1 SENZOR	18
4.2.2 FILTR STEJNOSMĚRNÉ SLOŽKY	20
4.2.3 PŘEDZESILOVAČ	21
4.2.4 FILTR DOLNÍ PROPUST	23
4.2.5 KONCOVÝ ZESILOVAČ	25
5 REALIZACE SNÍMAČE	27
5.1 UMÍSTĚNÍ A KONSTRUKCE ARDUINA	27
5.1.1 UMÍSTĚNÍ ARDUINA	27
5.1.2 PROPOJENÍ ARDUINA.....	28
5.2 UMÍSTĚNÍ A KONSTRUKCE DETEKTORU	29
5.2.1 UMÍSTĚNÍ SENZORU	29

5.2.2 UMÍSTĚNÍ ZESILOVAČE A FILTRŮ	29
5.2.3 KONSTRUKCE ZESILOVAČE	30
6 FUNKCE PROGRAMŮ	32
6.1 PROGRAM VE VÝVOJOVÉM PROSTŘEDÍ ARDUINO.....	32
6.1.1 ZÁKLADNÍ STRUKTURA KÓDU ARDUINO	32
6.1.2 HLAVNÍ CYKLUS KÓDU ARDUINO.....	32
6.2 PROGRAM VE VÝVOJOVÉM PROSTŘEDÍ MATLAB	33
6.2.1 ZÁKLADNÍ STRUKTURA KÓDU MATLAB	33
6.2.2 HLAVNÍ CYKLUS KÓDU MATLAB	33
7 UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ	35
7.1 POPIS HLAVNÍHO OKNA PROGRAMU.....	35
7.2 ZPĚTNÁ VAZBA SPRÁVNÉ FUNKCE PROGRAMU.....	35
7.3 OBSLUHA VYTVOŘENÉHO PROGRAMU	36
8 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ SE SYSTÉMEM FINGER OXYMETR H10.....	37
8.1 FINGER OXYMETR H10	37
8.2 MĚŘENÍ HODNOT.....	37
8.3 VÝSLEDEK MĚŘENÍ.....	38
ZÁVĚR.....	39
LITERATURA	40

SEZNAM OBRÁZKŮ

OBRÁZEK 1. SMĚR PROUDĚNÍ KRVY V LIDSKÉM TĚLE	11
OBRÁZEK 2. PALPAČNÍ BODY NA TĚLE	12
OBRÁZEK 3. FUNKČNÍ DIAGRAM FOTOELEKTRICKÉ PLETYSMOGRAFIE	15
OBRÁZEK 4. DRUHY FOTOELEKTRICKÉ PLETYSMOGRAFIE, A-REFLEXNÍ, B-PRŮSVITOVÁ	16
OBRÁZEK 5. TEORETICKÉ ELEKTRONICKÉ SCHÉMA DETEK TORU	17
OBRÁZEK 6. BLOKOVÉ SCHÉMA TEORETICKÉHO NÁVRHU	18
OBRÁZEK 7. ELEKTRICKÉ SCHÉMA ZAPOJENÍ SENZORU	19
OBRÁZEK 8. VÝSTUPNÍ SIGNÁL PŘI ZMĚNĚ ODPORU R_2	19
OBRÁZEK 9. ELEKTRICKÉ SCHÉMA OBVODU FILTRU STEJNOSMĚRNÉ SLOŽKY	21
OBRÁZEK 10. INVEERTUJÍCÍ (VLEVO), A NEINVERTUJÍCÍ (VPRAVO) ZAPOJENÍ OPERAČNÍHO ZESILOVAČE	22
OBRÁZEK 11. FOURIEROVA TRANSFORMACE PŘED FILTRACÍ.....	24
OBRÁZEK 12. ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ AKTIVNÍHO FILTRU DOLNÍ PROPUST.....	24
OBRÁZEK 13: <i>UŽIVATELSKÉ OKNO</i> FILTERPRO. SOFTWARE.....	25
OBRÁZEK 14: ELEKTRICKÉ ZAPOJENÍ KONCOVÉHO ZESILOVAČE.....	26
OBRÁZEK 15. REALIZOVANÝ SNÍMAČ.....	27
OBRÁZEK 16. POHLED DO KRABÍČKY S ARDUINEM	27
OBRÁZEK 17. SCHÉMA ZAPOJENÍ ARDUINA.....	28
OBRÁZEK 18. SENZOR UMÍSTĚNÝ NA POČÍTAČOVÉ MYŠI	29
OBRÁZEK 19. POHLED DO MYŠI S PLOŠNÝM SPOJEM.....	30
OBRÁZEK 20. VÝSLEDNÉ SCHÉMA ZAPOJENÍ S HODNOTAMI KOMPONENT	30
OBRÁZEK 21. MĚŘENÉ SIGNÁLY NA OSCIOSKOPU. A-SIGNÁL ZE SENZORU, B-ZESÍLENÝ SIGNÁL, C- FILTROVANÝ A ZESÍLENÝ SIGNÁL	31
OBRÁZEK 22. ZÁKLADNÍ BLOKOVÉ SCHÉMA PROGRAMU ARDUINA	32
OBRÁZEK 23. BLOKOVÉ SCHÉMA HLAVNÍHO CYKLU V ARDUINU	32
OBRÁZEK 24. ZÁKLADNÍ BLOKOVÉ SCHÉMA MATLABU	33
OBRÁZEK 25. HLAVNÍ CYKLUS V MATLABU	33
OBRÁZEK 26. HLAVNÍ OKNO PROGRAMU VYTVOŘENÉHO V PROSTŘEDÍ MATLAB.....	35

SEZNAM TABULEK

TAB. 1. FYZIOLOGICKÉ HODNOTY TEPOVÉ FREKVENCE PRO RŮZNÝ VĚK [11].....	13
TABULKA 2. BARVA DIODY A JEJÍ VÝZNAM	36
TABULKA 3. MĚŘENÉ HODNOTY U 10 DOBROVOLNÍKŮ	38

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

IR	infračervený
TF	tepová frekvence
PV	pulzní vlna
SS	stejnoseměrná složka
OZ	operační zesilovač
IO	integrováný obvod
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiografie

ÚVOD

Zjišťování tepové frekvence v medicíně se řadí mezi základní vyšetření pacienta. Dnes se však používá i běžně při sportu, kde se snažíme využít naší kardiozónu pro co nejefektivnější cvičení. Další užitečné využití lze nalézt v ergonomických studiích prováděných např. ve firmách, kde většina zaměstnanců pracuje pod stresem. Díky zjištění příčin stresu na základě pulzu zaměstnanců by zaměstnavatelé mohli zkusit eliminovat zdroj vznikajícího stresu a tím zlepšit pracovní prostředí.

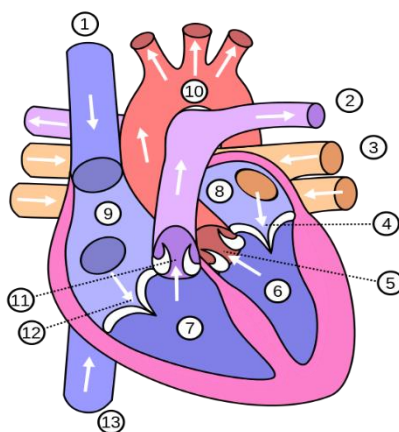
Právě poslední bod směřuje k tématu bakalářské práce. Hlavním cílem je zde navrhnout a zrealizovat detektor tepu v počítačové myši jako možný způsob měření tepové frekvence u zaměstnanců, kteří většinu svého času tráví u počítače.

1 PULZ

Pulz je zaznamatelný projev mechanické funkce srdce (levé komory) na povrchu těla. Jedná se o tlakovou a objemovou vlnu, která je vyvolána vypuzením krve ze srdce při srdeční systole. Díky pravidelné pulzaci proudí krev celým tělem a organismu jsou zpřístupněny živiny nezbytné pro život. [1]

1.1 Vznik pulzu

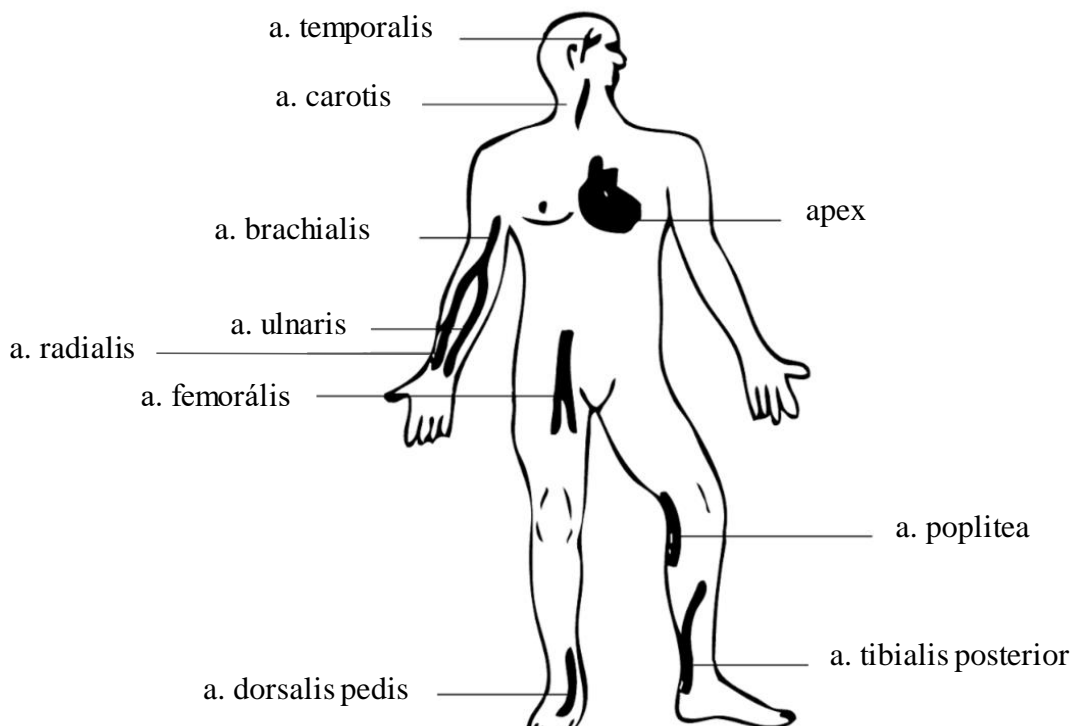
Lidské srdce se skládá ze čtyř částí: levé síně, pravé síně, levé komory a pravé komory. Tyto srdeční dutiny jsou vždy po určitém intervalu naplněny krví. Nejdříve síně, poté komory. Jakmile se síně nebo komory naplní, dochází ke kontrakci srdeční svaloviny a vypuzení krve dále do oběhu. Ze síní se krev přečerpává do komor, z těch se pak dostává dále do krevního oběhu. Z pravé komory míří do malého plicního oběhu plicní tepnou. I zde se nachází pulzní vlna (PV), ale jedná se o PV, která vznikla díky pravé komoře a lze ji zaznamenat jen na malém krevním oběhu. Při vypuzení krve z levé komory lze již hovořit o PV, která je zaznamatelná palpací na povrchu těla. [1],[2] Průtok krve zobrazuje Obr. 1., na kterém jsou zobrazeny tyto srdeční části: 1. horní dutá žíla, 2. plicní tepna, 3. plicní žíla, 4. mitrální chlopeň, 5. aortální chlopeň, 6. levá komora, 7. pravá komora, 8. levá síň, 9. pravá síň, 10. aorta, 11. plicní chlopeň, 12. trojčípá chlopeň, 13. dolní dutá žíla [12].



Obrázek 1. Směr proudění krve v lidském těle

1.2 Způsoby detekce pulzu

Srdeční činnost můžeme posoudit pohmatem, pohledem nebo poslechem. Arteriální tep nejčastěji vyšetřujeme palpačně, i když projevy při zvýšené aktivitě jsou zjistitelné i pohledem. Pulz nejčastěji zjišťujeme na palpačně přístupných tepnách, viz Obr 2. Při palpaci zjišťujeme tepovou frekvenci (TF) i její pravidelnost a kvalitu tepu (hmatatelný, nebo nitkovitý).



Obrázek 2. Palpační body na těle

1.3 Propagace pulzní vlny

Tlakový a objemový pulz, který se šíří cévním systémem, se označuje jako pulzní vlna (PV). Rychlost PV je mnohem vyšší než rychlost samotné proudící krve hned po srdeční eejkci. Například PV u člověka za klidových podmínek dosáhne chodidel během 0,2s, zatímco krev vypuzená z levé komory, která pulz způsobila, dorazí za stejnou dobu na začátek sestupné aorty. Rychlost šíření PV závisí na elasticitě cév a na poměru mezi tloušťkou stěny a jejím poloměrem. Obecně je rychlost PV vyšší, čím je tepna méně elastická, a čím je její poloměr tloušťky větší. [1]

1.4 Faktory ovlivňující pulz

Faktory ovlivňující pulz lze rozdělit na dvě skupiny, popsané níže.

1.4.1 Faktory ovlivňující pulzní vlnu

PV je ovlivnitelná dvěma faktory. V první řadě je to síla PV, která závisí na elasticitě cév, dávce a síle vypuzené krve ze srdce. V druhém případě se jedná o rychlost šíření samotné PV, která je opět důsledkem elasticity cév.

1.4.2 Faktory ovlivňující pulz

Faktory ovlivňující pulz jsou dvojího typu: fyziologické a patologické.

1.4.2.1 Fyziologické faktory

Hlavní fyziologický faktor, který ovlivňuje TF, je zátěž organismu. Obecně platí, že TF roste od lehké až k nejtěžší zátěži lineárně. [6] Dechové arytmie jsou fyziologické změny tepu v závislosti na dýchání měřené osoby. Platí, že při výdechu se TF zpomalí a u nádechu zrychlí. [9] Existuje spousta dalších aspektů, které ovlivňují pulz, jsou jimi: věk měřeného jedince, léky, které užívá, váha, denní doba, bolest a stres.

1.4.2.2 Patologické faktory

Mezi největší patologické faktory ovlivňující tep patří srdeční arytmie. Ty se dále rozlišují na tachykardie a bradykardie. Tachykardie je zvýšená TF oproti fyziologickému stavu. Obecně se za tachykardii považuje tep přesahující hodnoty 90 úderů za minutu. Bradykardie je přesný opak tachykardie. TF je snižena. Dosahuje hodnot nižších 60 úderů za minutu. Nepravidelný pulz ovlivňuje TF tak, že se zrychluje a zpomaluje. Extrasystola nám dává tepovou vlnu navíc mezi pravidelně se objevujícím tepem. Fibrilace komor je stav, kdy srdce má rychlé kontrakce s malým objemovým výdejem. Srdce má snahu kompenzovat nedostatečný výdej krve zvýšením své TF. Zpravidla TF dosahuje hodnot 180 úderů za minutu a více. [7] Další faktor ovlivňující TF je šokový stav. U šokového stavu způsobí cévní reakce sníženou až zastavenou perfuzi tkání a orgánů. Tento stav vede ke tkáňové hypoxii. Z tohoto důvodu se srdce snaží zvýšit svůj výdej a tím zvyšuje TF. Výčet faktorů ovlivňujících TF zahrnuje také podchlazení, ischemii a embolické nemoci. [8]

1.5 Význam pulzu

Pulz slouží k jednoduchému vyšetření stavu pacienta. Zpravidla nám podá základní informace o stavu pacienta. Při vyšetření pulzu se hledí na tři základní faktory: pravidelnost, počet tepů za minutu a sílu. Z každého faktoru vyplývá možné onemocnění. Ze síly pulzu lze odvodit vysoký, nízký tlak krve v oběhu. Z TF lze poznat srdeční bradykardii, tachykardii. Při střídání síly tepu se může jednat o selhání levé komory srdce. Fyziologické hodnoty TF jsou uvedeny v tabulce 1. [11]

Tab. 1. Fyziologické hodnoty tepové frekvence pro různý věk [11]

Věk	Tepová frekvence [úderů/minutu]	
	bdělost	spánek
novorozenec	100-180	80-160
kojenec	100-160	75-160
batole	80-110	60-90
předškolák	65-110	60-90
školák	70-110	60-90
dospívající	60-90	50-90
dospělý	60-90	50-90

2 ZPŮSOBY MĚŘENÍ TEPU

V dnešní době bychom mohli rozdělit měření tepové frekvence na dvě podskupiny. K první skupině je zapotřebí přístroj měřící čas a osoba, která pohmatem počítá údery srdce za minutu a vyhodnocuje je s uběhlým časem. Druhá skupina využívá ke zjištění tepu přístroje, zpravidla elektrické. V dnešní době technický pokrok umožnil měření TF i laické veřejnosti, a to například v podobě náramkových hodinek, či dokonce mobilních telefonů. Hodinky i mobilní telefony využívají stejných základních fyzikálních principů, které se používají v medicíně.

2.1 Přístroje pro snímání tepové frekvence

V dnešní době existuje spousta přístrojů pro měření TF, od klasických elektrokardiografů po oxymetry. [3] Níže je uveden základní výčet hlavních medicínských přístrojů.

2.1.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je základní vyšetřovací metodou pro aktivitu srdečního svalu. Je založena na snímání elektrické aktivity srdce z povrchu těla. Umožňuje diagnostikovat velkou část srdečních onemocnění. Přístroje využívající digitálního zpracování signálů umožňují vypočítat hodnotu aktuálního pulzu na základě automatizované analýzy EKG. Obecným principem je určit v křivce periodickou část signálu a její začátek. Pokud se tento krok stane úspěšným, další výpočet už je velmi jednoduchý, zjistí se časová vzdálenost mezi body a díky tomu je snadné aktuální pulz dopočítat. Jedna z nejužívanějších technik je detekce R vlny v QRS komplexu za pomoci filtrace, mocnění a užití prahové hranice. [13]

2.1.2 Pletysmografie

Pletysmograficky lze TF snímat na základě změny objemu prokrvení vybrané části těla. Výstupem je pletysmografická křivka, z které odečítáme pulz stejným způsobem jako u EKG křivky. [13] Tato metoda je více popsána v další kapitole.

2.1.3 Akustická metoda

V průběhu srdeční evoluce vzniká řada zvuků. Jsou způsobené zavíráním, otvíráním chlopní a prouděním krve. Vzniklé zvuky můžeme zaznamenat do grafu, tzv. fonokardiogram. Zvukové signály mají opět pravidelný charakter. Díky tomu je tep lehce dopočítatelný. [13]

2.2 Nepřístrojové metody snímání tepové frekvence

Nejčastější metodou ke zjištění pulzu je palpáce na arteriích vystupujících k povrchu těla. Pulz se dá také měřit poslechem. Nejčastěji se tak měří apikální pulz za pomoci fonendoskopu. [11]

3 PLETYSMOGRAFIE

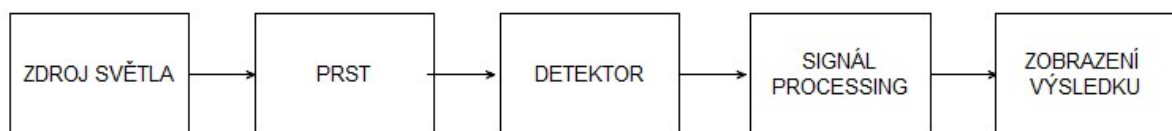
Pletysmografické měření je neinvazivní medicínská procedura, která slouží ke zjištění objemových změn nejen celého těla, ale i periferních částí. Tyto změny objemu částí těla jsou způsobeny výměnou dýchacích plynů v plicích nebo změnou prokrvení končetin. Časový záznam objemových změn vynášených do grafu se nazývá pletysmografická křivka. Přístroje měřící objemové změny se obecně nazývají pletysmografy. Pletysmografy se dále dělí dle fyzikálních způsobů záznamu a to na:

- pneumatické,
- kapacitní,
- impedanční,
- piezoelektrické,
- fotoelektrické [13].

3.1 Fotoelektrická pletysmografie

Jedná se o neinvazivní vyšetřovací metodu, která je založena na fyzikální podstatě rozptylu a absorpce světla ve tkáních vyšetřovaných oblastí. Hlavní principem je, že světelné paprsky ze světelného zdroje (IR dioda), které mají konstantní intenzitu a vlnovou délku, pronikají do tkáně vyšetřované osoby. Ve tkáních v závislosti na změně objemové vlny vyšetřované části se změni rozptyl a absorpce světla. Tyto změny jsou zaznamenávány pomocí senzoru citlivého na světlo (fototranzistor). Senzor mění svůj odpor vůči proudu a tím mění i snímané napětí na odporovém děliči. Při vykreslení snímaného napětí v čase nám vzniká tzv. pletysmografická křivka, která odpovídá změně objemových vln. Tento typ pletysmografie se používá jen na perifériích lidského těla a to z důvodu nejlepšího zaznamenání objemové změny krve.

Fotoelektrický pletysmograf se skládá ze čtyř hlavních součástí, jimiž jsou: zdroj světla, detektor, který se skládá z foto-snímače, signál processing, prvek obsahující zesilovače signálu a banky filtrů, zobrazení výsledků. Viz funkční diagram Obr. 3



Obrázek 3. Funkční diagram fotoelektrické pletysmografie

Jako zdroj světla se převážně používá infračervené (IR) diody o vlnové délce větší než 800 nm, kde je malý rozdíl mezi absorpcí světla okysličené a neokysličené krve.[13]

Výstupem fotoelektrické pletysmografie je pletysmografická křivka, která je podobná tlaku v krvi. Hlavní rozdíl je na ose y, kde se místo tlaku nachází objemová změna tkáně.

Dnes se společně s fotoelektrickými pletysmografy měří i saturace krve kyslíkem. Tyto přístroje se nazývají pulzní oxymetry a jsou nedílnou součástí každého nemocničního zařízení.

Fotoelektrickou pletysmografii můžeme rozdělit na dva typy:

- Reflexní

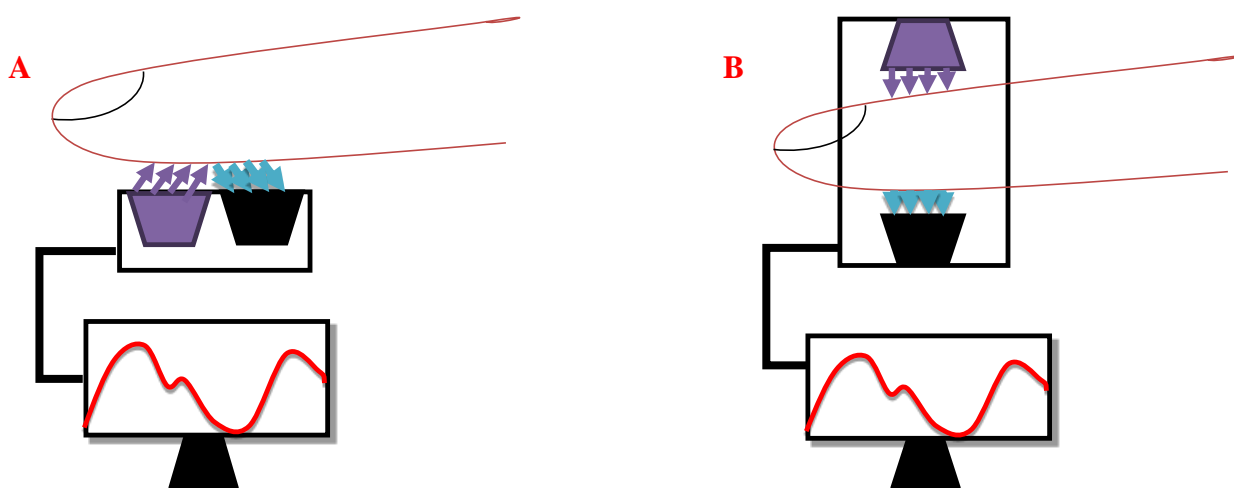
- Průsvitovou

3.1.1 Reflexní pletysmografie

U tohoto druhu snímání využíváme odrazu světla. Princip zobrazuje obrázek (Obr. 4 A). Akviziční systém je konstruován tak, že zdroj světla, zpravidla IR dioda a detektor, jsou umístěny v jedné rovině. [13]

3.1.2 Průsvitová pletysmografie

U tohoto druhu snímání využíváme průchodu světla měřenou tkání. Zdroj světla a senzor se nacházejí naproti sobě. Hlavní nevýhodou průsvitové pletysmografie je vliv okolního světla. Řešení tohoto problému je izolace měřené části od okolního světla. [13] (Obr. 4 B)



Obrázek 4. Druhy fotoelektrické pletysmografie, A-reflexní, B-průsvitová

4 NÁVRH SNÍMAČE TEPU

Samotný obvod obsahuje tři základní části. Detektor tepu umístěný v počítačové myši, platformu Arduino, která se nachází mimo myš uložená v samostatné krabičce a počítač, jenž zpracovává a vyhodnocuje signál.

4.1 Platforma Arduino UNO

Arduino je open-source elektronická platforma. Je založena na hardwarové a softwarové části. Dnes existuje několik typů hardwarové části. Nejtypičtější je typ desky zvaný Arduino UNO/Genuino. [5]

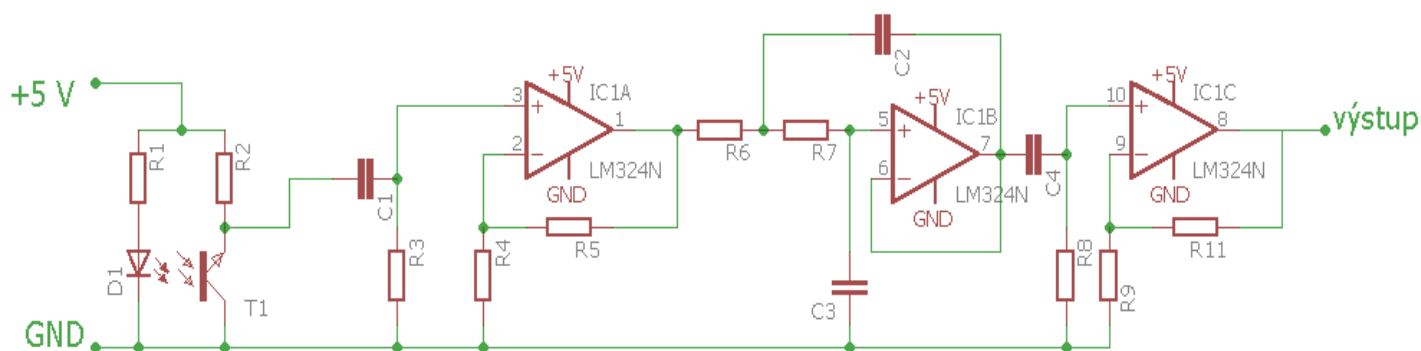
Deska Arduino UNO je založena na ATmega328P procesoru, dále obsahuje čtrnáct digitálních pinů, šest analogových pinů a napájecí piny. [4]

Pro programování Arduina lze užít jazyku C++, C, ale i speciálně upraveného open source jazyka Wiring. Program začíná deklarací proměnných ve skriptu. Poté pokračuje základní strukturou program, která se skládá nejméně ze dvou částí a to *void setup* a *void loop*. Void setup se využívá k nastavení pinů a komunikaci. Následuje smyčka *void loop*, která obsahuje hlavní kód programu. Tento kód se pravidelně opakuje. Příkladem je čtení analogové hodnoty z pinu.

Při návrhu detektoru byly použity dva napájecí piny a to +5V a GND pro zajištění napájení samotného snímače a jeden analogový pin, který snímá proměnlivou hodnotu napětí na fotočlenu (v tomto případě se jedná o fototranzistor), kterou mikroprocesor následně posílá přes USB linku do počítače k dalšímu zpracování.

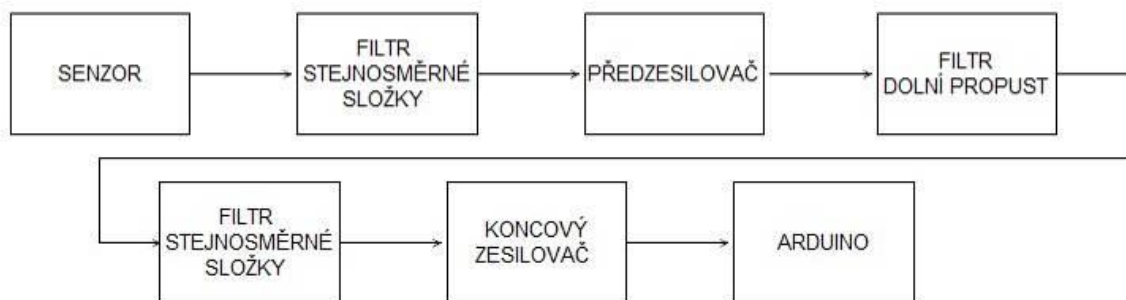
4.2 Návrh obvodu snímače

Detektor je navržen jako reflexní pletysmograf. Dále jsou k obvodu navrženy filtry a zesilovače. Teoretické elektrické schéma snímače se nachází na obrázku 5.



Obrázek 5. Teoretické elektrické schéma detektoru

Toto schéma se dá rozdělit do pěti různých funkčních bloků, které popisuje obrázek 6. V dalších podkapitolách budou jednotlivé bloky rozebrány z hlediska jejich funkčnosti a jejich teoretických hodnot.



Obrázek 6. Blokové schéma teoretického návrhu

4.2.1 Senzor

Jedná se o prvek, který komunikuje na rozhraní dvou různých prostředí. V podstatě převádí informaci z prostředí A do prostředí B. U těchto informací se nemusí jednat o stejné veličiny. Například foto-senzor převádí informaci z prostředí A, která je produkována intenzitou světla, do prostředí B na elektrický potenciál.

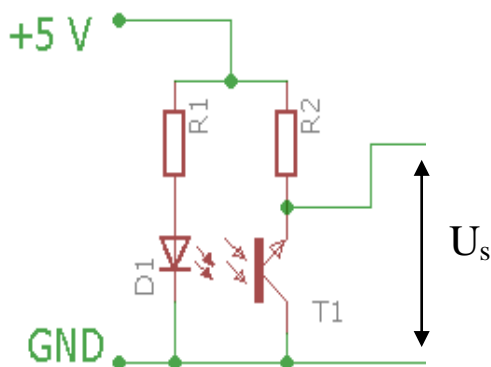
4.2.1.1 Návrh senzoru

Hlavní inspirací pro návrh senzoru je doplněk od Arduina, detektor srdečního tepu KY-039. Jedná se o velmi jednoduchý senzor fungující na principu světelné pletysmografie. K senzoru je třeba přivést tři vodiče, dva napájecí a jeden pro vedení signálu napětí na foto-členu. Detektor se skládá ze čtyř částí: dvou odporů, IR diody a fototranzistoru. Senzor není možné použít pro konečnou realizaci, a to z důvodu primárního určení senzoru pro průsvitovou pletysmografii, kdy průsvitová pletysmografie potřebuje dobré odstínění, což se na počítačové myši špatně zrealizuje. Dále není jeho pletysmografická křivka dostatečná pro další úpravy. Z toho důvodu se KY-039 zamítlo a přešlo se k návrhu vlastního obvodu.

Z podmínek uvedených výše je senzor navrhnout jako reflexní pletysmograf. Toto řešení má výhody i při konstrukci samotného detektoru a to v umístění zdroje světla a foto-přijímače na jednu plochu. Tento fakt velmi zjednoduší celou konstrukci myši, díky tomu nemusejí být prováděny speciální konstrukční úpravy, jako je odstínění palce zavíracím klipem, jak to bývá u průsvitových pletysmografů.

Elektrické schéma pro senzor je možné vidět na obrázku 7. Jak je ze schématu vidět, jedná se o velmi jednoduché zapojení čtyř prvků: dvou odporů, fotodiody a fototranzistoru, u kterého je báze otevírána pomocí intenzity světla na něj dopadajícího. Senzor je napájen +5 V z důvodu užití zdroje samotného Arduina. Další skutečnost užití napájení v rozmezí 0 až +5 V je rozsah napětí, které Arduino dokáže snímat. Celé schéma jde rozdělit do dvou větví. Větve odpovídá za rozsvícení led diody, v tomto případě skládající se z R1 a sloužící jako předřadný odpor led diodě a samotné led diody D1. Druhou část tvoří odpor R2, který je sériově zapojený s fototranzistorem. R2 účelově slouží jako odporový dělič. Výsledné napětí závislé na intenzitě průchozího světla

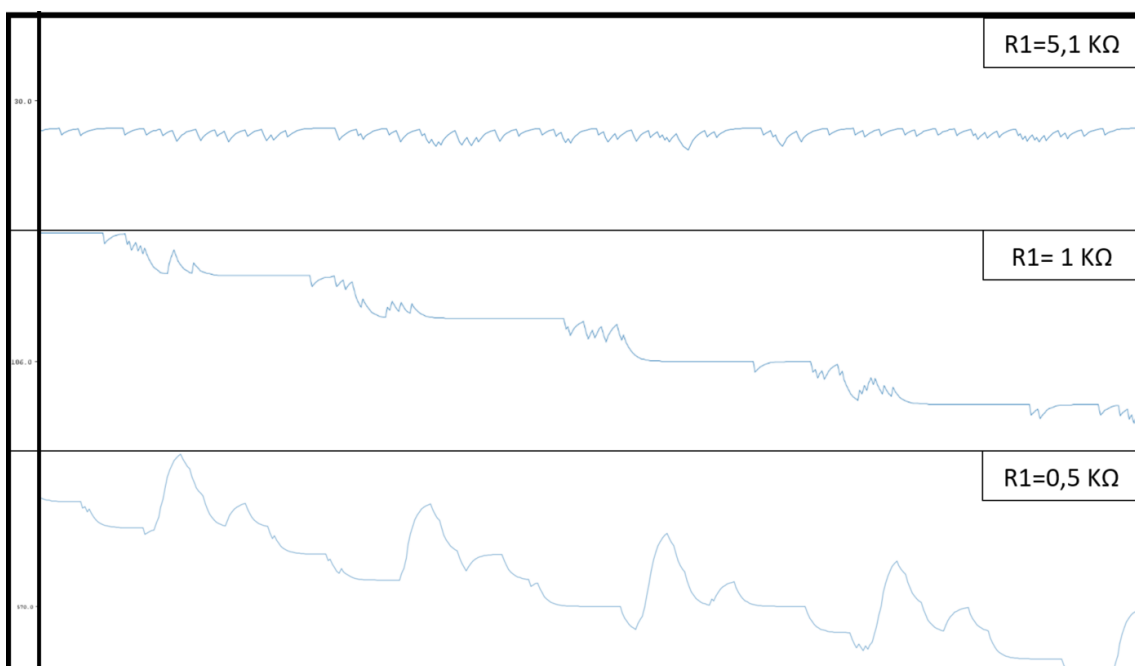
fototranzistorem se snímá na odporovém děliči mezi odporem R1 a fototranzistorem T1. Napětí je snímáno vůči zemi v obvodu značené jako GND. Na obrázku 7 je toto napětí označováno jako U_s .



Obrázek 7. Elektrické schéma zapojení senzoru

4.2.1.2 Výběr komponentů pro senzor

Pro zdroj světla je na základě kapitoly 2 zvolena IR dioda. Jako detektor odraženého světla mohly být využity tři základní na světlo citlivé elektrosoučástky. První z nich je fotorezistor. Ten ale není vhodný pro detekci v tomto případě, jelikož je teplotně závislý. Při užívání myši by palec doléhal na fotorezistor a měnil teplotu prvku. Další dvě součástky jsou fotodióda a fototranzistor. Obě jsou vhodné pro využití, nejsou teplotně závislé a mají dobrou citlivost. Závěrem byl zvolen fototranzistor, protože je součástí komerčně vyráběné elektrosoučástky reflexní optočlen *QRD 1114*, která byla vybrána jako nejvhodnější varianta pro instalaci. Dále jsou součástí obvodu dva odpory. Odpor R2 slouží jako odporový dělič. Jeho velikost byla odvozena na základě experimentálního zkoušení, kde byl za odpor R2 vložen potenciometr a na základě výsledné křivky, kde je nejlépe vidět dikrotický zářez, obrázek 8, je určen optimální odpor, jehož hodnota je 0,5 k Ω



Obrázek 8. Výstupní signál při změně odporu R2

Odpor R_1 má funkci předřadného odporu pro IR diodu. Jeho velikost byla vypočtena z následujícího vztahu:

$$R_P = \frac{U_Z - U_D}{I_D} \quad (1)$$

R_P je námi hledaný předřadný odpor, U_Z je napětí na zdroji. Dosahuje hodnoty 5V., U_D a I_D je požadované napětí a proud na diodě. Hodnoty napětí a proudu pro diodu byly zvoleny dle datasheetu reflexního optočlenu QRD 1114, tak aby $U_D = 1,7$, V a $I_D = 20$ mA. Tyto hodnoty jsou nejvhodnější pro kontinuální svícení LED diody. Po dosazení hodnot do vzorce vyšel odpor $R_2 = 165$ k Ω . [14]

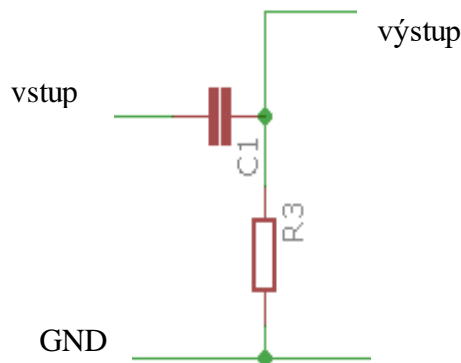
4.2.2 Filtr stejnosměrné složky

Jelikož signál snímáný z fototranzistoru obsahuje stejnosměrnou složku (SS), zpravidla o velikosti 2 V, velikost SS závisí na zakrytí senzoru prstem. Nosný signál sám o sobě má rozsah zpravidla do 10 mV. Z tohoto důvodu je třeba nosný signál zesílit pomocí operačního zesilovače (OZ) na dostatečně velké napětí vhodné pro čtení. Při zesilování OZ se velikost zesílení volí podle zpětné vazby. Aby byl samotný signál užitečný, je potřebné ho zesílit alespoň 100x. V tomto bodu se signálem s SS nastává problém, a to ten, že se výstupní signál s SS zhruba o velikosti 2,01 V zesílí 100x. Výsledná hodnota napětí na výstupu bude 201 V. Tento výsledek je nepřijatelný, protože OZ má k dispozici napájení o velikosti 0 - 5 V. V tomto případě při stonásobném zesílení dochází k saturaci OZ a výsledný signál dosahuje hodnoty napájení OZ, u ideálního OZ. Dalším důvodem je schopnost čtení Arduina napětí do 5V. Tento problém lze vyřešit pomocí filtru stejnosměrné složky. V podstatě se jedná o filtr typu horní propust pro velmi nízké frekvence.

4.2.2.1 Návrh filtru stejnosměrné složky

Filtr typu horní propust lze navrhnout několika způsoby. Může se jednat o klasický RC člen, tyto filtry se nazývají filtry prvního řádu, RLC člen tzv. druhého řádu. Tyto dva popsané typy filtrů patří do složky pasivních filtrů. Dále existují tzv. aktivní filtry, které obsahují aktivní elektrosoučástku, zpravidla OZ, popřípadě tranzistor. [15]

Pro návrh byl použit pasivní filtr prvního řádu. Tento filtr je dostačující pro výslednou filtraci SS a jeho návrh je velmi jednoduchý. Zapojení filtru znázorňuje obrázek 9.



Obrázek 9. Elektrické schéma obvodu filtru stejnosměrné složky

Ze schématu je vidět, že kondenzátor $C1$ je sériově zapojený ke zdroji signálu a paralelně ke zdroji je umístěný rezistor $R3$.

4.2.2.2 Výběr komponentů pro filtr stejnosměrné složky

Výpočet konkrétních hodnot pro daný filtr je následovný. Vychází ze základního vzorce 2,

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

kde f_0 značí mezní frekvenci, která je vyznačena poklesem o 3 dB, R je odpor $R3$ a C kapacita kondenzátoru $C1$.

Pro SS filtr by hodnota f_0 měla dosahovat co nejmenších frekvencí. V tomto případě postačí frekvence 1 Hz a méně. Důvod této frekvence je patrný z obrázku 11, kde Fourierovo spektrum ukazuje rozložení frekvencí signálu. Z obrázku je zřejmé, že signál nižší 1 Hz nenese podstatnou informaci. Pro výpočet komponentů se rovnice musí upravit na tvar:

$$R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \quad (3)$$

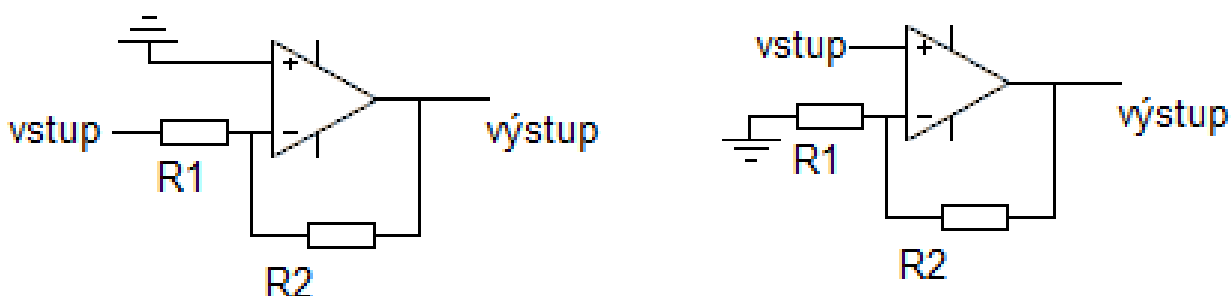
Ale i po úpravě zbydou dvě neznámé proměnné R a C . Z toho plyne zvolení jedné hodnoty. Z pravidla se volí hodnota kondenzátoru, protože výrobní řada kondenzátorů má menší rozlišení rozsahu hodnot než výrobní řada rezistorů. Pro výpočet hodnoty kondenzátoru je zvolen $1 \mu\text{F}$, výsledný odpor R je tedy podle rovnice 3 roven hodnotě přesně 159155Ω . Jelikož by se tato hodnota musela skládat z několika rezistorů a kvůli limitní výrobní toleranci odporů by ji ani nešlo přesně realizovat, je jednodušší zvolit si nejbližší vyšší hodnotu vyráběného odporu, kde bude stále splněna podmínka mezní frekvence 1 Hz a méně. Nejbližší běžně vyráběný odpor má hodnotu $180 \text{ k}\Omega$. Po dosazení hodnot $C = 1 \mu\text{F}$ a $R = 180 \text{ k}\Omega$ do rovnice 2 je výsledek roven $0,88 \text{ Hz}$. [15]

4.2.3 Předzesilovač

Hlavní úkolem předzesilovače je zesílit vstupní signál tak, aby mohl být dále zpracováván. Signál by měl být zesílen na hodnoty, při kterých se ještě příliš neprojevuje vliv šumu. Zesílený signál pokračuje dalšími zpracovujícími procesy, jako je filtrace bankou filtrů. Na konci měřicího řetězce je poté zesílen koncovým zesilovačem.

4.2.3.1 Návrh předzesilovače

Jako předzesilovač se užije integrovaný obvod (IO) zastávající funkci zesilovače. Tento obvod lze zapojit dvěma způsoby. Buď jako invertující prvek, zobrazený na obrázku 10 vlevo, nebo neinvertující prvek, zobrazený vpravo.



Obrázek 10. Invertující (vlevo), a neinvertující (vpravo) zapojení operačního zesilovače

Hlavním rozdílem je polarita výstupního signálu, kdy se u invertujícího OZ na výstupu objeví signál vynásobený zápornou konstantou. Zesílení signálu se vypočítá podle vzorce:

$$A_i = -\frac{R_2}{R_1} \quad (4)$$

A_i označuje invertující zesílení, R_2 , R_1 jsou odpory dle schématu. Výstupní napětí lze spočítat podle vztahu 5,

$$U_{vys} = A_i U_{vst} \quad (5)$$

kde A_i je zesílení vypočteno pomocí předchozího vztahu 4, U_{vys} je výstupní zesílené napětí a U_{vst} je vstupní napětí.

U neinvertujícího zapojení se zesílení zesilovače vypočítá dle rovnice níže,

$$A_n = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (6)$$

kde A_n je výsledné zesílení a R_2 , R_1 jsou odpory dle schématu. Pro výpočet výstupního napětí zde platí analogie ze vztahu číslo 5.

V tomto případě je lepší využít zesilovač neinvertujícího typu a to z několika důvodů. Hlavní výhodou je, že požadovaný signál na zesílení dosahuje rozsahu od 0 - 15 mV a nemusejí se realizovat úpravy zapojení jako u invertujícího typu. [15]

4.2.3.2 Výběr komponentů pro předzesilovač

K výběru komponent pro předzesilovač byl použit software vyvinutý Texas Instrument s názvem Amplifier Product SelGuide Software. Jedná se o velmi jednoduchý program, který pomocí zvolených parametrů navrhne IO, jež je splňují. Do softwaru byly zadány požadavky na vstupní napětí, které musí splňovat podmínku 0 – 5 V z důvodu napájení pomocí Arduina. Dále je podán požadavek na package, který je nastaven na tři a více. Jedná se o požadavek, aby výsledný IO obsahoval alespoň tři OZ. Další podmínkou je tzv. rail to rail input-output. Jedná se o zesilovače, kde se vstupní a stejně tak i výstupní signál může pohybovat v rozmezí napájecího napětí.

Zesilovače, které nejsou rail to rail, mají na výstupním signálu úbytek napětí oproti napětí napájecímu.

Pro vyhledávané podmínky software vybral IO LM6154 a IO s předložkou TLV. Všechny tyto obvody jsou v Čechách momentálně nedostupné a jejich pořizovací cena je oproti jednodušším zesilovačům příliš vysoká. Z těchto důvodů je od těchto IO opuštěno a zrušila se podmínka rail to rail. Po opětovném zadání podmínek software vybral IO LM 324, který byl zvolen za vyhovující.

Výpočet hodnot odporů R_4 a R_5 z obrázku 5 je následující. Jelikož se jedná o neinvertující obvod, byl zvolen vztah pro výpočet číslo 6. Je známo, že informační signál má velikost 0 – 15 mV. Tento signál je třeba zesílit na velikost, kdy bude vhodný pro zpracování, a šum obsažený v signálu nebude tolik ovlivňovat výsledek. Budiž dáno, že napětí signálu z předzesilovače bude dosahovat hodnot okolo 0,5 V. Ze vztahu 5, který je analogický i pro neinvertující výpočet, se převede na výpočet zesílení.

$$A_n = \frac{U_{vys}}{U_{vst}} \quad (7)$$

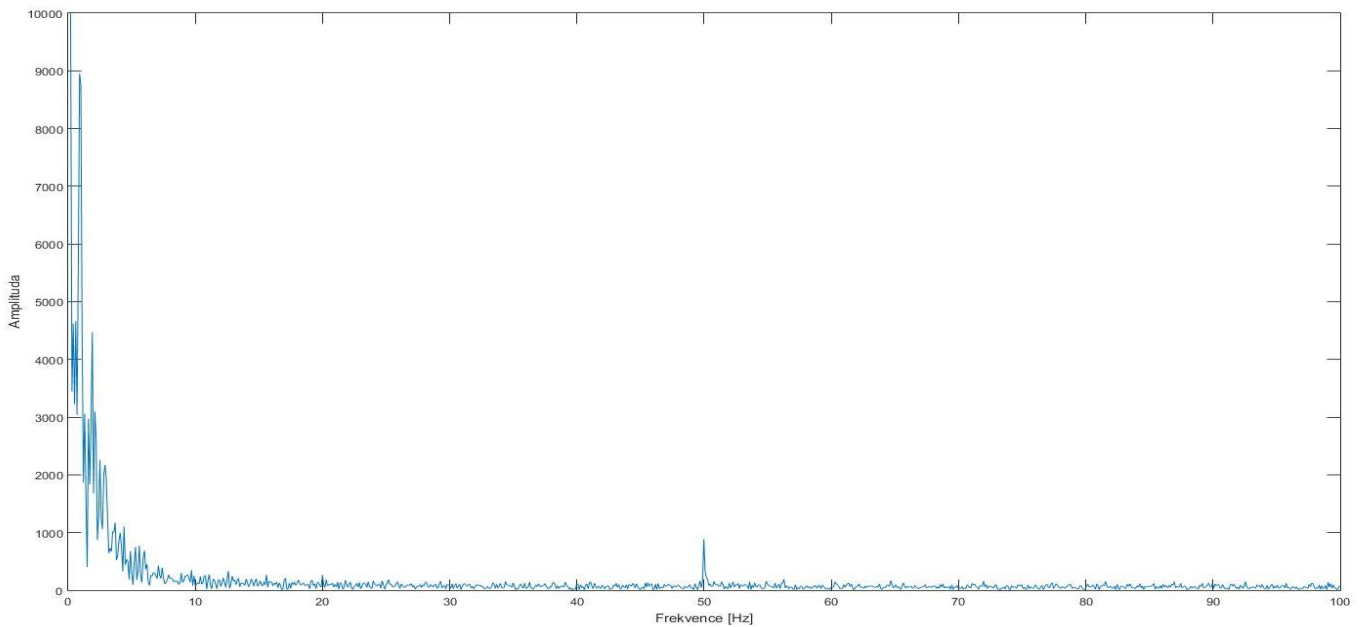
Po dosazení hodnot $U_{vys} = 0,5V$ a $U_{vst} = 0,015 V$ je zesílení $A_n = 33,33$. Pro další výpočet se použije nahoru zaokrouhlená hodnota A_n . Nyní je třeba vypočítat odpory R_4 a R_5 . Výpočet se provede po upravení vztahu 6.

$$R_2 = A_n R_1 - R_1 \quad (8)$$

R_2 je odpor dle obrázku 5 R_5 a R_1 odpor R_4 . Pro výpočet se opět musí zvolit jedna proměnná. Zvolena byla $R_1 = 100 \Omega$, R_2 je rovno hodnotě 3300 Ω . Obě tyto hodnoty se sériově vyrábějí a nemusejí být měněny.

4.2.4 Filtr dolní propust

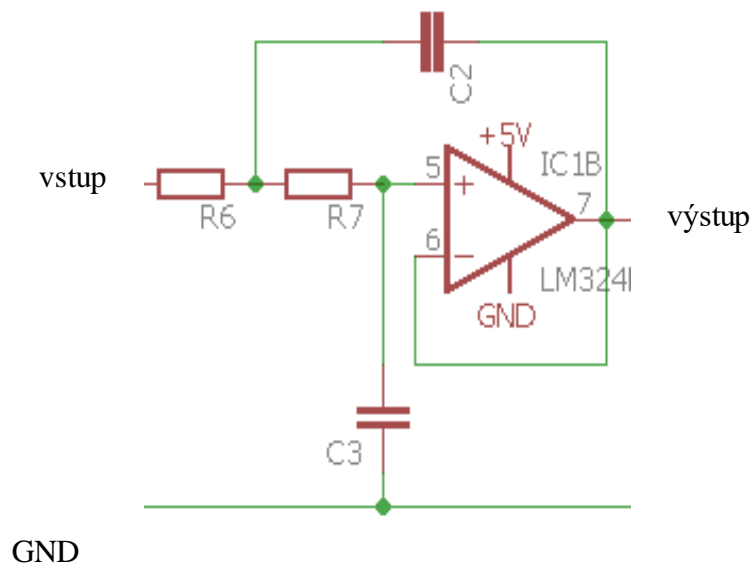
Filtrem dolní propust (DP) jsou označovány filtry, které nepropouští frekvence o vyšších kmitočtech, než je zvolená mezní frekvence. Jelikož výsledný signál ovlivňuje mnoho artefaktů z okolí, je třeba vyfiltrovat jen podstatnou složku signálu a ostatní části potlačit. Největší artefakt se objevuje v podobě síťového brumu, který je způsoben rušením elektrorozvodné soustavy všude kolem nás. Frekvenční hodnota brumu je 50 Hz. Při pohledu na Fourierovu transformaci nasnímaného signálu před filtrem, obrázek 11, je vidět, že podstatná část signálu leží v rozmezí 1 - 7 Hz. Z tohoto důvodu je třeba použít filtr typu DP, díky kterému se eliminuje šum o větších frekvencích mezního kmitočtu.



Obrázek 11. Fourierova transformace před filtrací

4.2.4.1 Návrh filtru dolní propusti

Jako u filtrů SS jde filtr sestavit jako pasivní nebo aktivní prvek. Pro návrh filtru DP byl zvolen aktivní prvek z důvodu lepšího potlačení frekvencí a zlepšení strmosti útlumu ve frekvenční charakteristice. Pro realizaci byl vybrán Butterworthův filtr pro jeho dobré charakteristiky a celkem jednoduché sestavení. Na obrázku 12 je znázorněno schéma zapojení filtru. Z obrázku je patrné, že odpory R6 a R7 jsou zapojeny sériově se vstupem OZ. Kondenzátor C3 je paralelně spojen vstupem a s uzlem mezi odpory R6 a R7. Kondenzátor C3 spojuje vstup zesilovače se zemí.

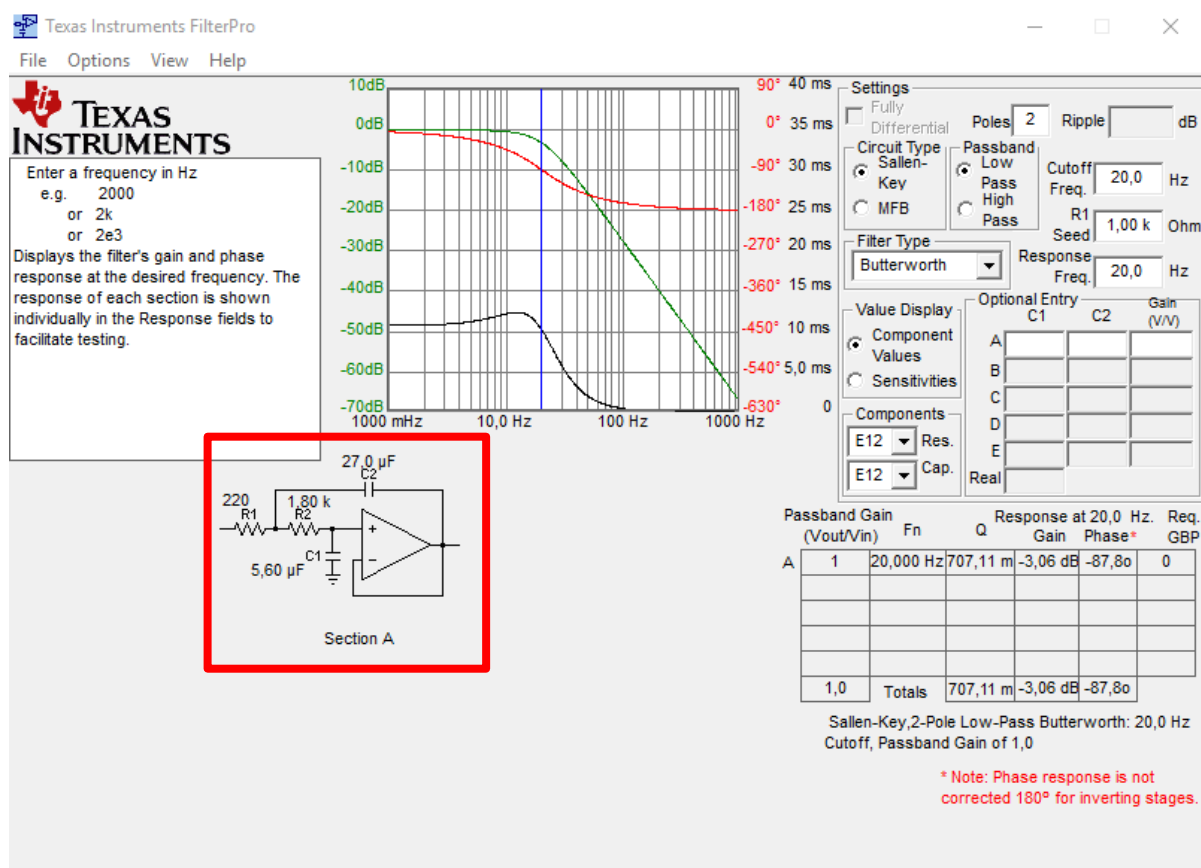


Obrázek 12. Elektrické zapojení aktivního filtru dolní propust

4.2.4.2 Výběr komponentů filtru dolní propust

Jelikož se při výpočtu hodnot rezistorů a kondenzátorů jedná o celkem složité postupy výpočtů, byl použit software od Texas Instruments s názvem FilterPro. Software je

navržený jako velmi jednoduchý grafický průvodce pro výpočet hodnot aktivních filtrů a zjištění jejich parametrů, jako je například jejich frekvenční charakteristika. Velkou výhodou tohoto softwaru je zadání typu filtru, jeho řádu, mezní frekvence a popřípadě zvolení si jistých hodnot pro určité komponenty. Další nespornou výhodou ulehčující práci je zvolení si typu série rezistorů a kondenzátorů. Díky tomu už není třeba přepočítávat hodnoty pasivních prvků na sériově vyráběné. Na obrázku 13 je vidět náhled na uživatelské okno sloužící k zadání požadavků a zobrazení výsledných hodnot.



Obrázek 13: Uživatelské okno FilterPro. Software

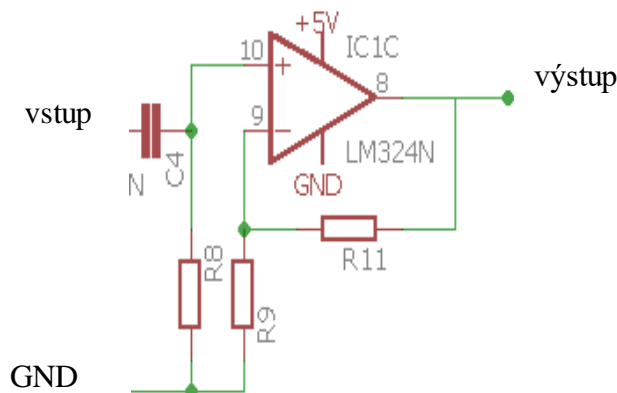
V červeném rámečku jsou označeny výsledné parametry pro zadané požadavky, kde se hodnoty $R_1 = 220 \Omega$, $R_2 = 1,8 \text{ k}\Omega$, $C_1 = 5,6 \mu\text{F}$, $C_2 = 27 \mu\text{F}$. Tyto hodnoty jsou si rovny s hodnotami R_6 , R_7 , C_3 , C_2 ve stejném pořadí ve schématu na obrázku 12. Jako aktivní prvek byl použit OZ LM 324, který byl vybrán v podkapitole předzesilovač.

4.2.5 Koncový zesilovač

Zesilovač je obecně komponent, který je schopný transformovat vstupní signál na větší výstupní signál za pomoci napájecího zdroje. Hlavním úkolem koncového zesilovače je již filtrovaný signál zesílit na úroveň vhodnou ke konečnému zpracování. [15]

4.2.5.1 Návrh koncového zesilovače

Koncový zesilovač je opět zapojen v neinvertujícím zapojení. Signál, který bude vstupovat do zesilovače, je již filtrovaný DP a dále je potřeba opětovná filtrace SS složky, která se provede podle podkapitoly 4.22. Na obrázku 14 je koncový zesilovač s filtrem SS ze základního schématu.



Obrázek 14: Elektrické zapojení koncového zesilovače

4.2.5.2 Výběr komponentů pro koncový zesilovač

Hodnoty komponentů se vypočítají analogicky k hodnotám pro předzesilovač. Tudíž vstupní signál má hodnotu pohybující se kolem 0,5 V. Úkolem navrženého zesilovače bude tuto hodnotu přiblížit k 5 V, a jelikož je vybrán IO LM 324, který nemá parametry rail to rail, je třeba výstupní hodnotu signálu snížit na zhruba 4 V. Jsou tedy známy hodnoty vstupního a výstupního napětí. Z toho je možné vypočítat potřebné zesílení dle vzorce 7. Hodnota zesílení je rovna 8. Další postup je vypočítat velikost komponent R1 a R2, dle obrázku 10. Po dosazení do vzorce 8 opět vzniknou dvě neznámé. Za odpor R1 bude dosazena hodnota 100 Ω . Po zadání proměnných do rovnice vyšla velikost pro odpor R2 = 700 Ω . Jelikož hodnota R2 se sériově nevyrábí a opět by musela být složená z více komponentů, je tedy jednodušší ji snížit na nejbližší sériově vyráběný rezistor. V tomto případě R2 bude rovno 680 Ω . Při dosazení těchto hodnot do vzorce 6. zesílení vyjde 7,8 krát, což je přijatelné. Výsledné hodnoty pro odpory R9 a R11 z obrázku 14 jsou rovny odporům R1 a R2 ve stejném pořadí.

5 REALIZACE SNÍMAČE



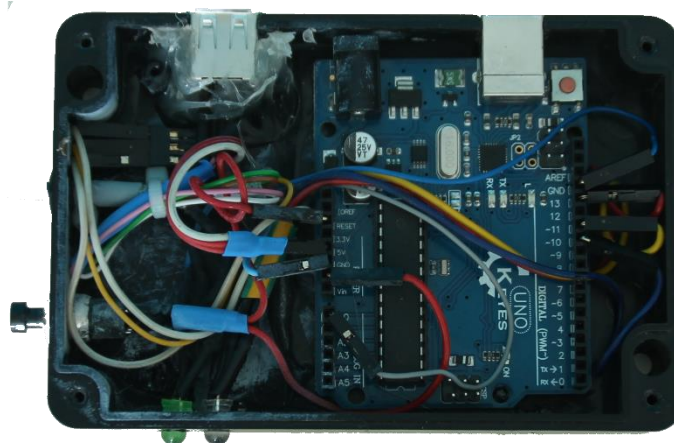
Obrázek 15. Realizovaný snímač

Na obrázku 15 je vidět výsledná realizace snímače. V podkapitolách níže jsou popsány jednotlivé kroky uložení daných komponent.

5.1 Umístění a konstrukce Arduino

Platforma Arduino je základní komunikátor mezi počítačovým softwarem a detektorem samým. Zároveň slouží i jako napájecí zdroj pro detektor.

5.1.1 Umístění Arduino



Obrázek 16. Pohled do krabičky s Arduinem

Deska Arduino je umístěná mimo myš ve vlastní krabičce, která se ve výsledném užívání položí vedle počítače a dále je se samotným počítačem propojena pomocí USB portu. Tento typ umístění se musel zvolit z několika důvodů. Hlavním důvodem je velikost vývojové desky, která je pro instalaci do počítačové myši příliš veliká. Dnes již existují platformy, ať od Arduina, nebo jiných výrobců, které by šly po menších konstrukčních úpravách instalovat přímo do počítačové myši společně se zesilovačem a senzorem. Příkladem jedné malé vývojové desky je Arduino LilyPad. Dalším důvodem umístění platformy mimo myš je zpětná vazba uživateli, která je zprostředkovávána pomocí dvou indikačních led diod umístěné na konstrukci. Dále krabička obsahuje reset tlačítko a dva USB porty. Jeden pro Arduino, druhý pro myš.

5.2 Umístění a konstrukce detektoru

Detektor se skládá ze tří hlavních částí: senzoru umístěného na povrchu počítačové myši, zesilovače a banky filtrů, které se nachází vně.

5.2.1 Umístění senzoru

Senzor je umístěn na boku myši v oblasti, kde se při běžném používání vyskytuje bříško palce. Konstrukce myši vyžaduje ovládání myši pravou rukou z důvodu uložení senzoru. Při špatném umístění palce na senzor dochází ke špatné analýze dat. Dalšími faktory ovlivňující kvalitu signálu jsou síla přitlaku palce na senzor, klepání, pohyb palce v okolí senzoru a míra vnějšího osvětlení. Na obrázku 18 je vidět instalace senzoru na myš určená pro lidi užívající myš pravou rukou. Senzor je vyznačen v červeném obdélníku.



Obrázek 18. Senzor umístěný na počítačové myši

5.2.2 Umístění zesilovače a filtrů

Zesilovač je společně s bankou filtrů umístěn co nejbliže k senzoru. Hlavním důvodem je omezení rušivých elementů, které rostou s délkou vodiče. Plošný spoj s komponenty je umístěn ve volném prostoru vedle hlavního plošného spoje využívaného samotnou myš. Lze vidět na obrázku 19. Plošný spoj se nachází v zadní části. Při pohledu na obrázek je v pravé polovině. Plošný spoj je označený červeným obdélníkem.

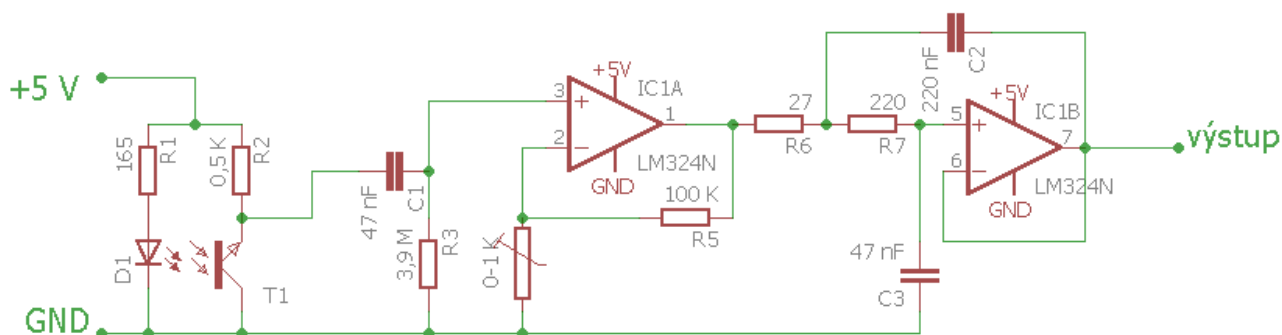


Obrázek 19. Pohled do myši s plošným spojem

5.2.3 Konstrukce zesilovače

Pro realizaci jsou použity drátové součástky a pájivé pole, které je společně se senzorem uloženo ve volném prostoru myši.

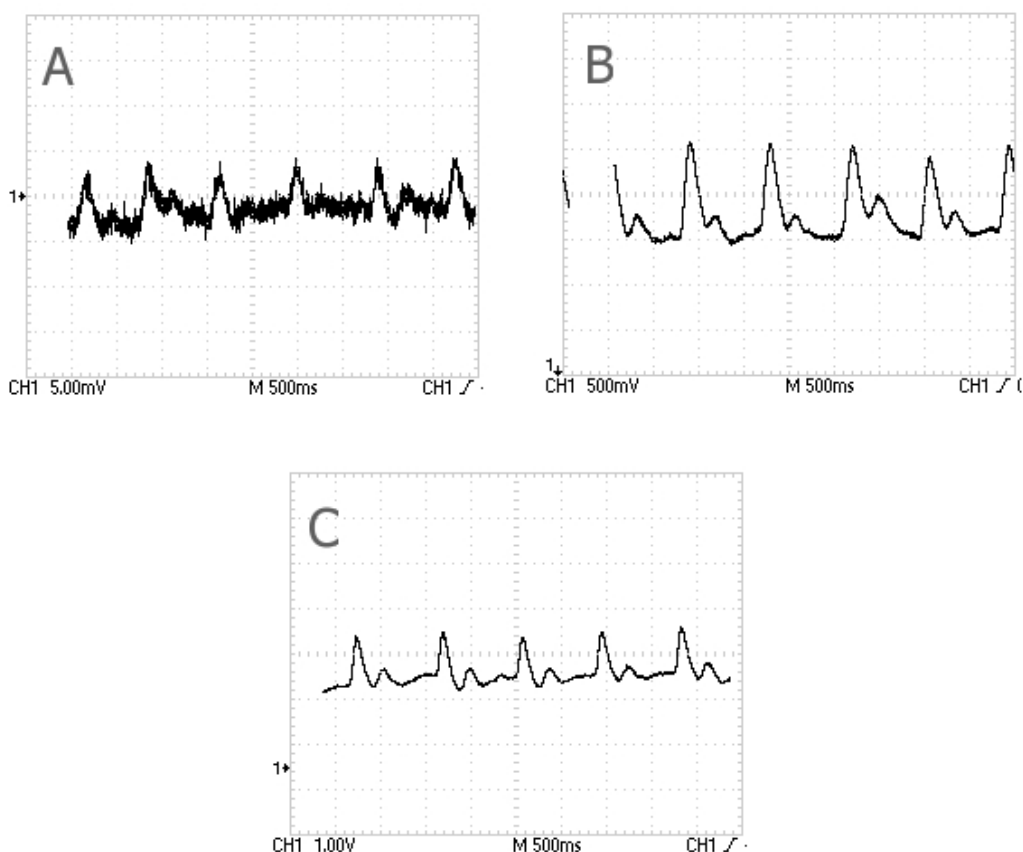
Pro finální realizaci je blok předzesilovače vynechán z důvodu špatného nastavení poměru zesílení šumu. Výsledné zapojení a hodnoty součástek znázorňuje schéma na obrázku 20.



Obrázek 20. Výsledné schéma zapojení s hodnotami komponent

Hodnoty komponentů pro filtr SS byly upraveny snížením hodnoty kondenzátoru a přepočítání hodnoty odporu podle vztahu 2 z důvodu časového zpoždění filtru. Při větší kapacitě má filtr větší zpoždění, a tak byla hodnota kapacity kondenzátoru C1 po experimentálním ověření změněna na velikost 47 nF. Hodnota odporu R3 je přepočtena na 3,9 M Ω , zachovávající frekvenci nižší než 1 Hz a zároveň odpor velikost R3 je sériově vyráběn. Další změnou oproti návrhu je užití trimru místo pevného odporu. To je z důvodu jisté tolerance součástek a potřeby správného nastavení zesílení zesilovače. Jelikož je blok předzesilovače vypuštěn, je opět třeba přepočítat hodnoty odporů R1, R2 podle obrázku 10. Pro výpočet se využije vztahů 7 a 8, kdy zesílení vychází zhruba na hodnotu 266. Odpor R2 je zvolen 100 k Ω a místo odporu R1 je umístěn trimmer 0 - 1 k Ω . Dle měřeného výstupního signálu se nastaví výsledná hodnota odporu R1 na trimru. Dále jsou změněny odpory R6, R7, C2, C3 z důvodu nedostupnosti hodnot kondenzátorů. Přepočet proběhl za pomoci softwaru FilterPro. Za C2 a C3 jsou zvoleny hodnoty 220 nF a 47 nF, Odpory po přepočtu jsou rovny 27 Ω pro R6 a 220 Ω pro R7.

Při sestavování zesilovače a filtrů jsou hodnoty proměřovány na osciloskopu. Na obrázku 21 je vidět různý napěťový průběh signálu. Všechny signály A, B, C mají shodnou časovou osu 0,5 s na dílek. Signál A je měřené napětí přímo na výstupu z detektoru. Jeho napěťová osa má rozlišení 5 mV na dílek. Z obrázku je patrné, že signál je velmi zašuměný. Signál B je napětí měřené na výstupu ze zesilovače. Jeho vertikální osa pro napětí má rozlišení 0,5V na dílek. Ačkoliv to z obrázku na první pohled není patrné, k užitečnému signálu je superponován 50Hz brum. Signál C je zesílený signál po aktivní filtraci DP. Jeho napěťová osa má rozlišení 1 V na dílek. Tento signál je výstupem celého detektoru a putuje do analogového pinu Arduina k navzorkování a kvantování.



Obrázek 21. Měřené signály na osciloskopu. A-signal ze senzoru, B-zesílený signál, C-filtrovaný a zesílený signál

6 FUNKCE PROGRAMŮ

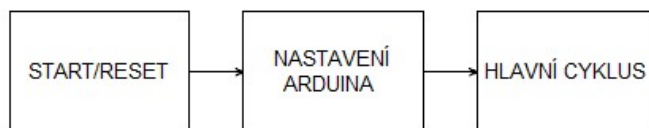
Pro realizaci a propojení Arduina s Matlabem je zapotřebí naprogramovat každé prostředí zvlášť tak, aby byla schopná mezi sebou komunikovat. Matlab obsahuje toolbox, který nahrazuje program pro Arduino vlastním, ale bohužel v tomto případě nelze použít z důvodu potřeby přesné vzorkovací frekvence, což jeho toolbox neumožňuje.

6.1 Program ve vývojovém prostředí Arduino

Arduino má k dispozici vlastní programovací jazyk s názvem Wiring. Samotný program byl psán ve vývojovém prostředí Arduino 1.6.12. V tomto programu byl dále finální kód podroben kompilaci a následně nahrán do procesoru platformy.

6.1.1 Základní struktura kódu Arduino

Jakmile se platforma připojí k počítači nebo se stiskne tlačítko reset, začíná běžet cyklus programu. Stav připojení a běh programu znázorňuje následující blokové schéma na obrázku 22.

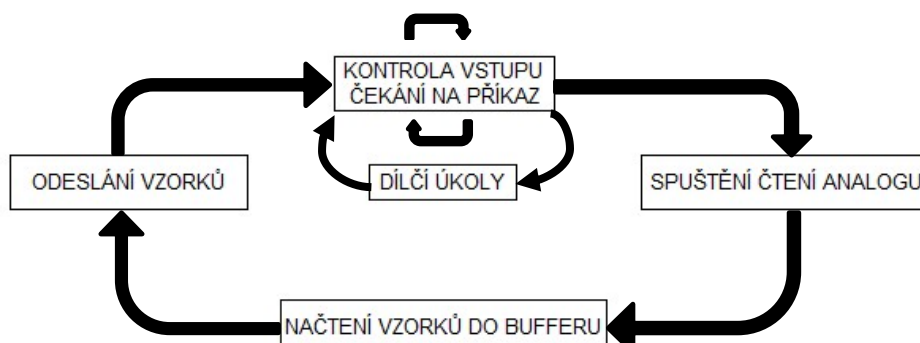


Obrázek 22. Základní blokové schéma programu Arduina

Pod pojmem nastavení Arduina si lze představit deklaraci základních proměnných využívaných v průběhu celého skriptu, nastavení bitové komunikace a zpětnou vazbu pro další zpracování, že je vše správně nastaveno.

6.1.2 Hlavní cyklus kódu Arduino

Hlavní cyklus programu je znázorněn na blokovém schématu níže, obrázek 23. Blok kontrola vstupu se cyklicky opakuje, dokud nepřijde požadavek. V programu se nachází dva typy požadavků. První typ vykoná dílčí úkol a dále není opakován (příklad úkolu: rozsvícení určité barvy led diody). Druhý typ cyklu se opakuje stále dokola, dokud nedostane příkaz zastavit. V programu se jedná o sběr dat do bufferu a následného poslání vzorků do počítačového softwaru. Cyklus se uvede do chodu příkazem „*period xx*“, kde *xx* značí námi vybranou vzorkovací frekvenci. Ukončuje se příkazem „*stop*“. Všechny příkazy jsou vysílány z prostředí Matlab.



Obrázek 23. Blokové schéma hlavního cyklu v Arduinu

6.2 Program ve vývojovém prostředí MATLAB

Pro realizaci byl využit program MATLAB 2015a. V Matlabu bylo vytvořeno uživatelské rozhraní, které je popsáno níže v další kapitole.

6.2.1 Základní struktura kódu MATLAB

Základní funkce programu je popsána ve schématu na obrázku 24.

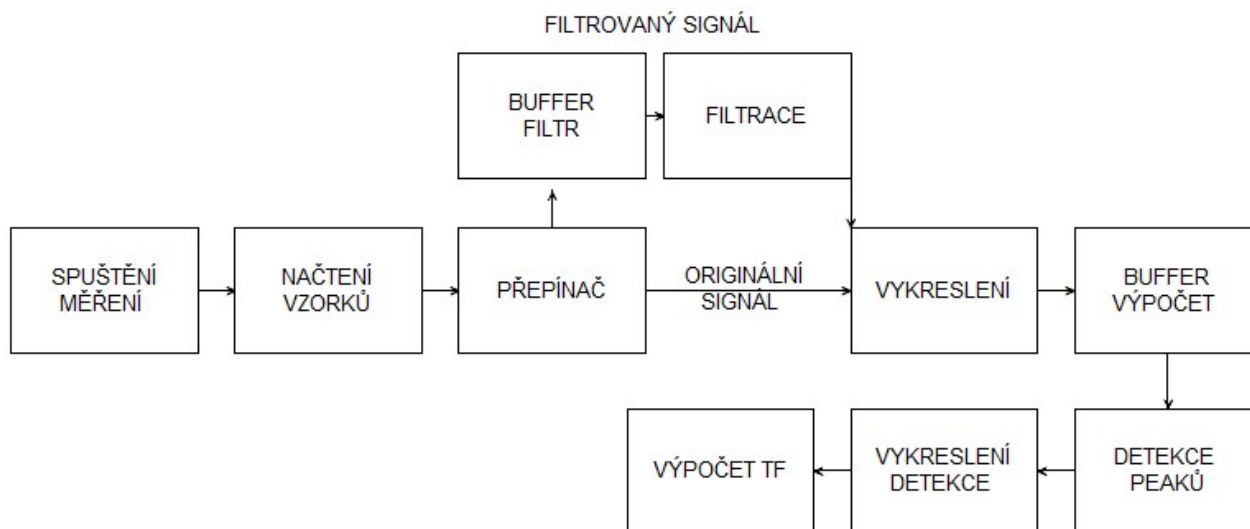


Obrázek 24. Základní blokové schéma Matlabu

Pro správnou komunikaci s Matlabem musí být nastaveny stejné komunikační protokoly, jako jsou zvoleny v Arduinu. Tento děj popisují první dva bloky. Podstatou třetího bloku je sběr všech potřebných dat pro zpracování signálu. Poslední blok na základě zpracovaného signálu zobrazuje tepovou frekvenci.

6.2.2 Hlavní cyklus kódu MATLAB

Další blokové schéma, obrázek 25, poukazuje na základní cyklus skriptu. Základem pro funkci cyklu je vstupní podmínka spuštění. Dále cyklus zohledňuje další podmínku. Ta se týká spuštění filtrace či nikoliv. Další blok je shodný pro filtrovaný i originální signál. Jeho úkolem je vykreslit nasbírané vzorky do grafu. Poté následuje uložení vzorků do bufferu sloužící pro výpočet. Jakmile se buffer naplní, vzorky pokračují k detekci peaků, vykreslení detekovaných hodnot do grafu a k následnému výpočtu detekované frekvence. Detekce peaků a výpočet frekvence je více popsán v podkapitolách níže.



Obrázek 25. Hlavní cyklus v Matlabu

6.2.2.1 Detekce peaků

Detekce peaků probíhá pomocí funkce Matlabu s názvem findpeaks. Do funkce jsou zadávány tři hodnoty. První je signál, který je uložen bufferu. Tento buffer se pravidelně částečně přepisuje s každým cyklem programu. Druhou zadávanou hodnotou je MinPeakDistance. Velikost proměnné zaručuje minimální velikost detekce pro peak. V softwaru si tuto hodnotu může uživatel nastavit sám dle vlastních požadavků pomocí slideru s názvem práh. Primárně je tato hodnota nastavena na 70% velikosti peaků v aktuálním okně. Poslední vstupní proměnnou je MinPeakDistance. Proměnná zaručuje detekci peaků vzdálených od sebe a splňující velikost zadané hodnoty. Pro funkci je velikost zadávána pomocí počtu vzorků. Uživatel má opět možnost si tuto hodnotu nastavit dle sebe. Uživatel si ji nastavuje podle času, ne podle počtu vzorků. Z toho důvodu musí proběhnout přepočítání z času na počet vzorků podle aktuální zvolené vzorkové frekvence. Přepočítání se provádí pomocí následujícího vztahu 9,

$$N = t \cdot fvz \quad (9)$$

kde N je počet vzorků za daný čas, fvz je aktuální vzorkovací frekvence, t je zadaný minimální čas detekce. Pro použití do funkce se hodnota N musí zaokrouhlit na celé číslo. Výstupem funkce je vektor s hodnotami umístění a velikosti peaků. Z hodnot umístění se dále počítá TF. Princip výpočtu je popsán v další podkapitole.

6.2.2.2 Výpočet tepové frekvence

Výpočet TF probíhá za pomoci umístění detekovaných peaků. Pro výpočet výsledné hodnoty TF se užívá detekcí tří po sobě jdoucích peaků a jejich aritmetického průměru:.

$$N = \frac{(n_2 - n_1) + (n_3 - n_2)}{2} \quad (10)$$

Musí platit podmínka $n_1 < n_2 < n_3$, n_x je hodnota umístění nalezeného peaku. Výsledné N označuje aritmetický průměr počtu vzorků mezi dvěma detekovanými peaky. Počet vzorků pro výpočet TF však stále nestačí. N je třeba přenést do rozdílného času. To se provede podle upraveného vztahu 9, který vypadá následovně

$$t_t = \frac{fvz}{N} \quad (11)$$

t_t je čas mezi detekovanými vzorky, fvz je vzorkovací frekvence a N počet vzorků vypočtených ze vztahu 10. A konečně pro finální výpočet TF je třeba využít vztahu 12,

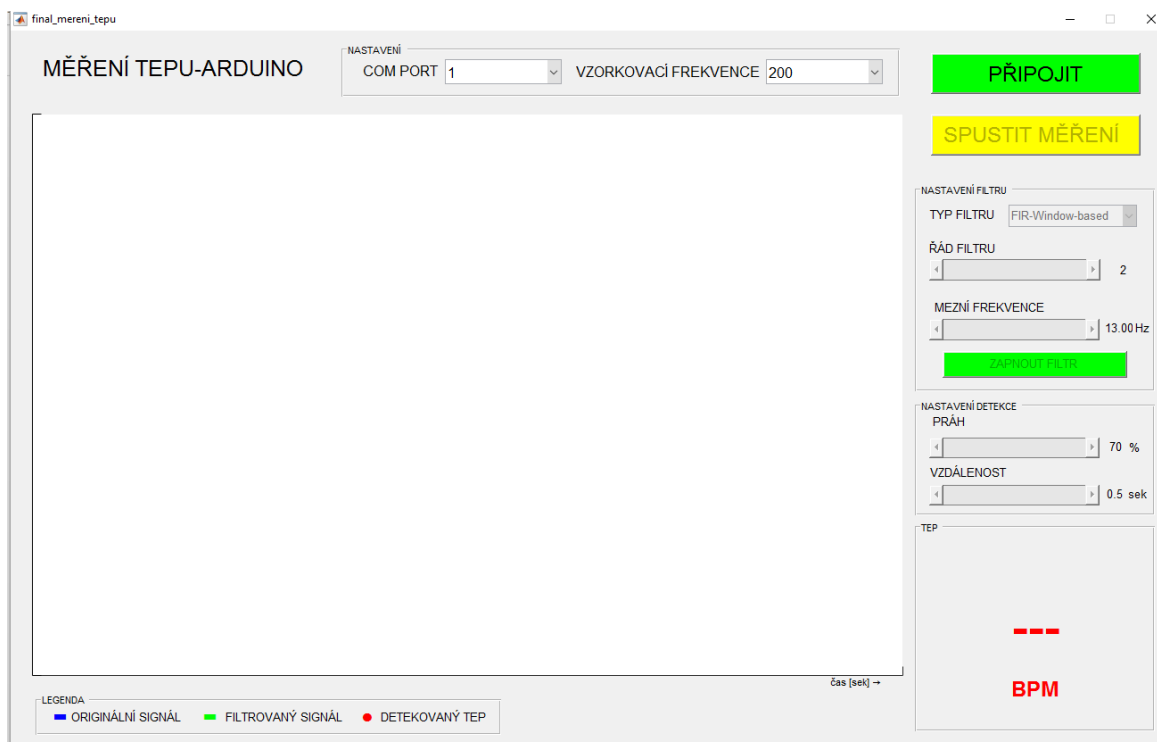
$$TF = \frac{60}{t_t} \quad (12)$$

kde TF je výsledná frekvence tepu udávaná v jednotkách úderu za minutu. Proměnná t_t je aritmetický průměr časového rozdílu mezi detekovanými peaky. Jednotka t_t se udává v sekundách, z tohoto důvodu je v čitateli zlomku 60, což znázorňuje sekundy v minutě.

7 UŽIVATELSKÉ ROZHRANÍ

Uživatelské rozhraní bylo optimalizováno pro snadnou obsluhu. Jeho součástí zpětná vazba uživateli, informujícího jej o korektním chodu aplikace.

7.1 Popis hlavního okna programu



Obrázek 26. Hlavní okno programu vytvořeného v prostředí Matlab

Hlavní okno programu je znázorněno na obrázku 26. Okno softwaru se dělí na tři hlavní části. Informační část zobrazuje signál, vypočtenou tepovou frekvenci a zpětnou vazbu. Nastavovací část umožňuje ovládání všech nastavitelných proměnných uživatelem, jako je mezní frekvence filtru, práh detekce, vzorkovací frekvence, atd. Poslední částí okna jsou ovládací prvky sloužící k výkonu daného požadavku. Do této skupiny spadají všechna ovládací tlačítka jako připojit, spustit měření, atd.

7.2 Zpětná vazba správné funkce programu

Zpětná vazba spotřebiteli se vyskytuje ve dvou verzích. První je komunikace softwaru o stavu užívání se spotřebitelem a druhá je zprostředkována pomocí RGB diody, která je umístěna v konstrukci krabičky s Arduinem. Software disponuje více druhy zpětné vazby. Mezi hlavní patří dialogová okna, jejichž příkladem je dialogové okno *Arduino odpojeno* zobrazené při úspěšném odpojení Arduina. Další zpětná vazba je vizuální změna softwarového okna, kdy se při správném připojení platformy uprostřed ve vrchní části místo nastavení vzorkovací frekvence objeví nápis *Arduino připojeno*. Současně s tímto krokem začíná změna barvy tlačítek a jejich nápisů. Příkladem je tlačítko připojení. Pro stav označující děj připojení platformy se softwarem má tlačítko barvu zelenou, která typicky symbolizuje start operace. Po úspěšném připojení tlačítko změní svojí barvu

na červenou současně s nápisem odpojit. Zpětná vazba vyjádřena RGB led diodou na povrchu krabičky má charakter znázorněný v tabulce 2.

Tabulka 2. Barva diody a její význam

Barva	Vykonávaný děj
červená	Arduino není připojeno se softwarem
zelená	Arduino je připojeno se softwarem
modrá	Arduino měří hodnoty získávané z detektoru

7.3 Obsluha vytvořeného programu

Při spuštění softwaru je nejdříve nutno nastavit USB komunikační port, na kterém je platforma připojena. Nastavení se nachází ve vrchní části okna s názvem *COM PORT*. Hned vedle je možnost změnit si vzorkovací frekvenci. Primárně je nastavena na 75Hz. Po nastavení těchto parametrů je třeba navázat komunikaci softwaru s Arduinem. Komunikace se naváže pomocí tlačítka *Spojít*. Po správné synchronizaci se místo nastavovacích parametrů objeví nápis *Arduino připojeno* a zároveň se prvky v pravé části okna stanou aktivními. Dále je možnost nastavit si parametry detekce. K nastavení slouží dva slidery: *práh* a *vzdálenost*. Práh udává prahovou hranici detekce peaků z aktuálního měřeného okna. Primárně je nastaven na 70% výšky peaků v okně. Hodnota je udávána v procentech. Druhý parametr vzdálenost, slouží k nastavení rozestupu pro detekci peaků mezi sebou. Hodnota se udává v sekundách a ve výchozím stavu je nastavena na 0,5 s. Hodnoty nelze měnit v průběhu měření. Software je vybaven digitálním filtrem. Jeho parametry se nastavují opět v pravé části okna. Je možnost si vybrat ze dvou typů filtrů. FIR Window-based, IIR-Butterworth. Program umožňuje nastavení řádu filtru a hodnoty mezní frekvence. Tyto hodnoty jsou ve výchozím stavu nastaveny na 13 Hz mezní frekvence a druhý řád filtru. Pro použití filtru je třeba stisknout tlačítko zapnout filtr. Po nastavení všech parametrů je možné snímat TF, učinit tak lze tlačítkem *spustit měření*. V průběhu měření je možno zapínat a vypínat digitální filtr. Hodnoty nastavení filtru se dají měnit pouze v době inaktivní fáze. Filtrovaný signál se ve výsledném grafu zobrazuje zelenou barvou. Originální má barvu modrou. Naměřená tepová frekvence se zobrazuje v pravém dolním rohu. Pro ukončení snímání slouží tlačítko vypnout měření.

8 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ SE SYSTÉMEM FINGER OXYMETR H10

U každého nově realizovaného měřicího systému se porovnávají výsledky s již používaným systémem pro kontrolu a kalibraci výsledků. Pro kontrolu detektoru je zvolen Finger oxymetr H10.

8.1 Finger oxymetr H10

Jedná se o sériově vyráběný medicínský přístroj sloužící k ambulantní detekci saturace krve kyslíkem a vyhodnocení tepové frekvence. Zařízení je konstruováno ve formě klipu na prst. Zdroj světla a detektor se nacházejí proti sobě na stranách klipu. Měření saturace probíhá pomocí dvou diod o různých spektrech světla, které prochází prstem. Průchozí světlo je zaznamenáváno detektorem a následně vyhodnoceno. Měření tepové frekvence je založeno na formě průsvitové pletysmografie, kde je výsledkem pletysmografická křivka.

8.2 Měření hodnot

Pro porovnání výsledků bylo změřeno deset dobrovolníků. U dobrovolníků je měření prováděno třikrát. Pokaždé s rozdílnými parametry nastavení softwaru. Každé měření mělo předem specifické nastavení parametrů softwaru pro detekci. U všech dobrovolníků byl zvolen stejný postup, který je popsán níže společně s nastavenými hodnotami.

Postup:

Dobrovolník se pohodlně posadil a byl seznámen s nadcházejícími úkony. Na ukazovák levé ruky mu byl nasazen Pulzní oxymetr H10 a následně byl spuštěn. Pravou rukou uchopil počítačovou myš s palcem uloženým na senzoru. Následně byl spuštěn software pro měření TF. Po deseti sekundách byly odečteny a zaznamenány hodnoty TF na obou zařízeních najednou. Měření se opakovalo dvakrát pro různé hodnoty nastavení softwaru.

Parametry softwaru jsou nastaveny následovně: hodnota detekce peaků je nastavena na 65% aktuálního okna. Vzdálenost dvou detekovaných peaků je zvolena na 0,5s. Vzorkovací frekvence je nastavena na 75 Hz. Tyto tři hodnoty jsou shodné pro všechny tři typy měření. Hlavní rozdíl je ve formě vstupního signálu pro detekci. U prvního měření vstupní signál není filtrován pomocí digitálního filtru. U druhého měření je zvolen filtr typu IIR-Butterworth s parametry: řád filtru 2, mezní frekvence 13 Hz. Třetí měření využívalo digitální filtr typu FIR-Window-based s parametry: řád filtru 2, mezní frekvence 13 Hz.

Výsledná zaznamenaná hodnota je absolutní hodnota z rozdílu měřené TF zaznamenané pomocí oxymetru a samotného detektoru.

Tabulka 3. Měřené hodnoty u 10 dobrovolníků

Dobrovolník	Rozdíl tepové frekvence		
	1 Bez filtrace [Δ BPM]	2 IIR [Δ BPM]	3 FIR [Δ BPM]
1	0	1	0
2	1	0	0
3	2	1	5
4	0	1	0
5	2	0	2
6	1	0	1
7	4	1	3
8	0	2	5
9	3	2	3
10	0	2	0
průměr	1,3	1	1,9

8.3 Výsledek měření

Z tabulky 3 je zřejmé, že se od sebe výsledky obou systémů příliš nelišily. Největší neshoda je o 5 BPM. Hlavní příčinou neshody jsou rozdílné systémy pro výpočet TF. Z vypočtených průměrů v posledním řádku tabulky je vidět, že neúspěšnější měření je po filtraci digitálním filtrem typu IIR. Toto však nemůže být řečeno s jistotou, protože hodnoty pro FIR filtr a originální signál obsahují výkyvné hodnoty, které mohly být způsobeny špatným načasování hodnocení TF v obou algoritmech.

ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce je zhotovit detektor tepu zabudovaný v počítačové myši za pomoci platformy Arduino a elektronických součástek. Dále na dané téma zhotovit literární rešerši a porovnat výsledky zrealizovaného systému s již existujícím měřícím přístrojem.

Na základě literární rešerše o vzniku tepu a jeho měření byl vybrán způsob detekce na bázi pletysmografie. Při každém tepu se mění objem tkáně. Tento objem lze zaznamenávat různými způsoby. Za nejvhodnější způsob pro užití v počítačové myši byla zvolena reflexní pletysmografie, z důvodu relativně snadné elektronické i následně konstrukční realizace. Senzor byl umístěn na boku myši tak, aby se nacházel pod bříškem palce. Je to z důvodu nejvíce stacionárního bodu dotyku s myší. Jelikož výsledný signál ze senzoru byl pro zpracování velice slabý, bylo potřeba tento signál zesílit. To se zrealizovala za pomoci operačního zesilovače. Signál, který již byl dostatečný pro zpracování, obsahoval velké množství šumu. Po zpracování pomocí Fourierové transformace se ukázala hlavní nosná část signálu, díky které bylo snadné určit typ filtru. Za typ filtru byla vybrána dolní propust. Filtrace signálu je uspokojivá a filtrovaný signál může být zpracován platformou Arduino, kde je měřen pomocí A/D převodníku a poté je poslán jako diskretní signál do vytvořeného softwaru, navrženého speciálně pro detekci tepu. Software byl tvořen ve vývojovém prostředí Matlab. Pro snadnější užívání bylo vytvořeno GUI s řadou nastavovacích parametrů a feedbacků uživateli. Mezi nastavovací parametry patří vzorkovací frekvence, název sériového portu, práh a vzdálenost pro detekci peaků a parametry určující digitální filtr typ, řád a mezní frekvence.

Po realizaci softwaru a detektoru bylo uskutečněno porovnávací měření na deseti dobrovolnících s pulzním oxymetrem značky Finger oxymetr H10. Výsledky systému implementovaného v počítačové myši vůči oxymetru byly velmi pozitivní. Jenže měření bylo uskutečněno na myši, která nebyla v provozu a dobrovolníci ji drželi nehybně. Výsledky při pokusech užívání myši a zároveň měření frekvence uživatele už tak pozitivní nebyly. Je to z důvodu změny reflexe světla tkáně v rámci její deformace při pohybu myši.

Do budoucna pro využívání myši by bylo vhodné najít praktičtější způsob detekce tepu, jak pomocí změny detektoru, například polohou, tak znásobením jeho počtu, změnou spektra led diody nebo přejít na jiný systém detekce. Pro software by bylo například vhodnější použít pokročilejší funkce zpracování signálu

LITERATURA

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [2] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [3] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1190-7.
- [4] Arduino UNO. *Arduino*. [online]. 12.12.2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [5] Seznámení s Arduinem. *Arduino.cz*. [online]. 12.12.2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://arduino.cz/seznameni-s-arduinem/>
- [6] JANOŮŠEK, Jan a Irena ANDRŠOVÁ. *EKG a dysrytmie v dětském věku*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5006-4.
- [7] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [8] VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 3., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2032-9.
- [9] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [10] Hobbyrobot.cz. *Hobby robot* [online]. 12.12.2016 [cit. 2016-12-16]. Dostupné z: <http://www.hobbyrobot.cz/wp-content/uploads/ArduinoPriruckaProgramatora.pdf>
- [11] VYTEJČKOVÁ, Renata. *Ošetrovatelské postupy v péči o nemocné II: speciální část*. Praha: Grada, 2013. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3420-0.
- [12] MESSERWOLAND. *wikipedia.cz* [online]. [cit. 12.12.2016]. Dostupný na WWW: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce#/media/File:Diagram_of_the_human_heart_\(multilingual\).svg](https://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce#/media/File:Diagram_of_the_human_heart_(multilingual).svg)
- [13] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostika* [online]. Brno, 2014 [cit. 2016-12-22]. Dostupné z: https://moodle.vutbr.cz/pluginfile.php/236668/mod_resource/content/0/Dalsi_materialy/A_LDT_skripta_2014.pdf

- [14] II. ZÁKLADNÍ ELEKTRICKÉ OBVODY. *Upol.cz* [online]. [cit. 2016-12-28]. Dostupné z: <http://ach.upol.cz/ucebnice2/obvody5.htm>
- [15] FRISCH, Herbert. *Základy elektroniky a elektronických obvodů*. Praha: SNTL, 1987.