

Šablona
BAKALÁŘSKÁ / DIPLOMOVÁ PRÁCE
Verze 1.0

Červené texty dále v šabloně přepište odpovídajícím textem nebo smažte.

DESKY

Namísto této stránky vložte stránku **desky** vygenerovanou v IS VUT.

TITULNÍ LIST

Namísto této stránky vložte **titulní list** (s logem) vygenerovaný v IS VUT.

ZADÁNÍ

Namísto této stránky vložte stránku **zadání FEKT** vygenerovanou v IS VUT.

- do tištěné verze závěrečné práce vložte originál zadání s podpisem předsedy rady programu
- do elektronické verze vložte kopii zadání bez podpisu

Abstrakt

Tato práce se zabývá vývojem laboratorního přípravku pro měření srdečních pulzů. V práci bude popsána základní anatomie srdce a vznik srdečních pulzů. Dále jsou zde popsány metody měření srdečních pulzů. Podrobně je zde popsán snímač, který slouží ke snímání srdečního pulzu, v laboratorním přípravku. V práci je uvedeno obvodové řešení laboratorního přípravku a proměření jeho funkčnosti. Dále je v práci popsána aplikace na vyhodnocení srdečních pulzů a sestavený návod pro laboratorní cvičení.

Klíčová slova

Srdeční pulz, laboratorní přípravek, Pletysymografie, snímač, PPG

Abstract

This work deals with the development of a laboratory device for measuring heart rate. The work will describe the basic anatomy of the heart and the origin of heartbeats. There are also methods for measuring heart rate. A sensor for sensing a heart rate in a laboratory device is described in detail. The work presents the circuit solution of the laboratory device and measurement of its functionality. Furthermore, the work describes the application for the evaluation of heart rate and written instructions for laboratory exercises.

Keywords

Heart pulse laboratory measuring device, Plethysmography, sensor, PPG

Bibliografická citace

VYPLEL, Vojtěch. Signál srdečních pulzů – laboratorní přípravek. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/133600>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Milan Sigmund.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	<i>Vojtěch Vyplél</i>
VUT ID studenta:	<i>21132</i>
Typ práce:	<i>Bakalářská práce</i>
Akademický rok:	<i>2020/21</i>
Téma závěrečné práce:	<i>Signál srdečních pulzů – laboratorní přípravek</i>

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si 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.

V Brně dne: 25. května 2021

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu semestrální práce prof. Ing. Milanu Sigmundovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: 25. května 2021

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK.....	10
ÚVOD	11
1. SRDCE – ZÁKLADNÍ ANATOMIE.....	12
1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE SRDCE	12
1.2 VZNIK KONTRAKCÍ A PULZU SRDCE.....	12
1.2.1 <i>Srdeční cyklus</i>	13
1.3 PROJEVY ČINNOSTI SRDCE.....	14
1.4 POPIS A KLASIFIKACE SRDEČNÍHO RYTMU	14
1.5 PORUCHY RYTMU SRDCE.....	15
1.5.1 <i>Fibrilace síní</i>	15
1.5.2 <i>Bradykardie</i>	16
1.5.3 <i>Tachykardie</i>	16
1.5.4 <i>Extrasystola</i>	17
2. MĚŘÍCÍ METODY SRDEČNÍCH PULZŮ	18
2.1 VLASTNOSTI A ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA SRDEČNÍHO PULZU	18
2.2 MĚŘÍCÍ METODA SRDEČNÍCH PULZŮ – EKG	19
.....	19
3. SNÍMAČE.....	20
3.1 ELEKTRODOVÉ SNÍMAČE	20
3.2 PLETYSMOGRAFICKÉ MĚŘENÍ.....	20
.....	21
3.2.1 <i>Pletysmografický snímač</i>	22
3.2.2 <i>Použití PPG snímače v klinické praxi</i>	23
4. NÁVRH LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU	24
4.1 BLOKOVÉ SCHÉMA	24
4.2 PROUDOVÝ ZDROJ PRO PPG SNÍMAČ	25
4.3 VSTUPNÍ ZESILOVAČ	26
.....	26
.....	26
4.4 FILTRACE SIGNÁLU.....	27
4.4.1 <i>Pasivní horní propust</i>	28
4.4.2 <i>Aktivní dolní propust</i>	29
4.5 SIGNALIZACE SPRÁVNÉ ČINNOSTI SNÍMAČE	30
5. PROMĚŘENÍ ČINNOSTI LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU	31
5.1 PŘEVODNÍ CHARAKTERISTIKA ZESILOVAČE	31
5.1.1 <i>Frekvenční charakteristika zesilovače</i>	32

5.1.2	Měření THD a ovlivnění tvaru signálu	33
6.	PŘENOS PPG SIGNÁLU DO POČÍTAČE A JEHO VYHODNOCENÍ	35
6.1	DIGITALIZACE PPG SIGNÁLU	35
6.2	APLIKACE PRO VYHODNOCOVÁNÍ PPG SIGNÁLU.....	36
6.2.1	Histogram periody PPG signálu.....	38
7.	NÁVOD PRO LABORATORNÍ VÝUKU	40
7.1	CÍL ÚLOHY	40
7.2	ÚVOD	40
7.3	ZADÁNÍ	41
7.4	VYPRACOVÁNÍ A POKYNY K MĚŘENÍ.....	41
7.5	PŘÍKLAD NAMĚŘENÝCH HODNOT	45
8.	LABORATORNÍ PŘÍPRAVEK – PROVEDENÍ	47
	ZÁVĚR	48
	LITERATURA.....	49
	SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	51
	SEZNAM PŘÍLOH.....	52

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Převodní systém srdce [6].....	13
Obr. 2 Snímek EKG – Fibrilace síní [22]	15
Obr. 3 Snímek EKG – Bradykardie [22].....	16
Obr. 4 Snímek EKG – Tachykardie [22]	16
Obr. 5 Snímek EKG - Extrasystola [22]	17
Obr. 6 Ukázka EKG záznamu srdečního pulzu [4].....	18
Obr. 7 Einthovenův trojúhelník [2].....	19
Obr. 8 Pletysmografická křivka [2]	21
Obr. 9 Průsvitový a reflexní PPG snímač [5].....	22
Obr. 10 Blokové schéma laboratorního přípravku	24
Obr. 11 Proudový zdroj PPG snímače	25
Obr. 12 Vstupní zesilovač.....	26
Obr. 13 Vstupní filtr - horní propust.....	28
Obr. 14 Filtr - dolní propust.....	29
Obr. 15 Obvod signalizace správné funkce	30
Obr. 16 Blokové schéma měření převodní char. zesilovače	31
Obr. 17 Graf převodní char. zesilovače	32
Obr. 18 Blokové schéma měření frekvenční char. zesilovače	33
Obr. 19 Graf frekvenční char. zesilovače	33
Obr. 20 Blokové schéma měření THD.....	33
Obr. 21 Vývojový diagram aplikace	36
Obr. 22 Graf PPG signálu zachycený pomocí aplikace	37
Obr. 23 Ukázka spektra PPG signálu vypočteného pomocí aplikace	37
Obr. 24 Ukázka aplikace.....	39
Obr. 25 Ukázka histogramu	39
Obr. 26 Pletysimografická křivka	40
Obr. 27 Nastavení sériové komunikace	42
Obr. 28 Graf pro záznam histogramu.....	43
Obr. 29 Graf pro záznam spektra	44
Obr. 30 Histogram periody PPG signálu	45
Obr. 31 Spektrum měřeného PPG signálu	46
Obr. 32 Histogram změřené periody srdečního pulzu	46
Obr. 33 Popis konektoru pro připojení PPG snímače [21].....	47

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Přehled vypočítaných vlastností filtrů	27
Tab. 2 Naměřené hodnoty THD.....	34
Tab. 3 Naměřené hodnoty.....	43
Tab. 4 Standardní hodnoty lidského tepu.....	44
Tab. 5 Standardní hodnoty průměrné periody a odchylky	44
Tab. 6 Naměřené statistické hodnoty periody srdečního pulzu	45

ÚVOD

Srdeční pulz, je jeden ze základních ukazatelů stavu lidského srdce. Projevy srdeční činnosti, mohou být jak zvukové, elektrické, tak i v rámci krevního řečiště. Právě změny v krevním řečišti, budeme snímat pomocí fotopletysmografického snímače a dále vyhodnocovat. Vzniklý PPG signál, je pro nás zajímavý i z hlediska předmětu Signály 1.

V této bakalářské práci se zabývám vznikem srdečního pulzu a charakteristikou fotopletysmografického signálu. V práci také popisuji různé techniky pro měření srdečního pulzu, kde nejdůležitější bude fotopletysmografie. Následně vysvětluji funkci fotopletysmografického snímače. Podle charakteristik fotopletysmografického signálu a snímače navrhnu vhodný zesilovač.

Celý zesilovač by měl být co nejjednodušší a zároveň odolný, jelikož bude použit jako laboratorní přípravek. Zesilovač bude obsahovat i indikaci správné funkce. Zesilovač bude proměřen a stanovím jeho vlastnosti a vliv na fotopletysmografický signál. Následně řeším přenos měřených signálů do PC. Mnou naprogramovaná aplikace složí, pro zpracování a vyhodnocování fotopletysmografického signálu. Za pomoci sestaveného návodu pro laboratorní výuku, je změřen vzorový protokol s diskuzí zjištěných výsledů.

1. SRDCE – ZÁKLADNÍ ANATOMIE

Pro správné pochopení vzniku srdečního pulzu a návrh zařízení pro jeho měření, musíme objasnit některé fyziologické pojmy a zákonitosti. V této kapitole se tedy budeme zabývat základní anatomíí srdce, pro nás nejdůležitější jsou především elektrické vlastnosti srdce a děje zapříčiňující funkci srdce.

1.1 Základní anatomie srdce

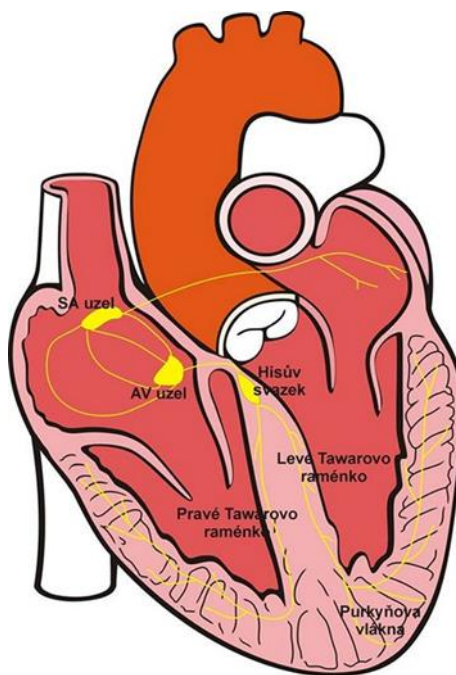
Srdce se nachází v oblasti hrudníku, je to orgán tvarem připomínající nepravidelný kužel, sestává se ze čtyř částí, dvou komor a dvou síní. Základní funkce srdce je dopravovat okysličenou krev k ostatním orgánům v těle, a tím obstarávat látkovou výměnu a výživu ve tkáních. Oběh krve je zajištěn kontrakcí komor a síní, které se na venek projevují srdečním pulsem, jehož průběh budeme laboratorním přípravkem měřit. Cévní systém dělíme na malý (plicní), do kterého srdce čerpá krev za pomoci pravé komory. Levá srdeční komora se stará o oběh krve v tzv. velkém (systémovém) oběhu. Tepny transportují okysličenou krev od srdce k orgánům, a zpět se krev vrací za pomoci žil. Celý tento systém srdce – cévy je uzavřený.

Srdce kryje vak nazývaný osrdečník. Svalovina srdce se skládá ze tří částí epikard ochranný obal srdce, myokard svalovina zajišťující funkci srdce, endokard tkáň, která je v kontaktu s krví.

1.2 Vznik kontrakcí a pulzu srdce

Srdeční pulz vzniká v samotné svalovině srdce. Funkční jednotky srdce, jsou srdeční svalová vlákna, vzruchem reagující na elektrický podnět. Srdce vykazuje tzv. automacii což je, samovolné střídání srdečních stahů a relaxací, nezávislých na nervových impulzech CNS. Pravidelné stahování srdce je zajištěno, elektrickými impulzy vznikajícími přímo v srdci v tzv. Převodním systému Obr. 1. Buňky převodního systému dobře vedou elektrický proud, ale samy se neúčastní stahování srdce. Tep srdce je určen shlukem vzrušivých buněk v sinoatriálním (SA) uzlu nazývaným Pacemaker, udávající srdeční tepovou frekvenci cca. 70x za minutu. Základní rytmus srdce se nazývá sinusový, což je odvozeno právě od SA uzlu.

Buňky pacemakeru vybudí vzruch, který vzniká v důsledku spontánní iontové depolarizace buněk. Vzruch se šíří srdeční svalovinou předsíní, ty se začnou stahovat jako první a následně vtlačují krev do mohutnějších komor. Šířením vzruch ve srdeční svalovině se podráždí atrioventrikulární (AV) uzel, který signál zpomaluje, tak aby se krev stačila přemístit z předsíní do komor. Impulzy srdečního vzruchu se ke komorám dostávají přes střední mezikomorovou přepážku za pomoci Hisova svazku převodních buněk a dvou Tawarových ramének. Vzruchy se dále větví ve srdeční špičce do Purkyňových vláček přímo aktivující kardiocyty v pravé a levé komoře.



Obr. 1 Převodní systém srdce

1.2.1 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus má dvě fáze – Diastolická a Systolická. Diastolická fáze, je fází naplňování komor krví. Systolická fáze, je fáze, při které dochází k vypuzení krve z komor. Srdeční cyklus začíná od diastoly, kdy jsou síně i komory relaxovány. První fáze je tzv. fáze pomalého plnění komor (diastola). Krev protéká ze síní do komor, načež dochází ke generování vzruchu v SA uzlu a dochází ke kontrakci síní. Kontrakce síní vypudí další krev do komor.

Další fází, je fáze isovolumické kontrakce, při níž dochází ke stahu komor, ze kterých je poté vypuzována krev do aorty. Následně dochází ke relaxaci komor a poklesu tlaku. Během fáze systoly dochází k plnění síní přitékající krví. Tlak v síních stoupá a jakmile přeroste tlak v komorách, začne krev proudit do komor a celý děj se opakuje. Diastola i systola pracuje na principu depolarizace buněk myokardu. Systola je depolarizace a diastola repolarizace. Děj systoly při 75 tepech za minutu trvá 0,3 s a děj diastoly trvá 0,5s. Vlna tlaku krve vznikající vlivem činnosti srdce se nazývá tep nebo puls, jehož hodnota se udává v BPM (tep za minutu).

1.3 Projevy činnosti srdce

Činnost srdce je doprovázena zevními projevy. Mechanický projev – je způsoben úderem srdečního hrotu o hrudní stěnu. Akustický projev neboli srdeční ozvy, jež vznikají vibracemi krevních částic, chlopní, srdečních stěn a komor. I. (systolická) ozva je zvuk tvořený vibracemi při kontrakci srdečního myokardu levé komory, uzavřením cípových a otevřením poloměsíčitých chlopní. II. (diastolická) ozva vzniká při zavírání poloměsíčitých chlopní. Tyto ozvy můžeme diagnostikovat poslechem (auskultace) nebo zaznamenávat pomocí mikrofonu (fonokardiografie). Existují i další dva druhy ozvů, které vznikají patologicky, při šelestu nebo nedomykavosti chlopní.

Dalším projevem srdeční činnosti, je projev v krevním řečišti v tepenné části t krevního oběhu, jsou to tepenný krevní tlak, tep. Pro přístrojové zpracování srdeční činnosti, je ovšem nejdůležitější elektrický projev srdce. Srdce můžeme chápat jako dipól, na kterém vzniká elektrický proud. Díky dobré elektrické vodivosti okolní tkáně obklopující srdce, je možné tyto signály snímat z povrchu těla za pomoci speciálních elektrod. Tyto elektrody se umísťují na hrudník v blízké oblasti srdce a na končetiny. Tato metoda se nazývá EKG – elektrokardiografie a jejím výsledkem je záznam křivky nazývané elektrokardiogram.

1.4 Popis a klasifikace srdečního rytmu

Srdeční rytmus je definován pravidelným střídáním systoly a diastoly. Tento rytmus je určován sinoatriálním uzlem, kde vzniká vzruch určený nejrychlejší změnou spontánního klidového napětí buněk. Srdeční rytmus dělíme do několika skupin:

Sinusový rytmus – je základní srdeční rytmus, kterým srdce tepe za normálních okolností. Charakterizovat lze P vlnou, která pravidelně předchází QSR komplex. Vznik vzruchu v SA uzlu s frekvencí 60 – 90/min.

Junkční (nodální) rytmus – je rytmus vznikající v AV uzlu a Hisově svazku. Podle frekvence můžeme junkční rytmus rozdělit na pasivní 40 – 60/min, nebo aktivní nad 60 tepů/min. Dále dělíme junkční rytmus podle lokalizace P vlny, a to na:

Horní nodální rytmus – jde o síňový ektopický rytmus, vznikající v automatických buňkách vodivé dráhy spojující SA uzel a AV uzel v místě vyústění koronárních žil do pravé síně.

Střední nodální rytmus – jeho vlna P je skryta v komorovém komplexu. Z tohoto důvodu se nedá na EKG křivce rozeznat. Od fibrilací síní se liší pravidelnou akcí.

Dolní nodální rytmus – činnost srdce je řízena terciálním pacemakerem z komor o frekvenci 30 – 40/min

1.5 Poruchy rytmu srdce

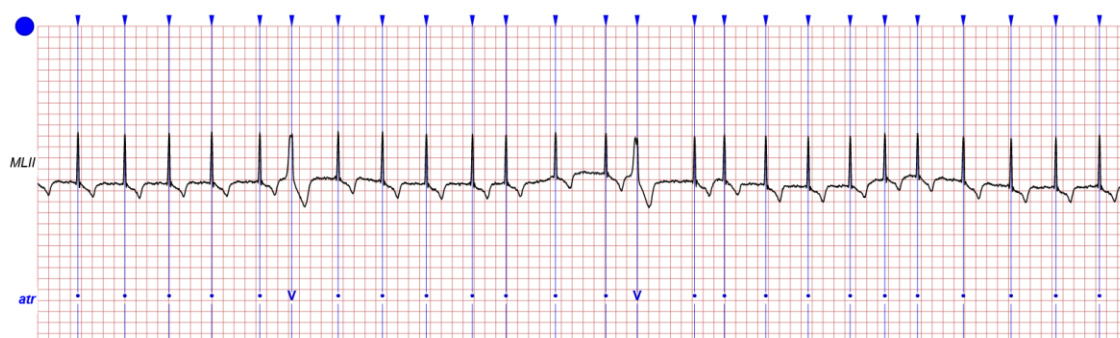
Poruchy srdečního rytmu se nazývají arytmie (dysrytmie). Jako základní diagnostický nástroj se používá vyhodnocení EKG. Ve většině případů jde o poruchu převodního systému, řídící srdeční činnost. Arytmie je většinou vyvolávána poruchou funkčnosti, převodního systému řídícího srdeční činnost. Podle patogenetických mechanismů, lze arytmie klasifikovat primárně jako poruchy vedení vzruchu, nebo jeho tvorby. Jako poruchy tvorby vzruchu můžeme označit rytmy s atypickým místem vzniku, nebo nefyziologické frekvence.

Při arytmii nedochází k nepravidelnému stahování síní a komor, jak je tomu u fibrilací, ale naopak je stahování srdeční svaloviny synchronizované, pouze dochází k abnormálním rychlostem. Srdeční arytmie není vždy doprovázena nepravidelnou srdeční činností, poměrně mnoho arytmii má pravidelný projev. Dalším typem arytmii jsou tzv. extrasystoly, které se mohou objevit i u zdravého člověka. Srdeční arytmie má několik podob, ty si popíšeme v následujících kapitolách.

1.5.1 Fibrilace síní

Fibrilace síní je nejčastější arytmie, pro kterou je charakteristické nesynchronní kontrakce svalových vláken síní. Vzruchy fibrilace jsou často vidět na EKG křivce jako tzv. f vlnky, kdy vznikají kdekoliv ve srdeční síni a jsou nepravidelně převáděny na srdeční komory. Frekvence vzruchů v síních je až 600/min, ovšem jako ochranný prostředek proti vyčerpání srdečních komor, tedy působí AV uzel. Z tohoto důvodu se frekvence komor často pohybuje v normě 60-90/min.

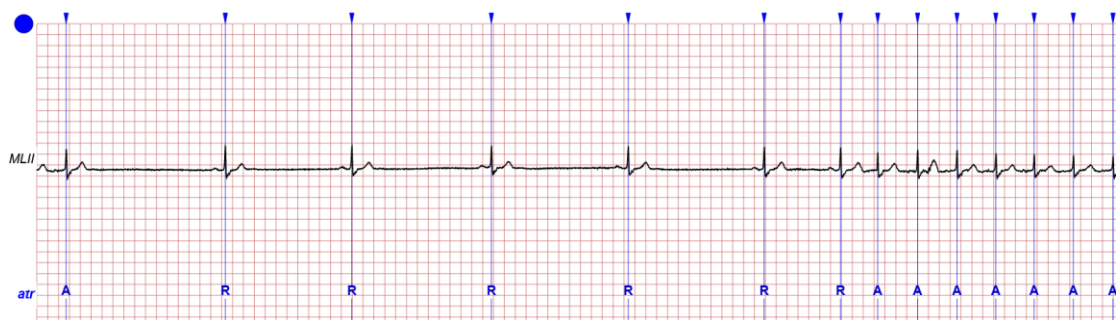
Pro fibrilace je typické že EKG křivka neobsahuje vlnu P, nepravidelná srdeční akce a přítomnost fibrilačních vlnek (toto např. vyhodnocují AED defibrilátory).



Obr. 2 Snímek EKG – Fibrilace síní

1.5.2 Bradykardie

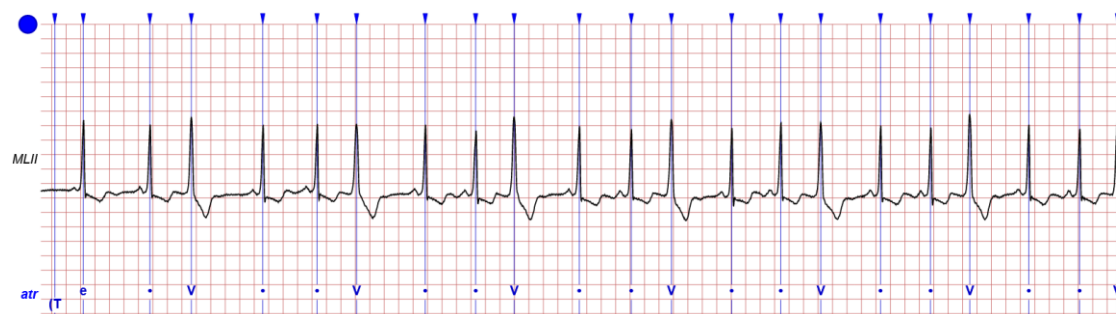
Jedná se o zpomalení srdeční frekvence. Bradykardie se objevuje jak za klidových podmínek, tak i při zátěži kde se vyhodnocuje jako patologický jev. Bradykardie funguje jako kompenzační funkce srdce na externí podmínky. Bradykardie je také důležitá, pro správný chod depolarizační vlny v srdeční svalovině. Bradykardie je v normálním stavu neaktivní, aby nedocházelo ke kolizi mezi normální a abnormální depolarizací.



Obr. 3 Snímek EKG – Bradykardie

1.5.3 Tachykardie

Jedná se o pravý opak bradykardie, a to o zrychlení srdeční frekvence nad fyziologickou mez, nejčastěji vyšší než 90–100 tepů. Jako patologickou ji vyhodnocujeme ve stavech, kdy je tělo v klidu bez fyzické námahy. Vznik tachykardie je převážně při fyzické zátěži, stresu, nebo se projevuje při přijímání velkého množství kofeinu. Tachykardie může také poukazovat na některá další onemocnění jako např. chudokrevnost, poruchy štítné žlázy, horečka. Za velmi nebezpečné se považují komorové tachykardie, ty jsou ovšem méně časté.

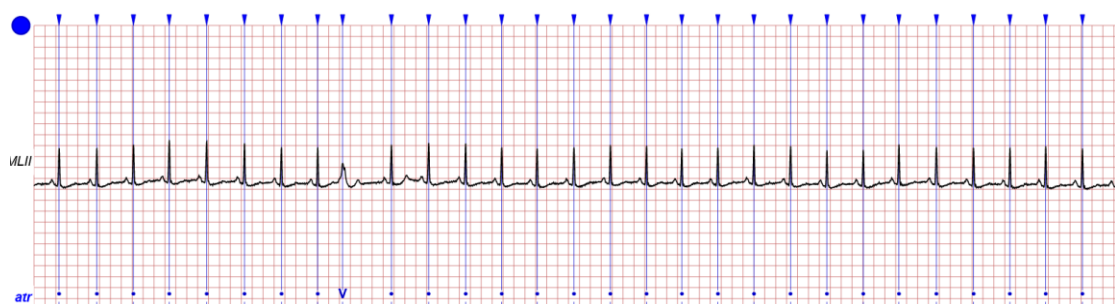


Obr. 4 Snímek EKG – Tachykardie

1.5.4 Extrasystola

Jedná se o předčasný srdeční stah, mimo pravidelný srdeční rytmus. Příčinou vzniku je předčasná elektrická aktivita v převodním systému srdce. Takový elektrický vzruch vzniká dříve, než vznikne v SA uzlu a tím jej předbíhá a depolarizuje srdeční myokard. Extrasystola se dělí podle toho, kde vzniká, a to na supraventrikulární, nebo komorové. Na EKG se supraventrikulární extrasystola projevuje tak, že má stejný tvar jako QSR komplex základního rytmu, ale QSR komplex stahu komor je štíhlý. Vlna P na EKG má odlišný tvar než za normálního stavu. Někdy může být i negativní, a to při zpětném šíření z oblasti AV junkce, nebo dokonce chybí z důvodu skrytí v QSR komplexu. Extrasystoly komorové vznikají jako u supraventrikulární v převodním systému srdce, ale mají širší tvar QSR komplexu. Toto je zapříčiněno v prodlouženém šíření vzruchu po komorách v pracovním myokardu. Vlna T na EKG je opačného směru než QRS komplex.

Vzdálenost mezi normálními QSR komplexy je rovna dvojnásobku normálního intervalu vzdálenosti mezi QSR komplexy před a za extrasystolou.



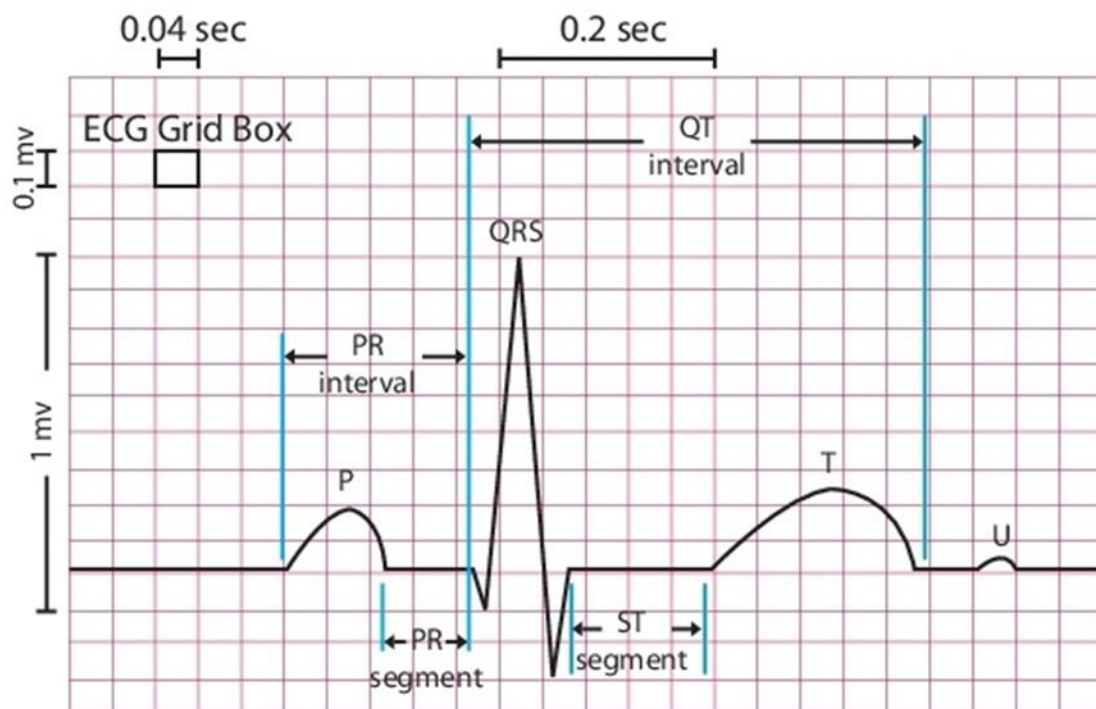
Obr. 5 Snímek EKG – Extrasystola

2. MĚŘÍCÍ METODY SRDEČNÍCH PULZŮ

Pro vyhodnocování správné činnosti srdce, je nejdůležitější sledování srdečních pulzů. Metodou, kterou se vlastnosti činnosti srdce nejčastěji měří je metoda elektrokardiografie – EKG. Zobrazení a vyhodnocení srdečních pulzů je i zadání této práce, a proto je nutné se detailně seznámit s průběhem a vlastnostmi srdečního pulzu, což bude náplň dalších kapitol. Dále se seznámíme s nejpoužívanějšími metodami měření srdečních pulzů.

2.1 Vlastnosti a základní charakteristika srdečního pulzu

Srdeční pulz Obr. 2 obsahuje dvě vlny P, T a tři kmity Q, R, S. Dále se zavádí tzv. intervaly, které jsou: PQ - interval a QT – interval, a následně QSR komplex a QT interval. Složky průběhu srdečního pulzu, mají velkou strmost (hlavně R – kmit) a trvají krátký časový interval. Z důvodu elektrických akcí i jiných orgánů přítomných v dutině břišní, blízko srdce vznikají tzv. periodické artefakty. Tyto artefakty produkují hlavně plíce (0,1 – 0,8Hz). Vlivem změny potenciálů elektrod, zapříčiněných pohybem vyšetřovaného pacienta, vznikají pohybové artefakty (max. 0,1Hz). Další faktor ovlivňující kvalitu srdečního pulzu je síťové rušení (50 Hz) a rušení myopotenciály (>18 Hz). Všechna tato rušení se v systému měření srdečních pulzů odstraňují zapojením vhodných pásmových filtrů, nebo korelace signálů z různých míst snímání na těle.



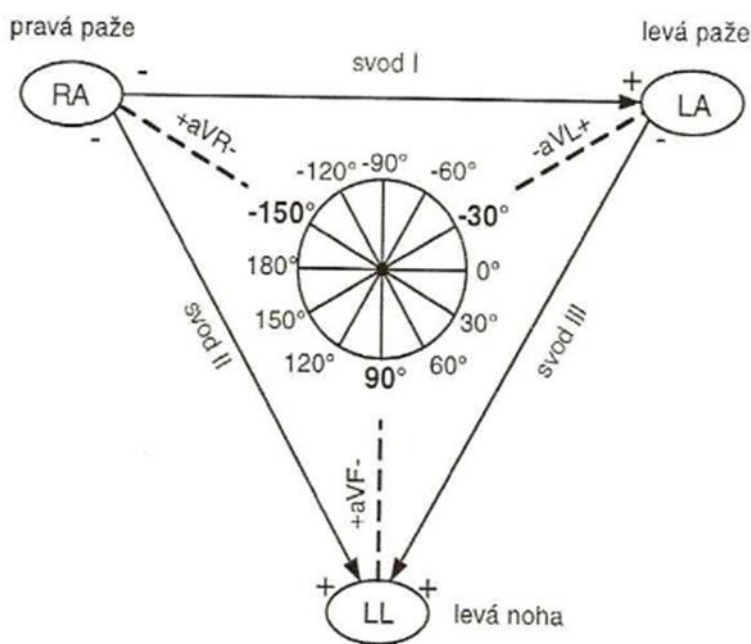
Obr. 6 Ukázka EKG záznamu srdečního pulzu

2.2 Měřicí metoda srdečních pulzů – EKG

Metoda elektrokardiografie je založena na měření akčních potenciálů srdečních buněk, které vytváří napěťový dipól, měnící v průběhu činnosti srdce svoji velikost a polaritu. Pro snímání signálu se používají vodivé elektrody připevněné na lidské tělo v určitých místech. Takto sejmutý signál změny elektrické aktivity srdce v čase, se nazývá elektrokardiogram.

Dnes nejvíce používaný systém EKG je 12svodový, ze kterého jsou snímány a vyhodnocovány signály. Systém obsahuje čtyři končetinové elektrody a šest hrudních elektrod. Pro konfiguraci zapojení se využívá Einthovenův trojúhelník Obr. 3.

Spojením signálů z hrudních elektrod a končetinových svodů, můžeme vytvořit prostorovou představu o aktivitě srdce. Nejpoužívanějším typem tohoto systému je: Frankův ortogonální systém, a jeho výstupem je vektorokardiograf – průmět aktivity srdce formou prostorových křivek.



Obr. 7 Einthovenův trojúhelník

3. SNÍMAČE

V této kapitole se budeme zabývat popisem snímačů, používaných ke snímání signálů srdečních pulzů. Snímače dělíme podle druhu snímání, kde nejčastějším druhem jsou elektrody. Dalším druhem je tzv. pletysmografický snímač, který budeme využívat v laboratorním přípravku.

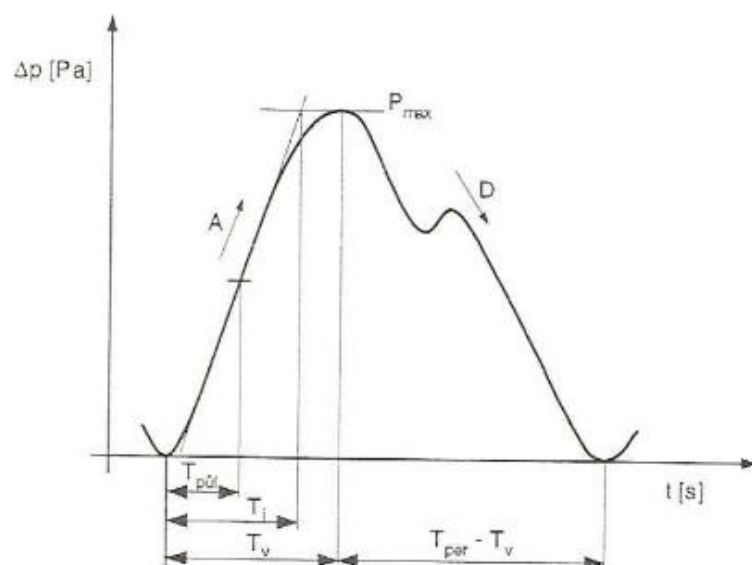
3.1 Elektrodotové snímače

Při měření EKG jsou nejběžnější plošné elektrody s měděnými kontakty, na kterých je nanášeno stříbro. U těchto elektrod ovšem vzniká problém s vlhkostí pokožky, kdy vznikne na elektrodě polarizační stejnosměrný potenciál v rozmezí až 100mV oproti další snímací elektrodě. U těchto elektrod jsou také vznikají dosti razantní pohybové artefakty. Pohybové artefakty jsou převážně způsobeny pohybem samotné elektrody, a také změnou impedance pokožky, která je závislá na její vlhkosti.

Dalším používaným typem, jsou elektrody s vodivým gelem obsahujícím AgCl (Chlorid stříbrný), pro zlepšení kontaktu a snížení přechodového odporu mezi kontaktem a kůží. Hlavní výhodou použití tzv. EKG gelu je, že vznikne nepolarizovaná elektroda a tím se odstraní veškeré neduhy elektrody polarizované. Při použití EKG gelu u polarizované elektrody, vzniká elektroda nepolarizovaná.

3.2 Pletysmografické měření

Fotoelektrická pletysmografie, také známá jako fotopletysmografie (PPG) je neinvazivní metoda měření srdečního pulzu, který se šíří kardio – vaskulárním systémem těla, při srdeční činnosti. Základním principem měření, je světelný paprsek procházející tkání, a následně je paprsek zachycován detektorem. Při této metodě není snímač přímo ve styku s kůží. Tato metoda je jednoduchá na používání a levná, ovšem její nevýhoda je nižší citlivost oproti EKG. Časový průběh naměřeného signálu touto metodou, se nazývá pletysmografická křivka Obr. 4, jejíž tvar koresponduje s pulsovou vlnou krevního řečiště.



Obr. 8 Pletysmografická křivka

Základní parametry pro hodnocení průběhu pletysmografické křivky jsou následující:

- T_v – vrcholový čas, jedná se o úsek křivky od začátku jejího růstu až k jejímu vrcholu, průměrná hodnota časového úseku je 0,2 s
- T_i – inklinací doba, je časový úsek mezi počátkem nejstrmější části křivky a průsečíkem maxima se směrnici nejstrmější části křivky, průměrná doba 0,2 0,3 s

Dalším kritériem pro hodnocení pletysmografické křivky je tzv. Kvocient vzestupu a poklesu KVP, a ten je popsán rovnicí

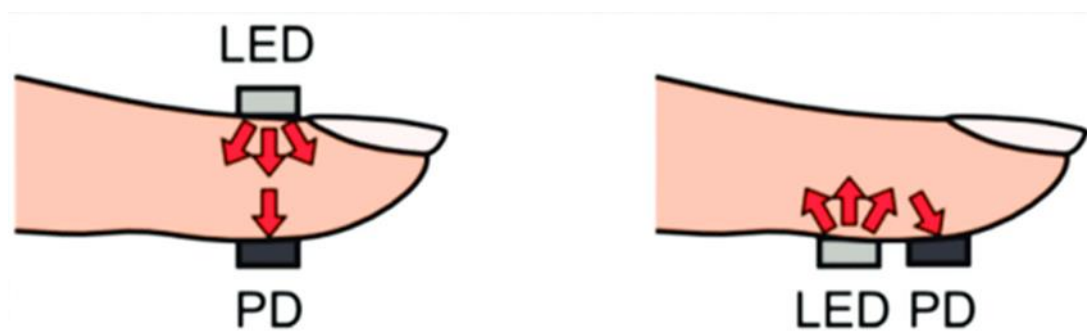
$$KVP = \frac{T_v}{T_{per} - T_v}, \quad (3.1)$$

kde T_{per} představuje periodu pletysmografické křivky, T_v je vrcholový čas.

3.2.1 Pletysmografický snímač

Základním pletysmografickým snímačem je fotoelektrický Obr. 5. Ten se skládá z NIR (near infrared) LED a z fotodiody senzitivní v IR pásmu o vlnové délce 0.8–1 μm. Tyto snímače dělíme podle fyzikálních principů na průsvitové a reflexní. Průsvitové snímače jsou charakteristické tím, že LED a fotodiody jsou naproti sobě, a mezi nimi se nachází lidská tkáň, nejčastěji prst, nebo ušní lalůček. Naproti tomu u snímačů reflexních je LED i fotodiody na jedné straně tkáně.

Princip pletysmografických snímačů, že měří změny pohlcení NIR záření v hloubko – tkáňovém krevním řečišti. Světlo z LED je absorbováno hemoglobinem a rozptýlené záření je poté detekováno fotodiódou. Hladina zpětně rozptýleného světla nepřímo závisí, na obsahu hemoglobinu v krvi a kůži. Naměřený signál proto odráží velikost průtoku krve tkání kůže.



Obr. 9 Průsvitový a reflexní PPG snímač

Hlavním požadavkem na snímač, potažmo na fotodiody je její citlivost. Problém, který se vyskytuje, je dynamický rozsah signálu naměřeného fotodiódou. Detekovaný pulzující signál je velice malý v poměru k nepulzující stejnosměrné složce. Dalším problémem je saturace fotodiody způsobené okolním zářením, z důvodu separace tkáně a snímače. Toto se může vyřešit matematickou operací, kdy se od naměřeného signálu odečte signál okolního záření. Kvalitu signálu může ovlivnit i pohybové artefakty. Posledním problémem je efekt direct coupling. Direct coupling je způsoben přímým osvitom fotodiody zdrojem NIR záření, bez přítomnosti tkáně. Model signálu z pletysmografického snímače, může být popsán rovnicí

$$PPG_{signal} = DC_{blood \& tissue} + AC_{blood modulation} + DC_{direct coupling} \quad (3.2)$$

Arteriální pulzace krve, lze vyjádřit jako funkci času a poloha zdroje se normalizuje vzhledem ke střední poloze x_0 , kde je světelný zdroj a senzor v jedné rovině. Musí být ovšem splněn předpoklad, že velikost přímého NIR záření, je menší než velikost DC

složky PPG signálu. Při splnění této podmínky, je možné AC signál popsat rovnicí prvního řádu normalizovaného modelu.

Ve níže uvedené rovnici představují α , β a γ vazební koeficienty, které závisí na geometrických a spektrálních vlastnostech umístění světelného zdroje a detektoru, artefaktu, dynamice tkáně a optických vlastnostech kůže i tkáně. Koeficient α je interpretován jako přímá vazba mezi zdrojem a detektorem, zatímco β a γ odpovídá velikosti NIR záření procházející statickou tkání a krví (DC blood & tissue), a prostřednictvím střídavé složky PPG signálu (AC blood modulation).

Ve fotopletysmografii se kromě optických PPG snímačů používají i jiné druhy snímačů. Ty jsou především určeny pro měření srdečního tepu. Používají se piezoelektrické, kapacitní a impedanční.

$$\hat{s}_{AC}(t, x) \cong \frac{\hat{\gamma}\hat{p}}{\hat{\beta}} \left(1 + \frac{\alpha(x_0)}{\beta(x_0)} - \frac{\alpha(x)}{\beta(x)} \right) \quad (3.3)$$

3.2.2 Použití PPG snímače v klinické praxi

Pletysmografie má široké uplatnění v klinické praxi, zejména v nemocničních ambulancích, u sportovních lékařů, pro domácí použití a na veterinárních klinikách. Nejčastějším případem, je monitorování fyziologie, vaskulárního systému a autonomní funkce.

Při fyziologickém monitorování, se nejčastěji měří za pomoci PPG snímače oxygensaturaci arteriální krve (SpO₂) a srdeční tep. Srdeční tep se měří pro širokou škálu klinických stavů, včetně nemocničního a ambulantního monitorování pacientů. AC složka pulzu PPG je synchronní s tlukotem srdce, a proto může být zdrojem informací o srdeční frekvenci. Další parametr, který se měří za pomoci PPG snímače je arteriální krevní tlak.

Při vyšetřování vaskulárního systému za pomoci PPG snímače, se nejčastěji měří ateroskleróza, mikrovaskulární průtok krve a životaschopnost tkání. Do autonomních funkcí sledovaných pomocí PPG snímače můžeme zařadit vazomotorické funkce, termoregulace a základní neurologie.

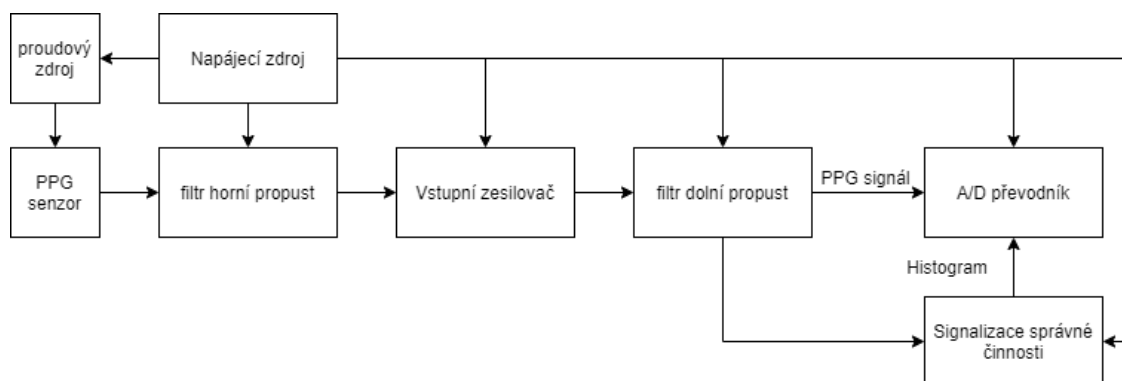
Asi největším oborem použití fotopletysmografie jsou chytré hodinky a chytré mobilní telefony. V tomto případě není možné použít průsvitové senzory, ale používají se reflexní snímače. K tomuto systému je pro zvýšení přesnosti přiřazen i klasický EKG snímač.

4. NÁVRH LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU

V následující kapitole si popíšeme návrh laboratorního přípravku pro měření srdečních pulzů. Měřicí přípravek bude obsahovat funkční bloky: proudový zdroj, vstupní zesilovač a pásmovou propust. Jako snímač bude použit profesionální PPG snímač typ: NONIN 8000AA. Klíčovými parametry pro návrh laboratorního přípravku jsou, výstupní proud z fotodiody a frekvenční oblast signálu PPG.

4.1 Blokové schéma

Jednotlivé bloky, ze kterých se bude laboratorní přípravek skládat, ukazuje blokové schéma Obr. 6. Jako napájecí napětí je zvoleno 5V, pro případné využití mikrokontroleru jako A/D převodníku pro přenos PPG signálu do PC. Profesionální PPG snímač bude napájen proudovým zdrojem. Signál ze snímače prochází horní propustí, za kterou následuje vstupní zesilovač, zesilující velmi malý signál ze snímače. Zesílený signál poté prochází dolní propustí, která má za úkol odfiltrout případné rušení ovlivňující signál. Dále signál pokračuje dvěma cestami, a to do obvodu signalizace správné činnosti.



Obr. 10 Blokové schéma laboratorního přípravku

4.2 Proudový zdroj pro PPG snímač

Protože je ve PPG snímači jako zdroj NIR použita LED dioda, bylo nutné navrhnout zdroj proudu. První překážkou bylo, že o typu LED diody nebylo možno najít žádné informace, měl jsem pouze k dispozici měřič pulzu a SpO2. Proto jsem za pomoci proudového bočníku a osciloskopu změřil proud obdélníkového pulzu napájecího NIR led diodu. Takto změřený proud pulzu se rovnal cca 154 mA, pro kontinuální provoz LED diody jsem zvolil 10 % z této hodnoty, což je cca 15 mA. Z proudu pro kontinuální provoz diody jsem vycházel při návrhu proudového zdroje.

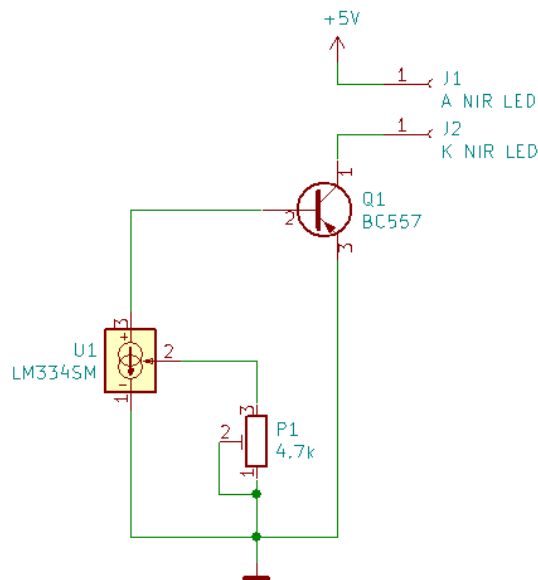
Proudových zdrojů je mnoho variant, ale pro náš účel je také důležitá stabilita proudového zdroje, a proto jsem zvolil zapojení využívající obvod LM334 Obr. 7. Tento integrovaný, nastavitelný zdroj proudu zvládne dodat max 10 mA, proto jsem ho posílil přidáním PNP tranzistoru BC557.

Rovnice pro výpočet hodnoty nastavovacího rezistoru je

$$R_{set} = \frac{h_{21e} \cdot 66,7 \text{ mV}}{I_D} = \frac{455 \cdot 66,7 \text{ mV}}{15 \text{ mA}} = 2023 \Omega, \quad (4.1)$$

kde h_{21e} je proudový zesilovací činitel tranzistoru, I_D představuje požadovaný proud procházející diodou, 66,7 mV je hodnota vycházející ze vztahu v datasheetu LM334.

Pro snadnější nastavení proudu, je nastavovací rezistor RS nahrazen trimrem o hodnotě nejbližší vyšší tj. 4,7 kΩ.



Obr. 11 Proudový zdroj PPG snímače

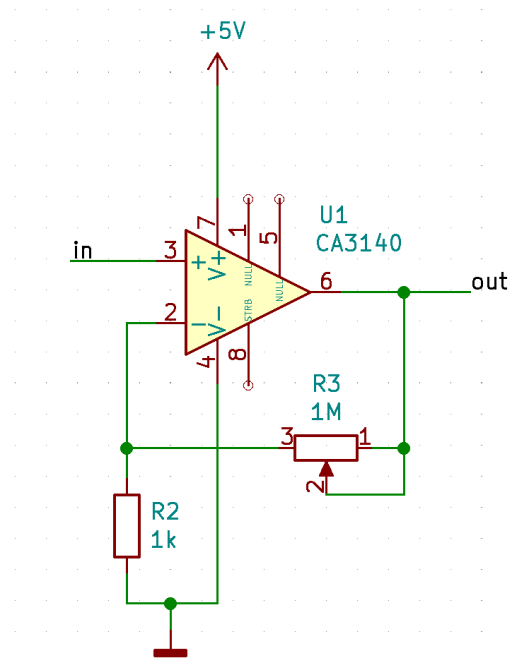
4.3 Vstupní zesilovač

Vstupní zesilovač Obr. 8, byl navržen s ohledem na výstupní pulzující napětí ze senzoru, které dosahuje průměrně hodnotu 2 mV_{pp}. První typy návrhů zesilovače operovali s fotodiodou jako zdrojem proudu, takže jako ideální se jevílo zapojení operačního zesilovače jako transimpedanční zesilovač. Toto zapojení nakonec nefungovalo korektně v oblastech frekvencí PPG signálu. Proto základ zesilovače tvoří operační zesilovač v neinvertujícím zapojení. Tento typ zapojení byl zvolen z důvodu velké vstupní impedance, která nebude přílišně zatěžovat velice slabý zdroj napětí, jako je fotodioda použitá v senzoru.

Zesílení operačního zesilovače je dáno poměrem hodnot rezistorů R2 a R3 podle rovnice

$$A = \frac{U_o}{U_i} = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (4.2)$$

kde U_o je velikost výstupního napětí, U_i představuje velikost vstupního napětí, R2; R3 jsou hodnoty rezistorů ve zpětné vazbě.



Obr. 12 Vstupní zesilovač

4.4 Filtrace signálu

Filtrace signálu je řešena dvěma filtry, dolní propustí (DP) a horní propustí (HP). Vlastnosti těchto filtrů závisí na, frekvenčním spektru PPG signálu a jeho amplitudě. Měřením jsem zjistil, že před vstupní zesilovač je nutné umístit horní propust s mezní frekvencí $f_m = 0,2$ Hz. Jinak se vstupní zesilovač dostane do saturace vlivem velkého stejnosměrného napětí vznikajícího ozářením fotodiody.

Dolní propust je umístěna až za vstupním zesilovačem, a její mezní frekvence bude kolem $f_m = 7$ Hz. Dolní propust je zařazena do obvodu hlavně kvůli odfiltrování vysokofrekvenčního rušení, které dokáže PPG signál úplně zahlušit. Horní a dolní propusti, by měly být z důvodu jednoduchosti nanejvýše 1. a 2. řádu.

Pro aproximaci filtrů jsem vybral Čebyševovu aproximaci, jelikož lépe popisuje ideální horní i dolní propust. Její horší vlastnost je fázová charakteristika, což vzhledem k parametrům signálu nemusíme řešit. Jako další musíme stanovit řád filtrů, k tomu nám poslouží rovnice

$$n \geq \frac{\operatorname{arccosh} \sqrt{\frac{10^{0,1 \cdot A_s} - 1}{10^{0,1 \cdot A_c} - 1}}}{\operatorname{arccosh}(k)} \quad DP: k = \frac{f_s}{f_c} \quad HP: k = \frac{f_c}{f_s}, \quad (4.3)$$

kde A_s je hodnota zvlnění, A_c je hodnota potlačení, k udává činitel selektivity, f_s je frekvence potlačení, f_c je mezní frekvence.

Pro horní propust, jsem zvolil hodnotu potlačení $A_c = 50$ dB, s ohledem na zesílení vstupního zesilovače, pro co největší potlačení vysokofrekvenčního rušení. Hodnota potlačení pro dolní propust bude $A_c = 10$ dB. Hodnota zvlnění, bude zvolena dle Čebyševovy aproximace, pro obě propusti $A_s = 1$ dB. Vypočítané vlastnosti filtrů jsou uvedeny v Tab. 1.

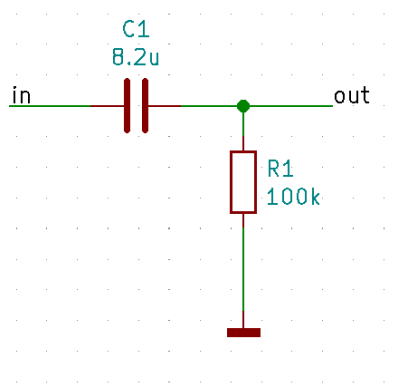
Tab. 1 Přehled vypočítaných vlastností filtrů

	DP	HP
n	2,02	0,782
A_s	1dB	1dB
A_c	50dB	10dB
f_c	7Hz	0,2Hz
f_s	120Hz	0,02Hz
Q	0,9565	0,9565

Z uvedených údajů v tab.1, je zřejmé že, HP bude 1. řádu a DP bude 2. řádu.

4.4.1 Pasivní horní propust

Pasivní horní propust prvního řádu Obr. 9, je realizována pomocí kondenzátoru C_1 a rezistoru R_1 . Kondenzátor zároveň využiji pro oddělení stejnosměrné složky ze snímače. Na tohoto zapojení filtru má nepříznivý vliv zatěžovací odpor, který s rezistorem R_1 tvoří paralelní dvojici. Výsledná hodnota odporu této dvojce, by ovlivňovala velikost mezního kmitočtu f_m . Tento problém ovšem odpadá, jelikož za horní propustí následuje vstupní zesilovač s velkou hodnotou vstupního odporu.



Obr. 13 Vstupní filtr - horní

Pro výpočet hodnot součástek filtru, jsem začal s určením hodnoty rezistoru R_1 . Mým cílem bylo zvolit takovou hodnotu rezistoru, aby příliš nezatěžoval fotodiodu v senzoru, a také aby hodnota kapacity kondenzátoru nebyla moc vysoká. Proto jsem stanovil hodnotu rezistoru na 100 k Ω .

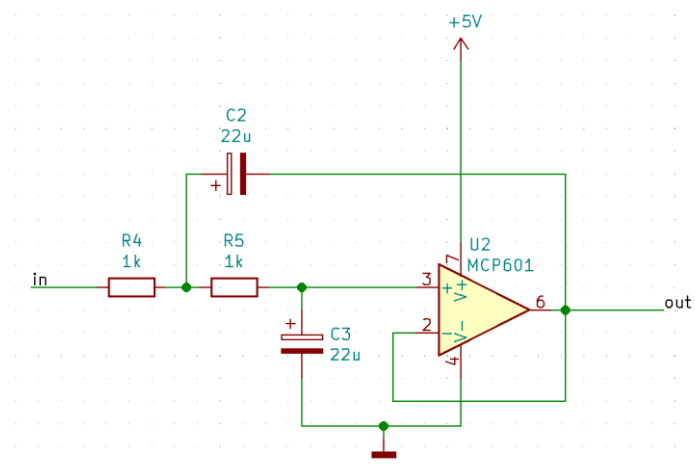
Kapacitu kondenzátoru jsem stanovil pomocí rovnice

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot f_m \cdot R} = \frac{1}{2\pi \cdot 0,2\text{Hz} \cdot 1 \cdot 10^5 \Omega} = 7,96 \mu\text{F}, \quad (4.4)$$

kde vypočtená hodnota kondenzátoru bude $C_1 = 8,2 \mu\text{F}$ s tolerancí $\pm 20 \%$

4.4.2 Aktivní dolní propust

Aktivní dolní propust Obr. 10, byla navržena s ohledem na velké vysokofrekvenční rušení, na výstupu ze vstupního zesilovače. Obsahuje operační zesilovač, který je zapojen v konfiguraci Sallen-Key. Použitý operační zesilovač MCP601 je typu rail to rail, z důvodu plného využití napájecího napětí.



Obr. 14 Filtr - dolní propust

Mezní frekvenci pro toto zapojení spočítáme pomocí

$$f_m = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_4 R_5 C_2 C_3}}, \quad (4.5)$$

za předpokladu že: $R = R_4 = R_5$ a $C = C_2 = C_3$ můžeme rovnici přepsat na

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC}. \quad (4.6)$$

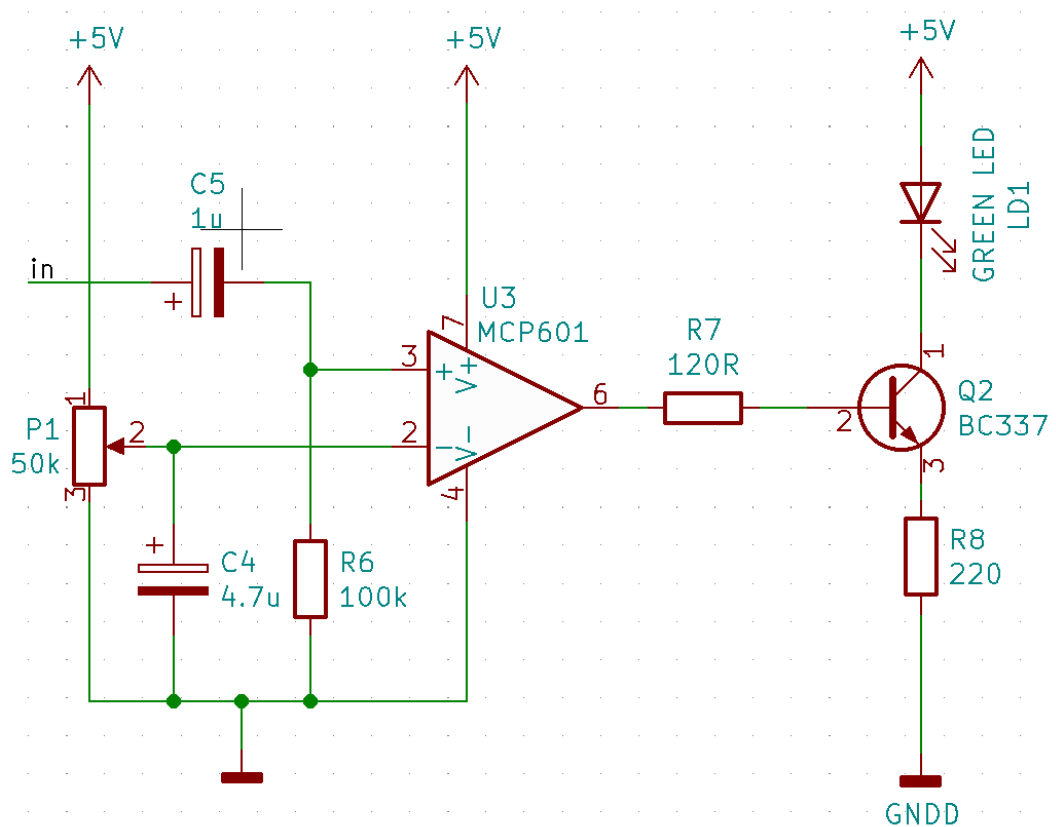
Znovu jsem zvolil hodnotu rezistoru tak, aby velikost kapacity nebyla moc velká. Proto zvolená hodnota rezistoru je 1 kΩ. Poté lze kapacita kondenzátoru vypočítat takto

$$C = \frac{1}{2\pi R f_m} = \frac{1}{2\pi \cdot 1 \cdot 10^3 \Omega \cdot 7 \text{ Hz}} = 22,7 \mu\text{F}, \quad (5.7)$$

kde hodnota kondenzátoru bude $C = 22 \mu\text{F}$ s tolerancí $\pm 10 \%$.

4.5 Signalizace správné činnosti snímače

Pro signalizaci správné činnosti snímače, jsem se inspiroval u pulzního oxymetru NONIN pracujícího s PPG senzorem. V přístroji signalizuje správnou činnost zelená LED dioda, která bliká v rytmu srdečního tepu. V mém laboratorním přípravku bude LED diodu budit operační zesilovač zapojený jako komparátor Obr. 11. Do komparátoru přichází PPG signál z dolní propusti, abych se zbavil rušení, které by mohlo způsobovat zakmitávání komparátoru.



Obr. 15 Obvod signalizace správné funkce

Kondenzátor C_5 slouží k oddělení stejnosměrné složky signálu. Jelikož by se kondenzátor dlouho vybíjel díky velkému vnitřnímu odporu operačního zesilovače. Je vložen mezi zemi a neinvertující vstup rezistor R_6 zrychlující vybíjení a zároveň zlepšující stabilitu komparátoru. Potenciometrický trimr P_1 nastavuje velikost referenčního napětí $V_{ref} = 68 \text{ mV}$. Referenční napětí je stanoveno podle maximální velikosti vstupního signálu, a také aby komparační úroveň reagovala na vrcholovou úroveň PPG signálu. Takto nastavený komparátor bliká s LED diodou v rytmu srdečního pulzu, a zároveň signalizuje dostatečné zesílení vstupního zesilovače. Tranzistor Q2 slouží jako budící člen pro LED diodu, aby nezatěžovala výstup operačního zesilovače.

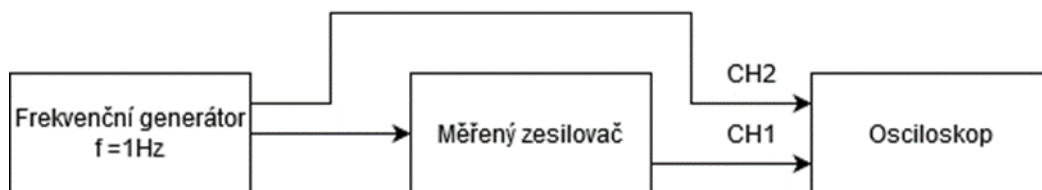
5. PROMĚŘENÍ ČINNOSTI LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU

Základní vlastnosti zesilovače, které jsem měřil jsou přenosová charakteristika, frekvenční charakteristika a harmonické zkreslení. Tyto vlastnosti jsem měřil při různých hodnotách zesílení. Na vstup zesilovače, tam kde je zapojený snímač, jsem přiváděl sinusové napětí, a výstupní napětí snímал na výstupu. Signál tedy prochází i dolní a horní propustí. Tento způsob měření jsem zvolil z důvodu, že mě zajímá chování zesilovače jako celku.

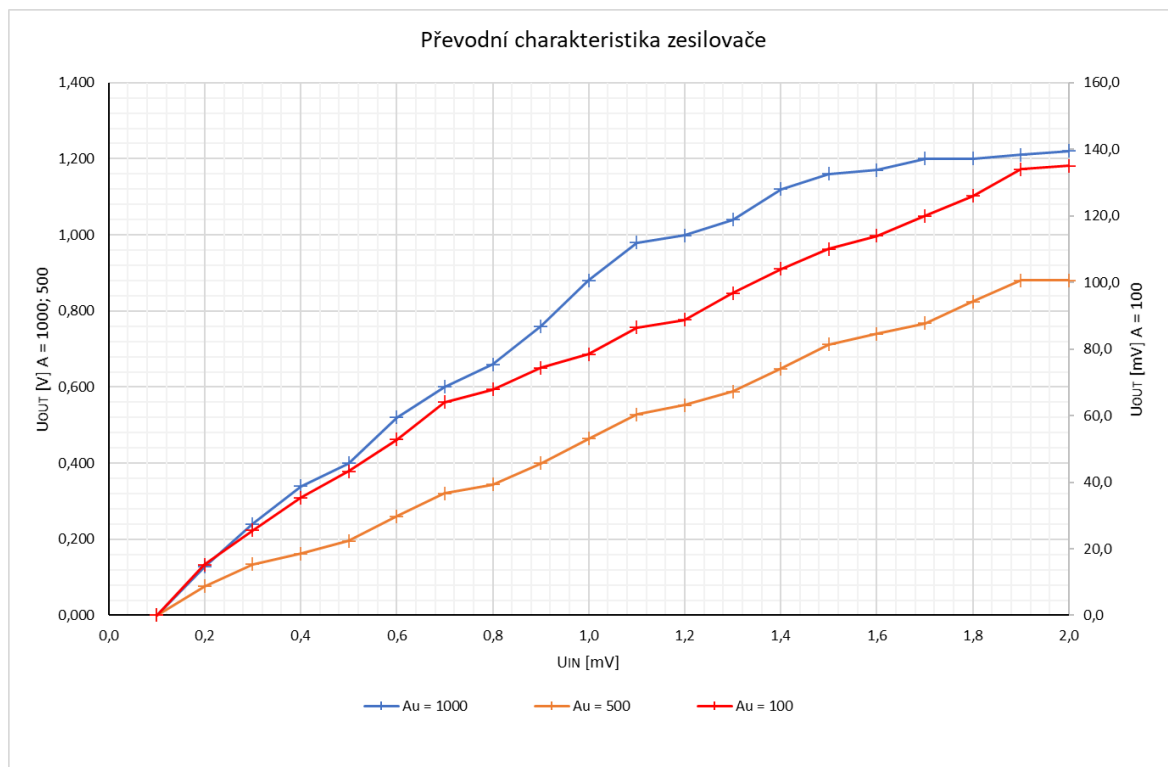
5.1 Převodní charakteristika zesilovače

Měřicí sestava je znázorněna na blokovém schématu Obr. 12. Jako první jsem si stanovil maximální vstupní napětí při zesílení $A = 1000$. Při tomto napětí se objeví na výstupu značná limitace, daná napájecím napětím operačního zesilovače a vnitřním úbytkem. Nejmenší napětí jsem zvolil podle nejmenšího napětí, které je schopen dát generátor funkcí. Výstupní napětí jsem odečítal pomocí osciloskopu, a zároveň kontroloval napětí vstupní. Cílem tohoto měření bylo najít pásmo linearity zesilovače. Měření jsem prováděl na frekvenci $f = 1 \text{ Hz}$, a pro tři zesílení $A = 1000; 500; 100$.

Z naměřených hodnot jsem poté ještě vypočítal skutečné zesílení. Změřené zesílení se lišilo od vypočítaného nejpravděpodobněji nepřesností hodnot rezistorů, a také vlivem frekvenčních filtrů. Na konci měřeného rozsahu vstupního napětí, tj. od $U_{IN} = 1,4 \text{ mV}$ se již začala projevovat limitace napětí výstupního (v grafech je vidět zploštění křivek). Nejlepší linearity, se při všech třech zesílení dosahovalo, v intervalu $U_{IN} = 0,1 - 0,9 \text{ mV}$. To je pro zesilovač vhodné, jelikož pulzační napětí na senzoru dosahuje až $0,3 \text{ mV}$. Takže se pohybujeme v pásmu linearity. Výsledky měření udává graf na Obr. 13.



Obr. 16 Blokové schéma měření převodní char. zesilovače



Obr. 17 Graf převodní char. zesilovače

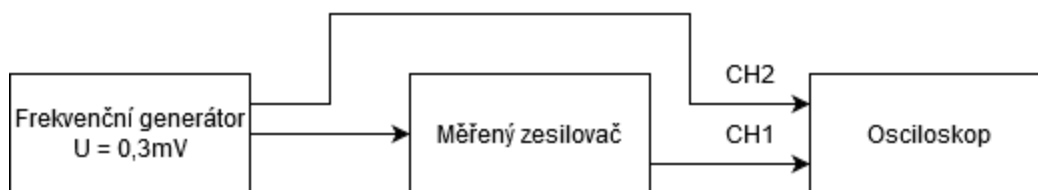
5.1.1 Frekvenční charakteristika zesilovače

Frekvenční charakteristiku zesilovače, jsem měřil stejně jako přenosovou charakteristiku, tj. včetně frekvenčních filtrů. Celé měření probíhalo na frekvenčním rozsahu $f = 0,2 \text{ Hz} - 7 \text{ Hz}$, a pro zesílení a pro tři zesílení $A = 1000; 500; 100$. Frekvenční rozsah je dán mezními kmitočty filtrů. Měřicí systém je znázorněn na Obr. 14.

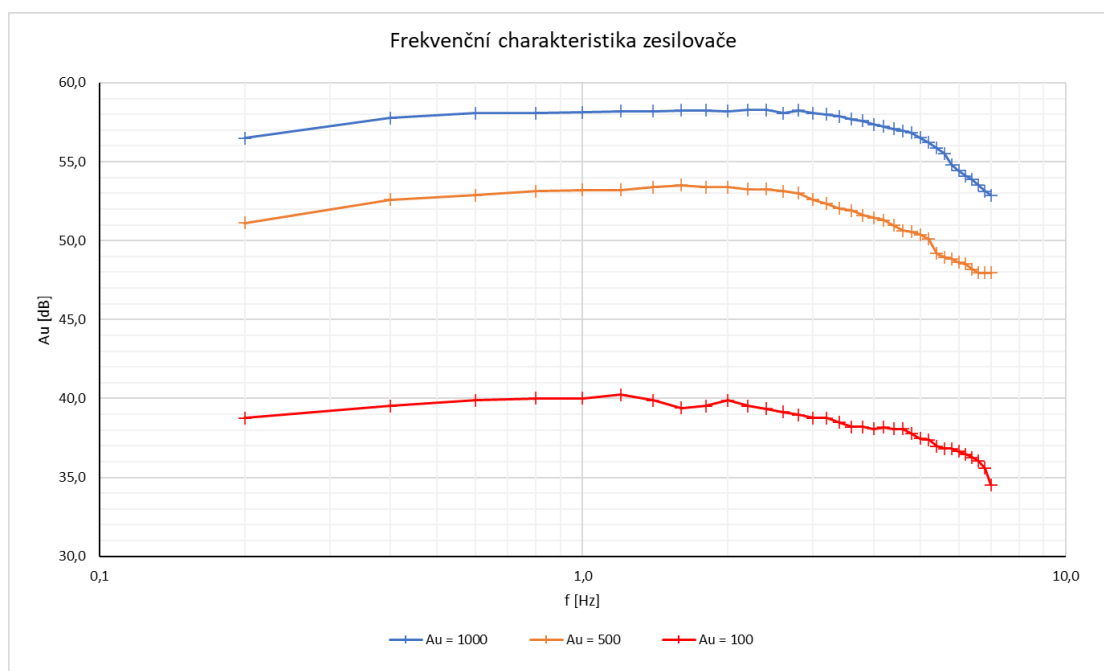
Vstupní napětí jsem nastavil na $0,3 \text{ mV}$, to aby bylo v pásmu linearitu zesilovače. Na jednom kanálu osciloskopu, jsem kontroloval vstupní amplitudu do zesilovače, a na druhém jsem měřil výstupní napětí.

Z naměřených dat vyplývá, že všechny frekvenční charakteristiky mají totožný průběh. Se stoupajícím zesílením nedochází k zmenšování šířky pásma operačního zesilovače. Na krajích frekvenčního pásma dochází k poklesům, které jsou způsobeny vlivem frekvenčních filtrů. Strmější pokles charakteristiky pozorujeme u frekvencí blízkých se mezní frekvenci dolní propusti. To je způsobeno tím, že dolní propust je 2. řádu a má strmější pokles 40 dB/dek .

Šířka pásma zesilovače, je tedy při poklesu zesílení o 3 dB : $B = 5,6 \text{ Hz}$



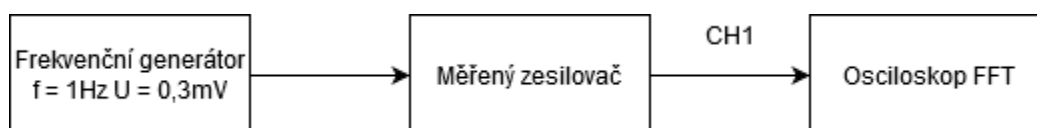
Obr. 18 Blokové schéma měření frekvenční char. zesilovače



Obr. 19 Graf frekvenční char. zesilovače

5.1.2 Měření THD a ovlivnění tvaru signálu

Systém, pomocí kterého jsem měřil THD je znázorněn na Obr. 16. Frekvenční generátor jsem nastavil na frekvenci $f = 1$ Hz a napětí $U = 0,3$ mV. Signál byl sinusového průběhu a po průchodu zesilovačem, jsem pomocí osciloskopu změřil spektrum signálu. Všechny naměřené hodnoty amplitud spektrálních čar jsou uvedeny v Tab. 2.



Obr. 20 Blokové schéma měření THD

Tab. 2 Naměřené hodnoty THD

	Řád harmonické						
Au	1	3	5	7	9	11	THD
[-]	U [mV]	U [mV]	U [mV]	U [mV]	U [mV]	U [mV]	[%]
1000	222,8	10,26	4,8	2,25	2,53	2	5,4
500	159,47	4,8	2,4	1,98	2,9	2,2	4,5
100	41,1	1,2	0,69	0,52	0,33	0,35	3,7

Výpočet THD jsem prováděl podle rovnice

$$THD = \frac{\sqrt{\sum_{n=2}^{\infty} U_n^2}}{U_{fund}}, \quad (4.1)$$

kde: U_{fund} je napětí 1. harmonické, U_n je napětí dalších harmonických.

Z měření vychází THD docela vysoké, přesto na signálu nebyla vidět velká deformace. Takovéto výsledky přisuzuji tomu, že signál obsahoval množství šumu, který by mohl měření ovlivnit. Vliv na velikost THD bude mít také fakt, že celý zesilovač díky filtrům je defacto pásmová propust s malou šířkou pásma $B = 5,6$ Hz, což může procházející signál dost ovlivnit.

Na obrázcích v příloze B je vyobrazen vliv integračního a derivačního članku na procházející obdélníkový signál. Jako poslední je zobrazen PPG signál na výstupu ze zesilovače, za dolní propustí. Dolní propust funguje jako integrační článek a horní propust jako derivační.

6. PŘENOS PPG SIGNÁLU DO POČÍTAČE A JEHO VYHODNOCENÍ

V této kapitole, se budeme zabývat digitalizací PPG signálu, přenosu dat do počítače a následné zpracování, v mnou napsané Matlab aplikaci. Celá idea přístupu k digitalizaci PPG signálu, byla taková, aby se dalo využít existující řešení. Aplikace v Matlabu, bude sledovat základní charakteristiku PPG signálu. Srdeční tep, kolísání periody mezi jednotlivými impulzy a při případném výpadku jednoho impulzu, v záznamu PPG signálu, se zobrazí varovné hlášení.

6.1 Digitalizace PPG signálu

Při hledání vhodné existující platformy, vhodné pro digitalizaci signálu, jsem vycházel ze základní charakteristiky PPG signálu. Nejdůležitější je rozpětí frekvencí a amplituda signálu vycházející z analogové části přípravku. Na základě změřených vlastností laboratorního přípravku a nároků na co největší jednoduchost, jsem zvolil pro digitalizaci signálu platformu Arduino.

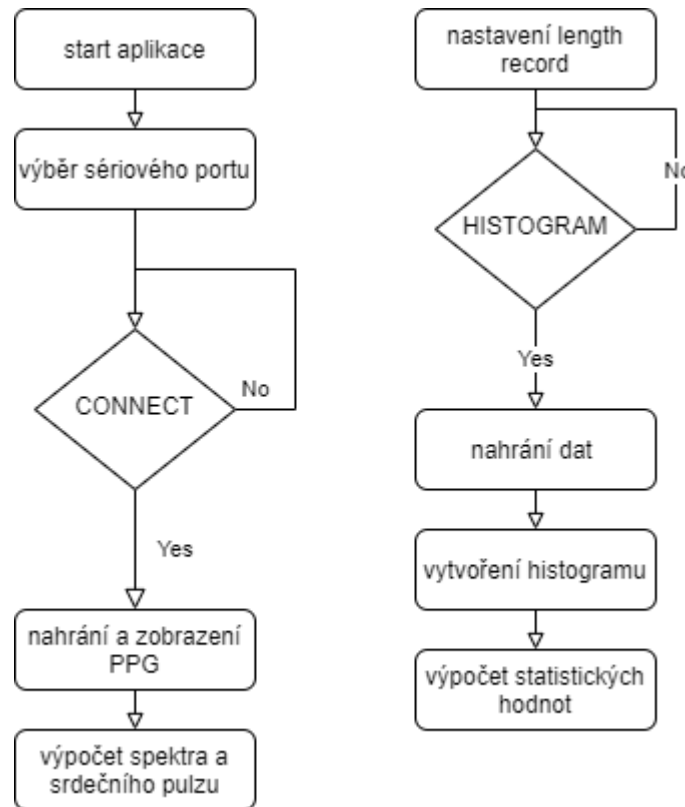
Konkrétně Arduino NANO s procesorem Atmel-ATmega328P. Tento procesor má zabudovaný A/D převodník s dostatečnými parametry pro tuto aplikaci. Bitové rozlišení převodníku je 1024b a maximální vstupní napětí 5V. Zároveň Arduino má jako port pro komunikaci s počítačem, implementované USB.

Po připojení napájení k Arduino, začne v procesoru běžet jednoduchý program, který čte analogovou hodnotu na vstupu do A/D převodníku. Tyto data poté posílá jako znak, pomocí sériového portu do počítače, rychlostí 19200Bd. Celá deska s procesorem, slouží pouze jako A/D převodník a komunikační rozhraní. Procesor v laboratorním přípravku nevykonává žádnou řídicí funkci.

Z analogové části laboratorního přípravku, jsou k procesoru vedeny dva signály, volitelné přepínačem. V první poloze přepínače přichází PPG signál, v druhé poloze přichází signál z výstupu komparátoru řídicího signalizační zelenou LED. Tento signál je určen pro tvorbu histogramu period srdečních pulzů. Amplitudy jak PPG signálu, tak i signálu z komparátoru jsou voleny tak, aby hodnota odeslaného znaku přes sériový port, byla v rozmezí 100 – 999. Tato skutečnost je důležitá, z důvodu změny vzorkovací frekvence ve zpracování dat v Matlabu. Pokud by hodnoty vyslaných znaků přecházely přes, změnu řádů měnila by se i vzorkovací frekvence, důležitá při následných výpočtech. Což by tyto výpočty znemožňovalo.

6.2 Aplikace pro vyhodnocování PPG signálu

Jak již bylo zmíněno výše, aplikace pro vyhodnocení PPG signálu je napsána v programovacím jazyku Matlab. Na Obr. 17 můžeme vidět vývojový diagram aplikace.



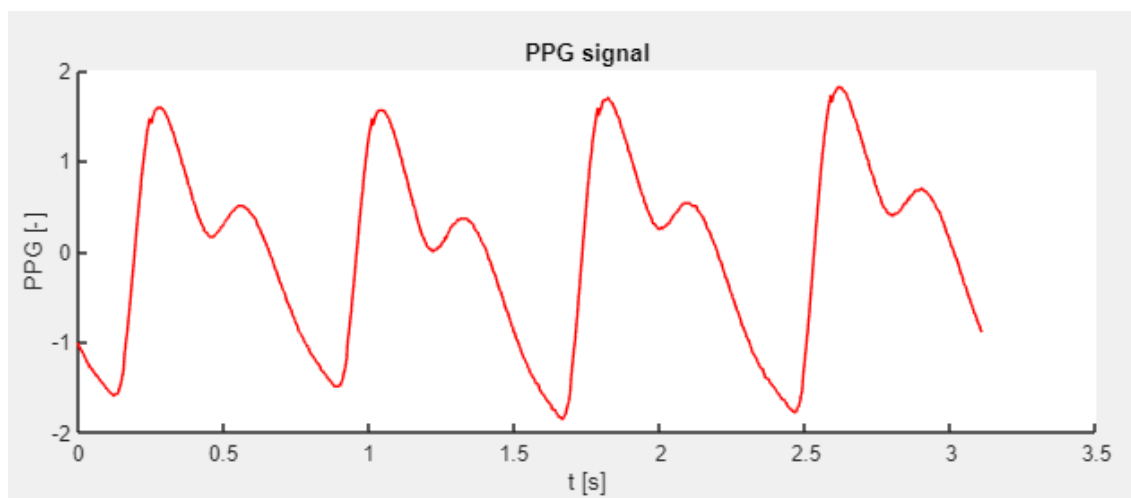
Obr. 21 Vývojový diagram aplikace

Kde po zpuštění programu, zvolíme sériový port, na který se chceme připojit, a následně zahájíme záznam dat. Délka záznamu je pevně daná. Po ukončení záznamu se zobrazí v okně křivka PPG a následně se vypočítá spektrum této křivky. Výpočet spektra křivky, probíhá pomocí Fast Fourier Transformation (FFT).

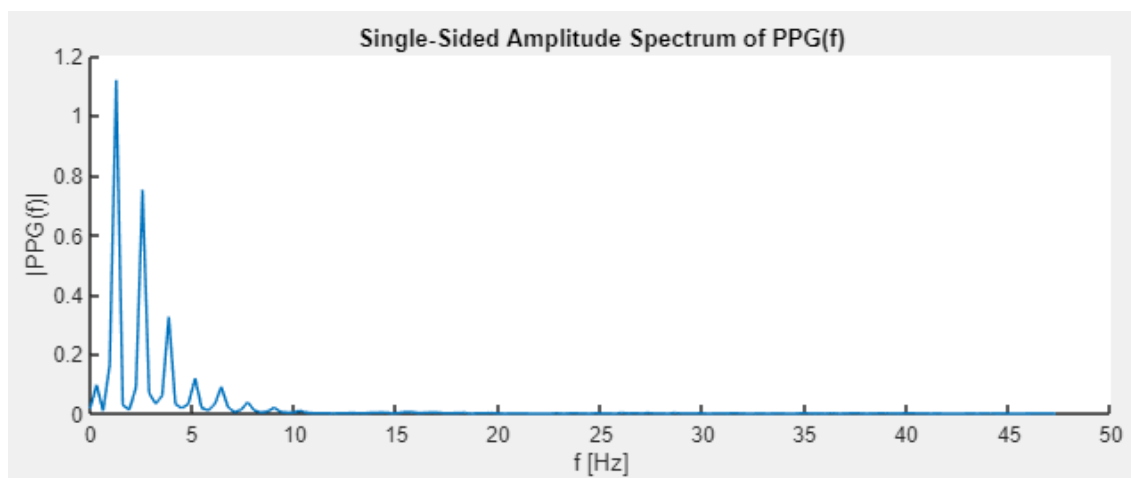
Pro správné vypočtení spektra je nutná správná hodnota vzorkovací frekvence. Ta je závislá na rychlosti sériové komunikace. V mém případě jsem vzorkovací frekvenci stanovil na $f_s = 380$ Hz. Správnost hodnoty vzorkovací frekvence, jsem zkontroloval přivedením sinusového signálu, o frekvenci $f = 1$ Hz, přímo na A/D převodník. Poté jsem nechal spočítat spektrum a vypočtenou frekvenci s největší amplitudou jsem porovnal s přiváděným signálem. Po vypočtení spektra PPG signálu, se nalezne frekvenční složka s největší amplitudou a pomocí následující rovnice, se vypočítá hodnota tepu (BPM).

$$BPM = f \cdot 60 \quad (6.1)$$

Na toto měření, má vliv případné zkreslení PPG křivky. Proto je nutné, při měření, PPG snímač držet v klidu, na prstu ruky. Měření tepu z křivky je vhodné opakovat vícekrát, aby se dosáhlo nejlepších výsledků.



Obr. 22 Graf PPG signálu zachycený pomocí aplikace



Obr. 23 Ukázka spektra PPG signálu vypočteného pomocí aplikace

6.2.1 Histogram periody PPG signálu

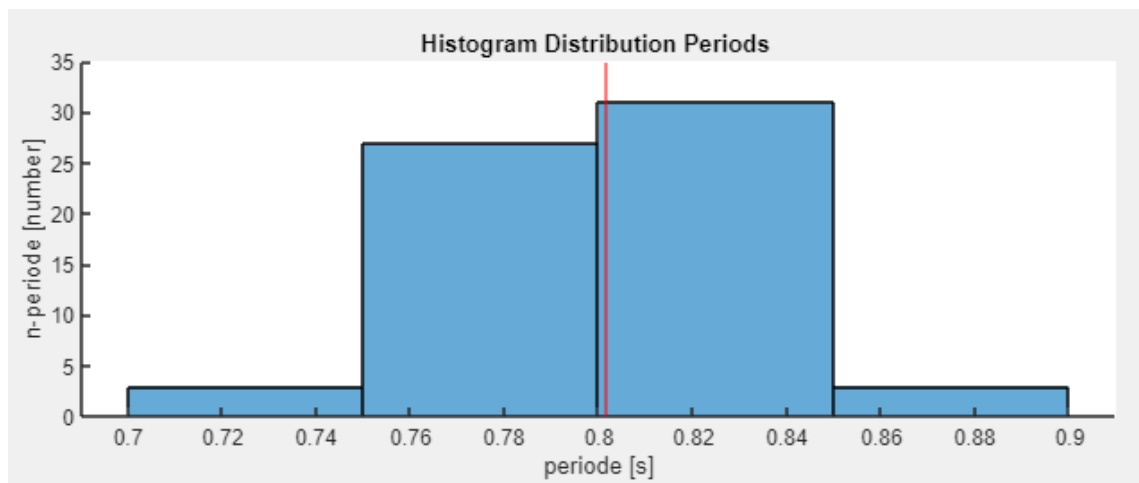
Měření statistiky kolísání periody, mezi jednotlivými pulzy PPG signálu, vyžaduje velkou amplitudovou stabilitu signálu. Jinak by docházelo, k značným změnám vypočítané periody. Proto je z přípravku přiváděn obdélníkový signál z komparátoru, který je dostatečně stabilní. A má dostatečně strmé hrany, u kterých se v Matlabu dobře měří perioda. Na horní hraně tohoto signálu, se vyskytuje šum, který snižuje přesnost měření periody. A proto je v aplikaci ještě programový komparátor, jehož výstupem je signál v rozmezí 0-1. Programový komparátor má rozhodovací úroveň nastavenou v 1/2 amplitudy původního signálu. Tímto opatřením je zaručena horní hrana bez šumu, a měření periody je přesné.

Pro zobrazení statistiky v Matlabu je použita funkce Histogram. Tato funkce vytvoří sloupcový graf distribuce vstupních dat. Šířka sloupce vyjadřuje délku intervalu periody, a výška sloupce vyjadřuje četnost sledovaných dat v daném intervalu. Celkový počet sloupců si funkce volí sama, z maximální a minimální hodnoty periody. Šířka intervalu sloupce, byla zvolena hodnotu 0,05s. Při nižších hodnotách intervalu sloupce, dochází k tomu, že v histogramu chybí některé sloupce. To je jednak způsobeno malým počtem dat, a jednak tím, že změna periody dosahuje maximálně 0,1s. Jemnější rozdělení histogramu, by stejně nedávalo smysl, protože přesnost měření periody, je méně než jedna setina.

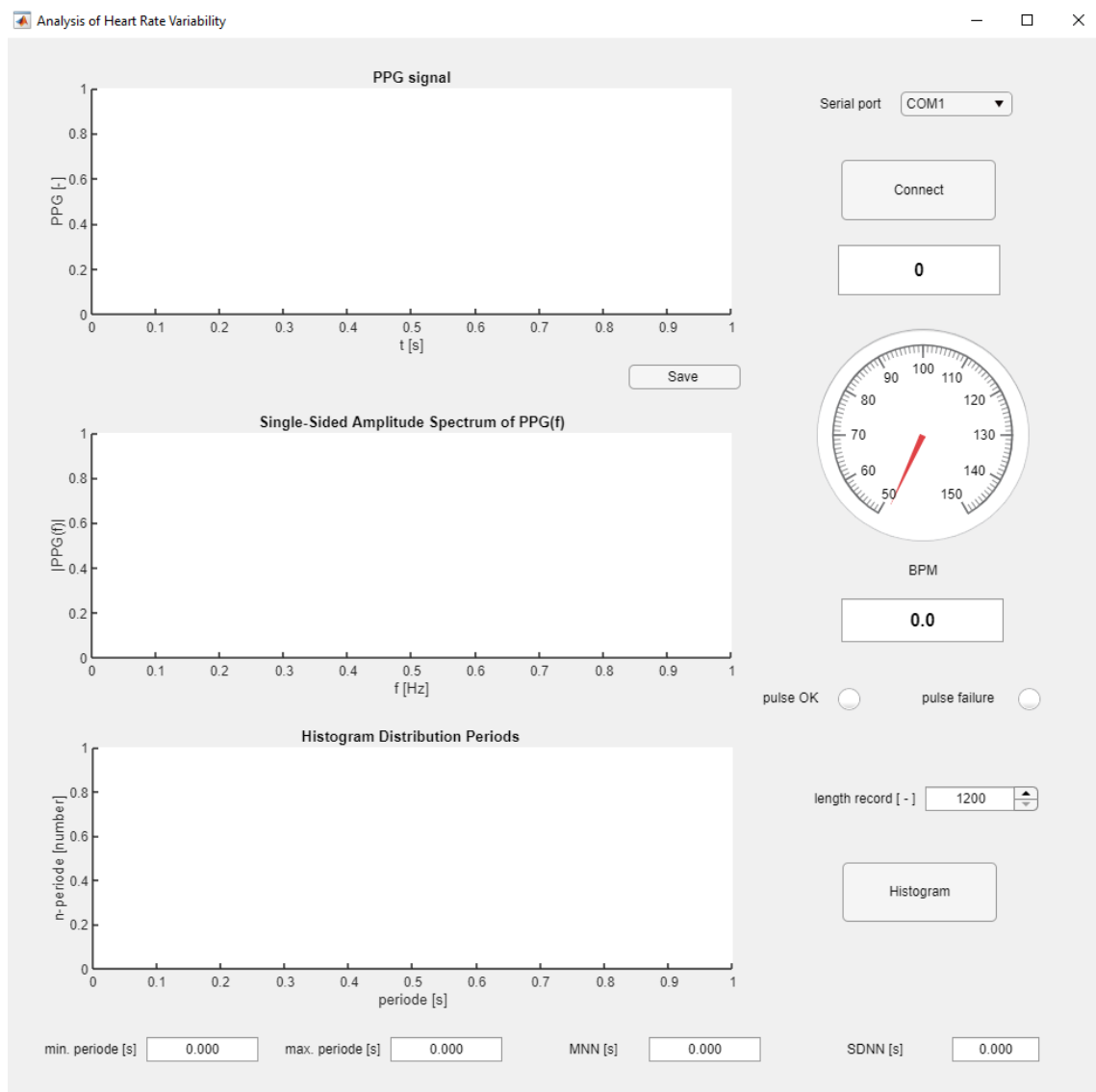
Dále program zobrazí min. max. a průměrnou hodnotu periody (MNN). Následně se vypočítá standardní odchylka (SDNN) z naměřených period pomocí rovnice (6.2). Na tyto výpočty používám vestavěné funkce v Matlabu. Aplikace má GUI, které jsem se snažil udělat co nejpřehlednější, aby usnadňovalo měření při výuce laboratorního cvičení. Průběh PPG signálu jde uložit, aby poté mohli studenti napsat jednoduchý skript na výpočet srdečního tepu.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (6.2)$$

kde RR_i je hodnota periody mezi R-R, \overline{RR} představuje průměrnou hodnotu periody mezi R-R, a N je celkový počet period.



Obr. 25 Ukázka histogramu



Obr. 24 Ukázka aplikace

7. NÁVOD PRO LABORATORNÍ VÝUKU

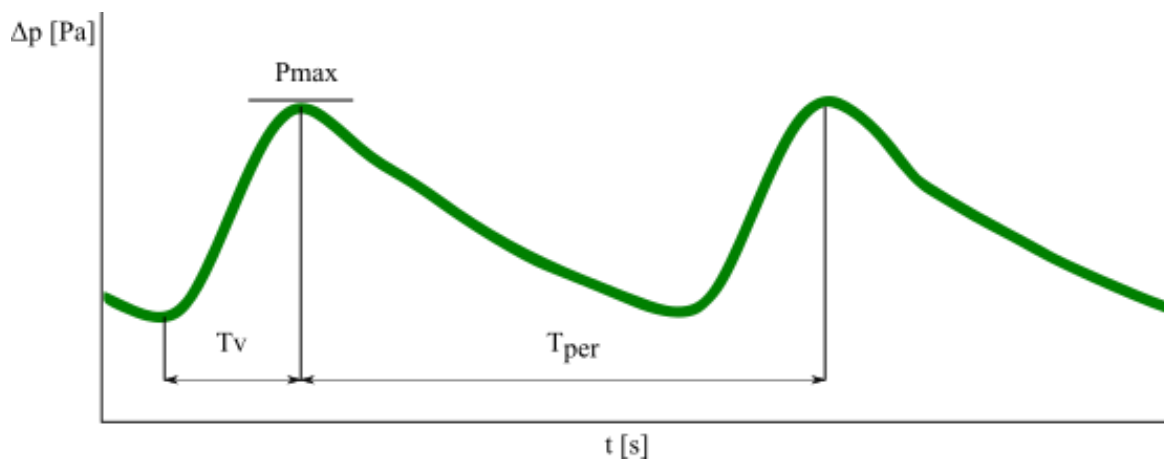
Tato kapitola obsahuje vytvořený návod, pro praktické měření v laboratořích, s využitím mnohou navrhnutého laboratorního přípravku a aplikace.

7.1 Cíl úlohy

Cílem je seznámit se souvislostmi biologických signálů, konkrétně PPG (Pletysmograf). Měření bude prováděno neinvazivní metodou, za pomoci optického snímače. Charakteristika srdečního pulzu se bude vyhodnocovat pomocí GUI aplikace v Matlabu. Nejdůležitější parametry, které budou sledovány jsou, srdeční pulz a vyhodnocení kolísání periody sousedních pulzů. Případně úplné vypadnutí jednoho pulzu, z delšího záznamu srdečního pulzu.

7.2 Úvod

Srdce při své činnosti produkuje elektrický signál, který jde snímat pomocí elektrod připevněných na lidské tělo. Tento systém se nazývá elektrokardiogram (EKG). V této laboratorní úloze bude využito jiného principu, a to pletysymografie (PPG). Tato měřicí technika je založena, na měření tlakové vlny šířící se kardio – vaskulárním systémem při činnosti srdce. Princip snímače umožňující toto měření je na základě průchodu světelného paprsku tkání, a jeho následné zachycení detektorem. Křivka, kterou získáme tímto měřením se nazývá pletysmografická křivka Obr. 21. Kde T_{per} je perioda pletysmografické křivky, T_v je vrcholový čas a P_{max} je maximální amplituda.



Obr. 26 Pletysimografická křivka

Typ snímače, který bude použit pro toto měření, je průsvitový, skládající se z infračervené LED a snímací fotodiody. Průsvitový PPG snímač pracuje na principu měření změny pohlcení infračerveného záření, v krevním řečišti. Naměřený pulzující PPG signál má velice malou amplitudu, proto je nutné ho zesílit a následně pomocí A/D převodníku převést do počítače. Na to slouží laboratorní přípravek.

7.3 Zadání

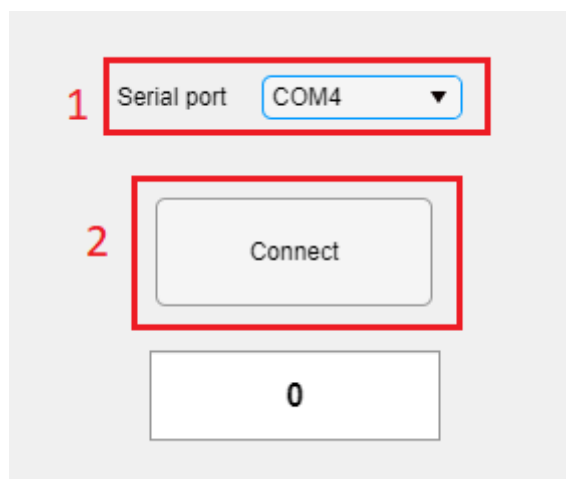
1. Zapněte napájení laboratorního přípravku pomocí lab. zdroje (6V).
2. Připojte lab. přípravek pomocí USB kabelu dom PC, a pomocí BNC kabelu propojte přípravek s osciloskopem.
3. Připněte si PPG snímač na prst ruky, a na osciloskopu si zobrazte PPG signál.
4. Spustěte Matlab aplikaci, zobrazte PPG signál a následně si průběh signálu uložte pro další zpracování. Zároveň se zobrazí i hodnota srdečního tepu.
5. Z delšího záznamu signálu srdečního pulzu, změřte histogram periody srdečních pulzů.
6. Následně v Matlabu vytvořte skript, který ze záznamu PPG vypočítá hodnotu srdečního tepu. Svůj výsledek porovnejte s aplikací.
7. Porovnejte změřené hodnoty svého tepu s obvyklými hodnotami

7.4 Vypracování a pokyny k měření

1. Před zapnutím napájecího napětí, zkontrolujte správnou polaritu přívodních kabelů (červená zdířka +; černá zdířka -). Poté na lab. zdroji nastavte požadované napětí 6V.
2. Zapněte PC a osciloskop. Lab. přípravek propojte pomocí USB kabelu s PC. BNC konektor na lab. přípravku slouží na propojení s osciloskopem.
3. Na prostředníček volně položené ruky, na stole, si nasadte snímač. Snímač se na prst nasadí rozevřením. Orientace snímače je vyobrazena na snímači, tj. kabel od snímače směřuje na hřbet ruky. Spínač volby mezi PPG a Histogram, musí být v poloze PPG. Na osciloskopu vhodně nastavte časovou základnu a amplitudu signálu (200mV_{pp}). Pozor signál je citlivý na pohyb ruky, proto ji držte co nejvíce v klidu. Dobrou amplitudu signálu indikuje, v rytmu srdečního tepu, blikající zelená LED na přípravku. Případnou korekci amplitudy lze provést pomocí potenciometru.
4. Po ustálení PPG signálu spustěte Matlab aplikaci. Přípravek komunikuje s počítačem za pomoci sériového portu **COM4**. Ten se nastaví rozkliknutím nabídky *serial port* v pravém horním rohu aplikace. Po nastavení sériového portu, klikněte na tlačítko **Connect**, to se zabarví zeleně a v textovém poli pod ním, se začne odpočítávat počítadlo doby záznamu. Doba záznamu, je defaultně nastavena na 1200 [-].

Po ukončení nahrávání dat se zobrazí PPG signál, vypočítá se jeho spektrum, a následně se zobrazí na budíku a v textovém poli hodnota tepu. Toto měření můžete

případně zopakovat, k dosažení co nejstabilnějšího PPG signálu. Hodnota tepu v klidu, by se měla pohybovat od 64BPM do 90 BPM. Průběh PPG signálu si uložte pomocí tlačítka **Save**. Po kliknutí, se vám zobrazí dialogové okno Windows, kde si můžete zvolit název souboru a adresář, kam soubor chcete uložit.

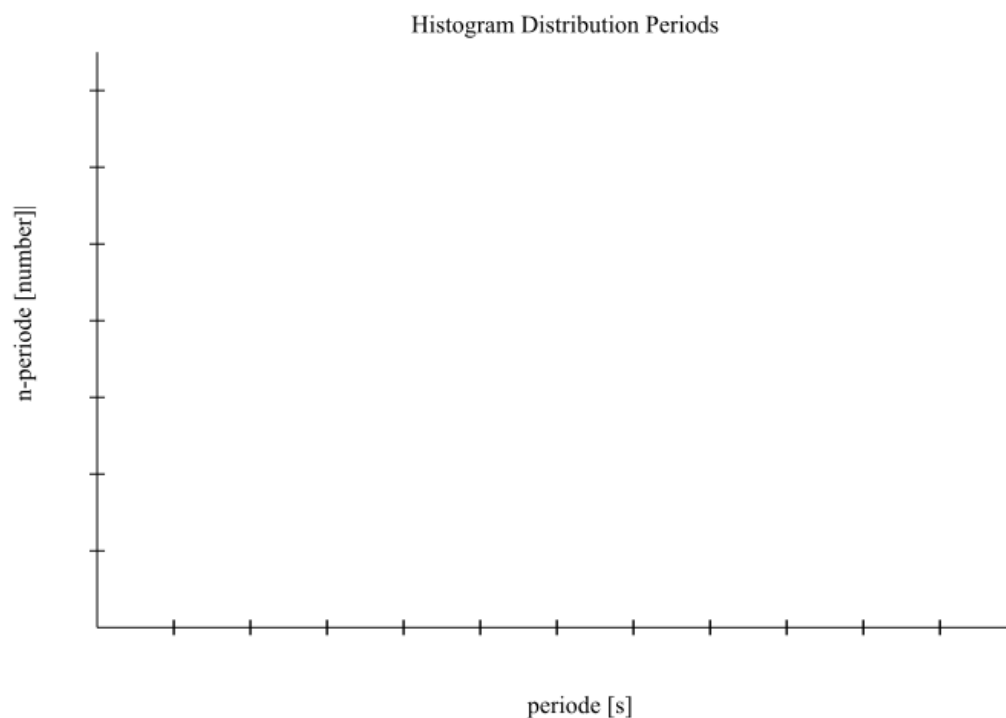


Obr. 27 Nastavení sériové komunikace

5. Na lab. přípravku přepněte spínač z polohy PPG do polohy Histogram. Na osciloskopu se vám zobrazí obdélníkový signál, jehož perioda odpovídá srdečnímu tepu. V aplikaci nastavte hodnotu **length record** nejlépe v rozmezí 4000–20000. Nejvyšší nastavitelná hodnota je 20000. Pokud zadáte vyšší číslo, aplikace je automaticky sníží na 20000. Čím větší hodnota, tím více period bude histogram zaznamenávat. Před spuštěním měření histogramu, si na osciloskopu zkontrolujte, že signál neobsahuje parazitní kmity (to se může stát, při velké amplitudě PPG signálu). Případné parazitní kmity, odstraníte snížením amplitudy, za pomoci potenciometru na přípravku. Po kliknutí na tlačítko **Histogram**, se zeleně podbarví tlačítko Connect a v textovém poli po něm, se začne odpočítávat počítadlo nastavené doby záznamu. Při měření histogramu se snažte držet prst se snímačem co nejvíce v klidu. Po nahrávání dat se vám zobrazí histogram, a pod ním hodnoty min, max, průměrná perioda a směrodatná odchylka. Červená vertikální čára v histogramu zobrazuje hodnotu průměrné periody. Pokud žádná z naměřených period srdečního pulzu nechyběla rožne se zeleně kontrolka **pulse OK** a rozložení histogramu period, by mělo připomínat normální rozdělení. Pokud nastane opačná situace, rožne se červená kontrolka **pulse falut**. Tento případ bude viditelný v histogramu i v hodnotách max. periody, většinou jako dvojnásobek min. periody. Statistické údaje o periodě napište do Tab.3 a histogram překreslete do Obr. 24

Tab. 3 Naměřené hodnoty

min. perioda [ms]	max. perioda [ms]	MNN [ms]	SDNN [ms]



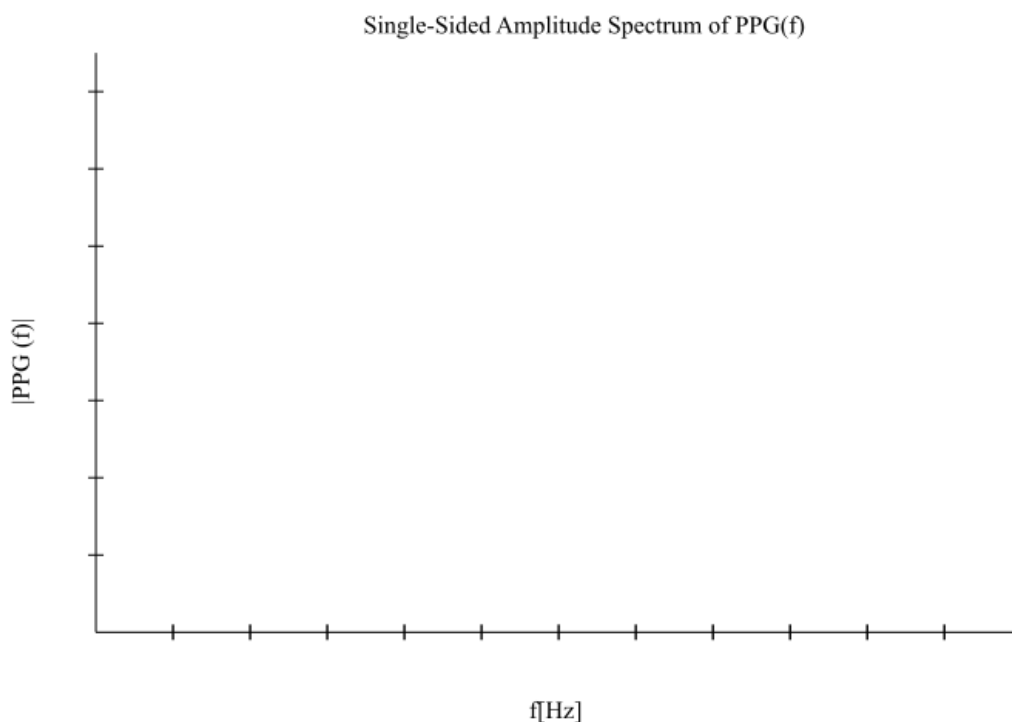
Obr. 28 Graf pro záznam histogramu

- Pro zpracování naměřených dat v Matlabu, si otevřete vámi uložený soubor se záznamem PPG signálu a z něho pomocí vámi napsaného Matlab skriptu vypočítejte hodnotu srdečního pulzu. Nejlepší metodou jak na to, je prohnat PPG signál rychlou Fourierovou transformací (FFT) najít frekvenci, která má ve spektru nejvyšší amplitudu. Hodnotu srdečního tepu poté vypočítáte podle vztahu

$$BPM = f \cdot 60 , \quad (7.1)$$

kde f je vámi zjištěná hodnota frekvence PPG signálu prohnaného FFT.

K výpočtu pomocí FFT budete potřebovat vzorkovací frekvenci, která je v našem případě rovna $f_s = 380\text{Hz}$. Výsledek si zkontrolujte s hodnotou pulzu v aplikaci. Vytvořené spektrum překreslete do Obr. 25



Obr. 29 Graf pro záznam spektra

Užitečné funkce v Matlabu jsou: $Y = \text{fft}()$, $[\text{row}, \text{col}] = \text{find}()$, $\text{ismember}()$.

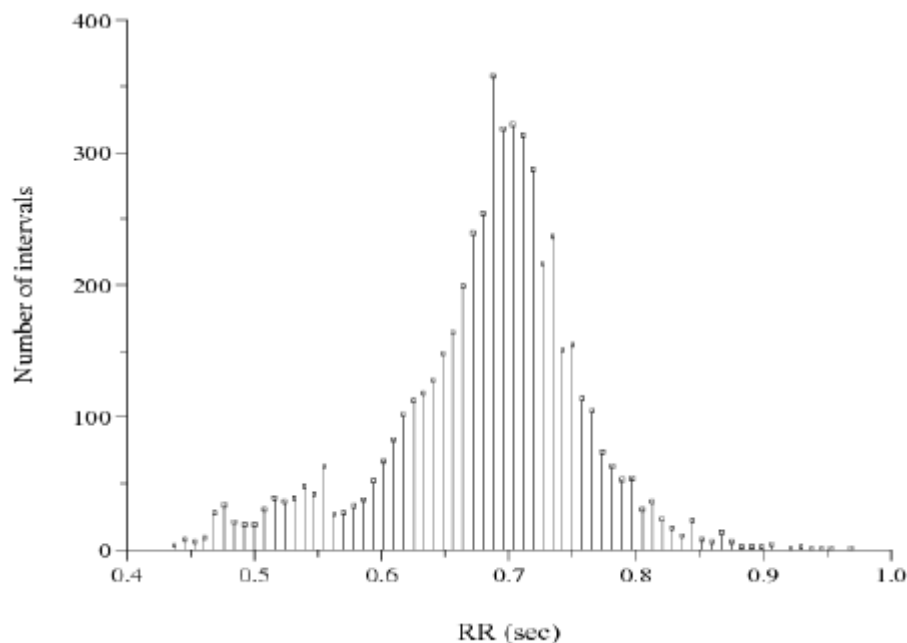
7. Údaje o svém tepu z Tab. 3. v bodě 5 a tvar změřeného histogramu Obr 24. porovnejte s uvedenými tabulkami obvyklých údajů a uveďte, zda jste pozoroval(a) nějakou významnou odchylku. Je důležité brát v potaz, že tabulkové hodnoty jsou měřeny na lékařských přístrojích, které mají daleko větší přesnost než laboratorní přípravky.

Tab. 4 Standardní hodnoty lidského tepu

	Hodnoty srdečního tepu 18-25 let						
	atlet	výborný	dobrý	nadprůměr	průměr	podprůměr	špatný
muži	49-55	56-61	62-65	66-69	70-73	74-81	82+
ženy	54-60	61-65	66-69	70-73	74-78	79-84	85+

Tab. 5 Standardní hodnoty průměrné periody a odchylky

Standardní hodnoty 18-25let		
	MNN [ms]	SDNN [ms]
muži	939 ± 129	$39,7 \pm 19,9$
ženy	900 ± 116	$42,9 \pm 22,8$



Obr. 30 Histogram periody PPG signálu

7.5 Příklad naměřených hodnot

V této kapitole uvedu příklad výsledků měření, podle laboratorního návodu. Pomocí aplikace jsem vyhodnotil záznam svého PPG signálu. Vypočtená hodnota pulzu srdce ze spektra PPG signálu Obr. 27 je 95,5 tepů/min. Histogram periody PPG signálu Obr. 28 byl vypočítán ze záznamu 39 period. Statistické údaje srdečního tepu jsou zaznamenány v Tab. 6.

Tab. 6 Naměřené statistické hodnoty periody srdečního pulzu

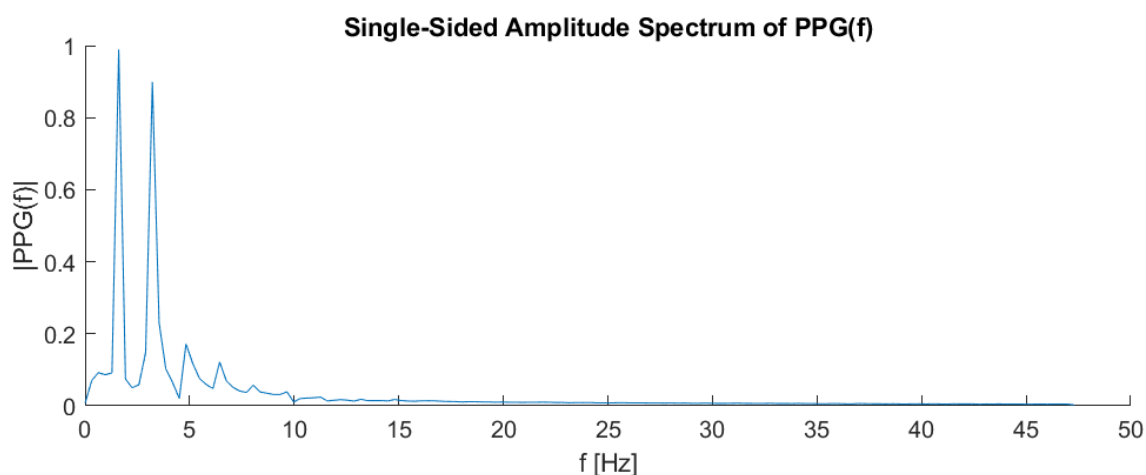
min. perioda [ms]	max. perioda [ms]	MNN [ms]	SDNN [ms]
584	674	632	25

Mnou změřený tep na laboratorním přípravku byl 95,5 tepů/min což je ve srovnání s Tab. 4 dost vysoké číslo. Proto jsem změřenou hodnotu zkontroloval pomocí lékařského tonometru, kde mi hodnota tepu vyšla 86 tepů/min. Rozdíl je 11% což by se dalo vysvětlit nepřesností měření srdečního tepu přes spektrum PPG signálu.

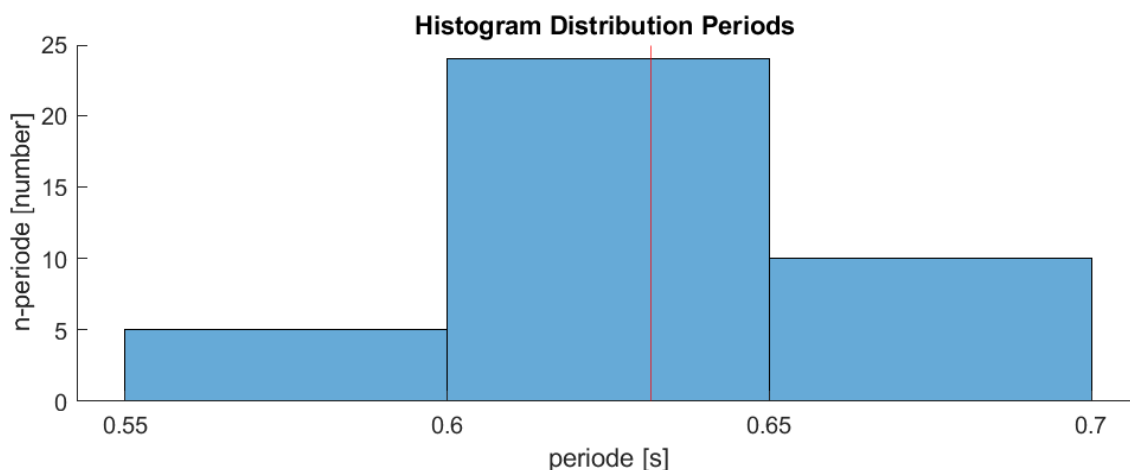
Co se týče hodnot MNN a SDNN, tak u hodnoty SDNN 25ms podle Tab. 5 je má hodnota v normě. Hodnota MNN se liší od nejmenší možné podle Tab. 5 o 20%, což může být způsobeno, vyšší hodnotou změřeného tepu.

Mnou naměřený histogram periody srdečního tepu, odpovídá rozdělením jednotlivých sloupců histogramu na Obr. 26. Hodnoty period v jednotlivých sloupcích jsou však posunuty, a to vzhledem k naměřené hodnotě tepu.

Z výsledků měření lze říct, že naměřené hodnoty se přibližují hodnotám tabulkovým. Musíme ovšem brát v potaz, že použitá metoda měření a laboratorní přípravek nejsou tak přesné, jako profesionální lékařské přístroje, na kterých byly tabulkové hodnoty měřeny. Dále hodnoty z tabulek a histogram, byly získány z daleko delšího měření period, řádově desítky minut, což s naším přípravkem není možno uskutečnit.



Obr. 31 Spektrum měřeného PPG signálu

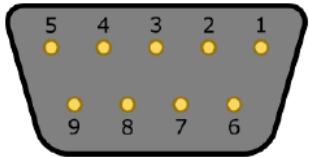


Obr. 32 Histogram změřené periody srdečního pulzu

8. LABORATORNÍ PŘÍPRAVEK – PROVEDENÍ

Pro laboratorní přípravek, jsem podle celkového schématu (příloha C) vytvořil DPS (příloha D). Napájení laboratorního přípravku je řešeno externě, pomocí laboratorního zdroje. Laboratorní přípravek je vybaven zdrojem 5V, realizovaného pomocí stabilizátoru LM7805, s ochranou proti přepólování za pomoci polovodičové diody.

Celý přípravek je vložen do krabičky (příloha E). Na horní straně je LED signalizující srdeční puls a přepínač přepínající mezi PPG a signálem pro vytvoření histogramu. Na předním panelu je konektor pro připojení PPG senzoru Obr. 27 a potenciometr, regulující zesílení. Na zadním panelu jsou dvě zdířky pro banánky, sloužící pro připojení napájecího napětí. Dále se zde nachází BNC konektor pro připojení osciloskopu, a USB konektor pro připojení přípravku k PC.

 DB9	Pin	Function
	2	IR LED anode
	3	IR LED cathode
	5	Receptor anode
	7	Shield
	9	Receptor cathode

Obr. 33 Popis konektoru pro připojení PPG snímače

ZÁVĚR

V bakalářské práci se seznámil, se vznikem srdečního pulzu, a jeho charakteristikou. Dále jsem popsal nejčastější metody měření srdečního pulzu jako jsou EKG, PPG. Zabýval jsem se, také samotnou funkcí PPG snímače a jeho vlastnostmi, jako je například velká citlivost na pohyb.

Nejnáročnější část byla vývoj samotného zesilovače, protože signál PPG snímače je velice slabý a je ho potřeba zesílit. Takto malý signál, byl zarušen okolním rušením proto bylo nutné, navrhnout odpovídající filtraci signálu, která nesmí mít vliv na samotný PPG signál. Po mnoha neúspěšných pokusech o zesílení signálu, nakonec zvítězil, s nejlepším výsledkem, operační zesilovač v neinvertujícím zapojení.

Před zesilovač bylo nutné ještě vložit filtr typu HP, z důvodu velké stejnosměrné složky signálu, která vedla k saturaci zesilovače. Další částí, byl návrh filtru typu DP, která je 2. řádu hlavně z důvodu strmější charakteristiky a většího útlumu, případného rušení z rozvodné sítě. Celý blok zesilovače s filtry, je vlastně pásmovou propustí, která má mezní kmitočty dané frekvenčním pásmem, ve kterých se pohybuje PPG signál. Dalším obvodem, je obvod pro kontrolu správné funkčnosti zesilovače tzn. dostatečně velká amplituda PPG signálu na výstupu ze zesilovače. Tento obvod se sestává z jednoduchého komparátoru napětí, budícího LED diodu. V neposlední řadě jsem navrhl vhodný napájecí zdroj, pro samotný PPG snímač.

Z naměřených signálů a charakteristik zesilovače, můžu prohlásit, že se mi podařilo navrhnout vhodný zesilovač využitelný ke snímání PPG signálu. To také potvrzuje snímek PPG signálu pořízený osciloskopem. Tento signál se nijak svým tvarem neodlišuje od PPG signálů naměřených na profesionálních přístrojích.

Pro digitalizaci a přenos signálu do PC jsem využil jednodeskový počítač Arduino NANO, spojené s PC za pomoci USB.

Dále jsem v programovacím prostředí Matlab naprogramoval aplikaci, sloužící k vyhodnocování PPG signálu. Aplikace ze zaznamenaného PPG signálu vypočítá spektrum a následně i hodnotu srdečního pulzu. Z delšího záznamu period PPG signálu aplikace vytvoří histogram a vypočítá max., min., střední hodnotu periody a směrodatnou odchylku.

Jako poslední část jsem sestavil a sepsal návod, který bude sloužit pro laboratorní úlohu a následně změřil hodnoty, které budou sloužit jako vzorový protokol.

LITERATURA

- [1] TROJAN, S. a kol.: Lékařská fyziologie. Praha: Grada Avicenum, s 460, 1994. ISBN 80-7169-036-8.
- [2] ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN isbn80-200-1308-3.
- [3] LANGMEIER, Miloš. Základy lékařské fyziologie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2526-0.
- [4] Electrocardiogram. Long QT Syndrome Knowledge Base [online]. 3401 Civic Center Blvd. Philadelphia, PA 19104, 2020 [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: <https://lqts.research.chop.edu/ecgfam.php>
- [5] PPG sensor incl Traditional Tibetan pulse reading in the digital era. Researchgate [online]. 2019 [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/331211370_Traditional_Tibetan_pulse_reading_in_the_digital_era
- [6] Anatomie převodního systému. <http://www.ucebnice-ekg.cz/> [online]. 2019 [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: http://www.ucebniceekg.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=36&Itemid=11
- [7] KREJČÍŘÍK, Alexandr. *Zdroje proudu*. Praha: BEN - technická literatura, 1999. ISBN 80-86056-84-8.
- [8] DOSTÁL, Jiří. *Operační zesilovače*. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 80-7300-049-0.
- [9] An overview of non contact photoplethysmography. [online]. Department of Electronic and Electrical Engineering, Loughborough University, LE11 3TU, UK, 2003 [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.2.9696&rep=rep1&type=pdf>
- [10] LM134/LM234/LM334-Terminal Adjustable Current Sources. <https://www.ti.com/product/LM334> [online]. [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm334.pdf?ts=1607754218367&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FLM334
- [11] Základy EKG [online]. Plzeň: MUDr. Petr Haman [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/start.htm>
- [12] Popis EKG. <https://www.wikiskripta.eu/w/Home> [online]. Praha, 8. 11. 2020n. l. [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG#QRS_komplex
- [13] KALRA, Anubha, Andrew LOWE a Ahmed AL-JUMAILY. Critical review of electrocardiography measurement systems and technology. Measurement Science and Technology [online]. 2019, 30(1) [cit. 2020-12-12]. ISSN 0957-0233. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6501/aaf2b7

- [14] Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement.
<https://www.researchgate.net/> [online]. [cit. 2020-12-12]. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/329109809_Critical_review_of_electrocardiography_measurement_systems_and_technology
- [15] Human photoplethysmogram: new insight into chaotic characteristics.
 Sciencedirect [online]. 19 May 2015n. 1. [cit. 2020-12-12]. Dostupné z:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077915001344>
- [16] Jak vzniká srdeční pulz a jakou roli při tom hrají jednotlivé ionty.
<https://www.prirodovedci.cz/> [online]. prof. RNDr. František Vyskočil, DrSc.,
 Katedra fyziologie PřF UK a FGÚ AV ČR, 2012 [cit. 2020-12-12]. Dostupné z:
<https://www.prirodovedci.cz/zeptejte-se-prirodovedcu/185>
- [17] DOSTÁL, Tomáš. Elektrické filtry [online]. 1. vyd. Brno: FEI VUT, 2001,
 96 s. [cit. 2020-12-12]. ISBN 80-214-0877-4
- [18] Srdeční arytmie: Dělení arytmie. In: Wikipedia: the free encyclopedia
 [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-12-12].
 Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdeční_arytmie
- [19] MLČOCH, Zbyněk. EKG křivka - infarkt myokardu, fibrilace, flutter,
 cor pulmonale. In: MUDr. Zbyněk Mlčoch [online]. [cit. 2020-12-12].
 Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/ekg-krivka-infarkt-myokardu-fibrilace-flutter-cor-pulmonale>.
- [20] PIRBHULAL, Sandeep, Heye ZHANG, Wanqing WU a YuanTing ZHANG. A
 Novel Biometric Algorithm to Body Sensor Networks. MUKHOPADHYAY,
 Subhas C., ed. Wearable Electronics Sensors [online]. Cham: Springer
 International Publishing, 2015, 2015, s. 57-79 [cit. 2021-5-24]. Smart Sensors,
 Measurement and Instrumentation. ISBN 978-3-319-18190-5. Dostupné z:
[doi:10.1007/978-3-319-18191-2_3](https://doi.org/10.1007/978-3-319-18191-2_3)
- [21] Datasheet BVP/PPG Adapter DB9 [online]. TMSi [cit. 2021-5-25]. Dostupné z:
https://info.tmsi.com/hubfs/Downloads/Datasheets/92-0580-0000-0%20Datasheet%20BVP%20adapter_rev1.0.pdf
- [22] MIT-BIH Arrhythmia Database [online]. [cit. 2021-5-26]. Dostupné z:
<https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm#100>

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

DC	...	stejnoseměrné napětí
AC	...	střídavé napětí
BPM	...	beet per minute
EKG	...	Elektrokardiogram
PPG	...	photoplethysmography
QSR	...	pulz na elektrokardiogramu
DP	...	dolní propust
HP	...	horní propust
IR	...	infrared
NIR	...	near infrared
LED	...	Light Emitting Diode
SpO2	...	oxigensaturace hemoglobinu
THD	...	harmonické zkreslení

Symboly:

U	...	napětí	[Ω]
I	...	proud	[A]
R _s	...	hodnota nastavovacího odporu	[Ω]
A	...	zesílení	
f_m	...	mezní kmitočet	[Hz]
n	...	řád filtru	

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - NAMĚŘENÉ HODNOTY	53
PŘÍLOHA B - OBRÁZKY VLIVU ZESILOVAČE NA SIGNÁL	55
PŘÍLOHA C - SCHÉMA ZAPOJENÍ LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU	58
PŘÍLOHA D - NÁVRH DPS A OSAZOVACÍ PLÁN	59
PŘÍLOHA E - LABORATORNÍ PŘÍPRAVEK	60
PŘÍLOHA F - SOUPISKA SOUČÁSTEK	61
PŘÍLOHA G - ZDROJOVÝ KÓD APLIKACE JE ULOŽEN NA PŘILOŽENÉM CD	62

Příloha A - Naměřené hodnoty

A.1 Tabulka naměřených hodnot převodní char. zesilovače

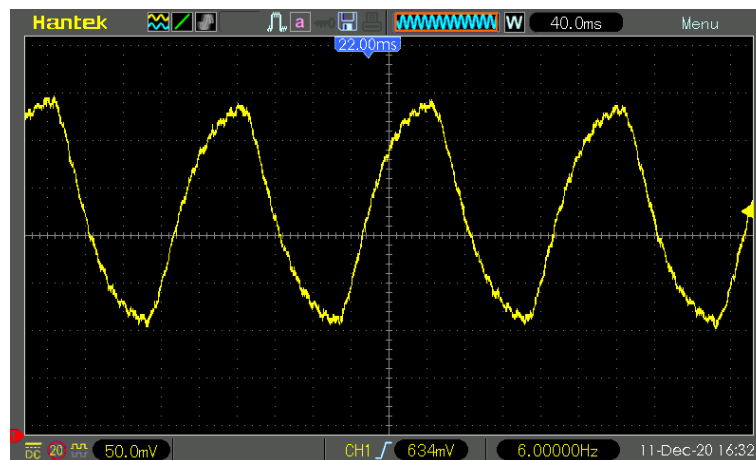
Au = 1000			Au = 500			Au = 100		
U _{IN}	U _{OUT}	Au	U _{IN}	U _{OUT}	Au	U _{IN}	U _{OUT}	Au
[mV]	[V]	[-]	[mV]	[V]	[-]	[mV]	[mV]	[-]
0,1	0,000	0	0,1	0,000	0	0,1	0,0	0
0,2	0,128	640	0,2	0,076	380	0,2	15,2	76
0,3	0,240	800	0,3	0,134	447	0,3	25,6	85
0,4	0,340	850	0,4	0,162	405	0,4	35,4	89
0,5	0,400	800	0,5	0,196	392	0,5	43,2	86
0,6	0,520	867	0,6	0,260	433	0,6	52,8	88
0,7	0,600	857	0,7	0,320	457	0,7	64,0	91
0,8	0,660	825	0,8	0,344	430	0,8	67,8	85
0,9	0,760	844	0,9	0,400	444	0,9	74,4	83
1,0	0,880	880	1,0	0,464	464	1,0	78,4	78
1,1	0,980	891	1,1	0,528	480	1,1	86,4	79
1,2	0,998	832	1,2	0,553	461	1,2	88,8	74
1,3	1,040	800	1,3	0,588	452	1,3	96,8	74
1,4	1,120	800	1,4	0,648	463	1,4	104,0	74
1,5	1,160	773	1,5	0,712	475	1,5	110,0	73
1,6	1,170	731	1,6	0,740	463	1,6	114,0	71
1,7	1,200	706	1,7	0,768	452	1,7	120,0	71
1,8	1,200	667	1,8	0,824	458	1,8	126,0	70
1,9	1,210	637	1,9	0,880	463	1,9	134,0	71
2,0	1,220	610	2,0	0,880	440	2,0	135,0	68

A.2 Tabulka naměřených hodnot frekvenční char. zesilovače

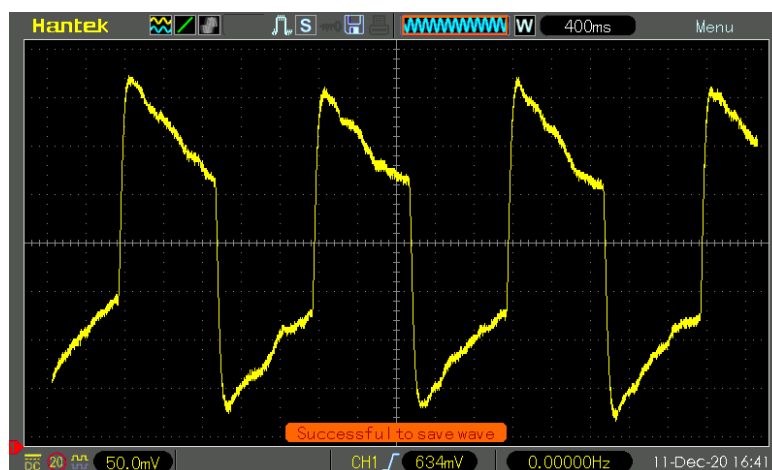
	Au = 1000		Au = 500		Au = 100	
f	U _{OUT}	Au	U _{OUT}	Au	U _{OUT}	Au
[Hz]	[mV]	[dB]	[mV]	[dB]	[mV]	[dB]
0,2	200,0	56,5	108,0	51,1	26,0	38,8
0,4	232,0	57,8	128,0	52,6	28,4	39,5
0,6	240,0	58,1	132,0	52,9	29,6	39,9
0,8	240,0	58,1	136,0	53,1	30,0	40,0
1,0	242,0	58,1	137,0	53,2	30,0	40,0
1,2	244,0	58,2	137,0	53,2	30,8	40,2
1,4	244,0	58,2	140,0	53,4	29,6	39,9
1,6	245,0	58,2	142,0	53,5	28,0	39,4
1,8	245,0	58,2	140,0	53,4	28,4	39,5
2,0	244,0	58,2	140,0	53,4	29,6	39,9
2,2	246,0	58,3	138,0	53,3	28,4	39,5
2,4	246,0	58,3	138,0	53,3	27,8	39,3
2,6	240,0	58,1	136,0	53,1	27,2	39,1
2,8	245,0	58,2	134,0	53,0	26,6	39,0
3,0	240,0	58,1	128,0	52,6	26,0	38,8
3,2	238,0	58,0	124,0	52,3	26,0	38,8
3,4	235,0	57,9	120,0	52,0	25,2	38,5
3,6	230,0	57,7	118,0	51,9	24,4	38,2
3,8	227,0	57,6	114,0	51,6	24,4	38,2
4,0	221,0	57,3	112,0	51,4	24,0	38,1
4,2	218,0	57,2	110,0	51,3	24,3	38,2
4,4	214,0	57,1	106,0	51,0	24,0	38,1
4,6	211,0	56,9	102,0	50,6	24,0	38,1
4,8	208,0	56,8	101,0	50,5	23,2	37,8
5,0	201,0	56,5	99,2	50,4	22,4	37,5
5,2	194,0	56,2	96,0	50,1	22,2	37,4
5,4	186,0	55,8	86,4	49,2	21,2	37,0
5,6	179,0	55,5	84,0	48,9	20,8	36,8
5,8	165,0	54,8	83,0	48,8	20,8	36,8
6,0	158,0	54,4	81,0	48,6	20,4	36,7
6,2	152,0	54,1	80,0	48,5	20,0	36,5
6,4	148,0	53,9	77,0	48,2	19,5	36,3
6,6	142,0	53,5	75,0	48,0	19,0	36,0
6,8	136,0	53,1	75,0	48,0	18,0	35,6
7,0	132,0	52,9	75,0	48,0	16,0	34,5
U _{IN} = 0,3mV						

Příloha B - Obrázky vlivu zesilovače na signál

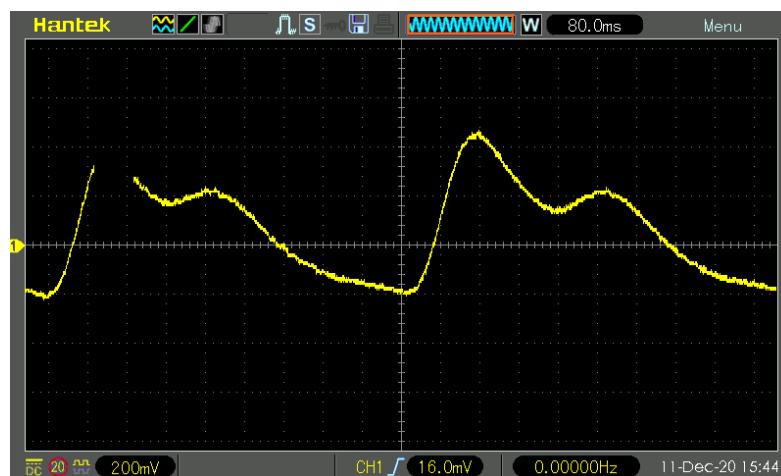
Vliv integračního članku na signál $f=5\text{Hz}$



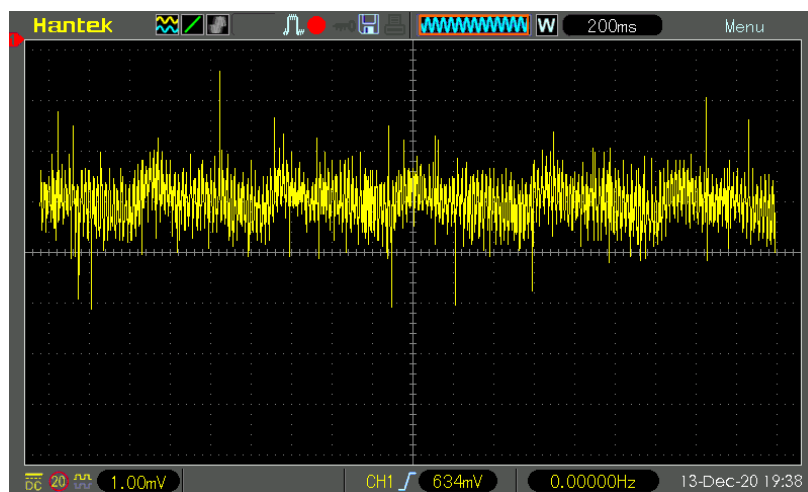
Vliv derivačního članku na signál $f=0,5\text{Hz}$



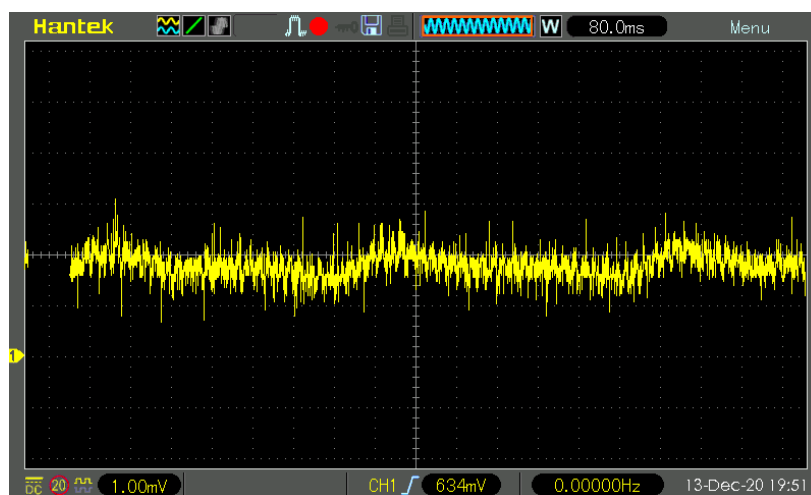
Výstupní PPG signál z laboratorního přípravku



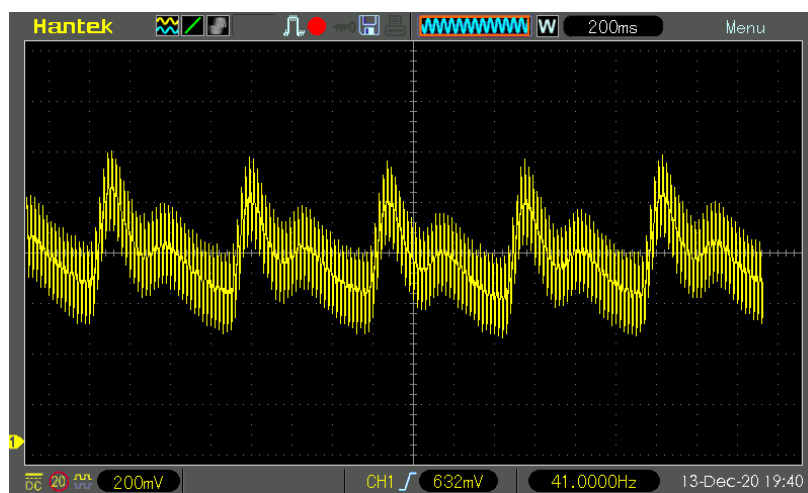
Signál na vstupu filtru HP



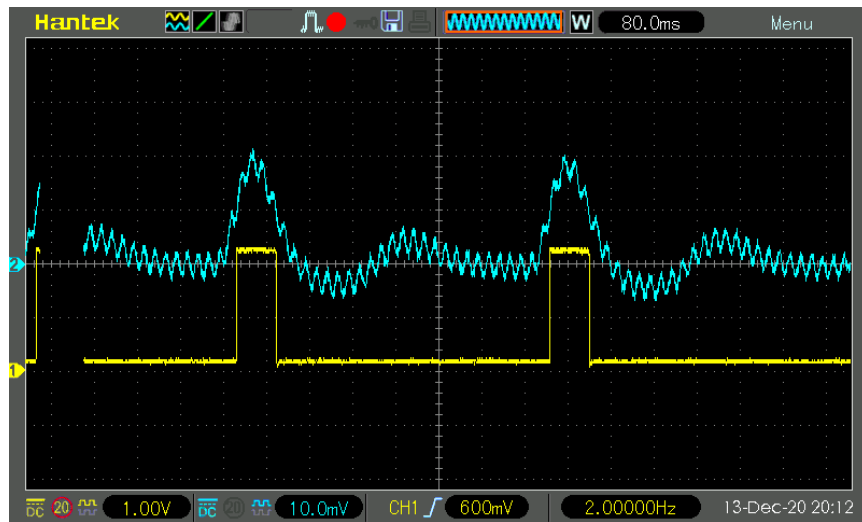
Signál na vstupu zesilovače



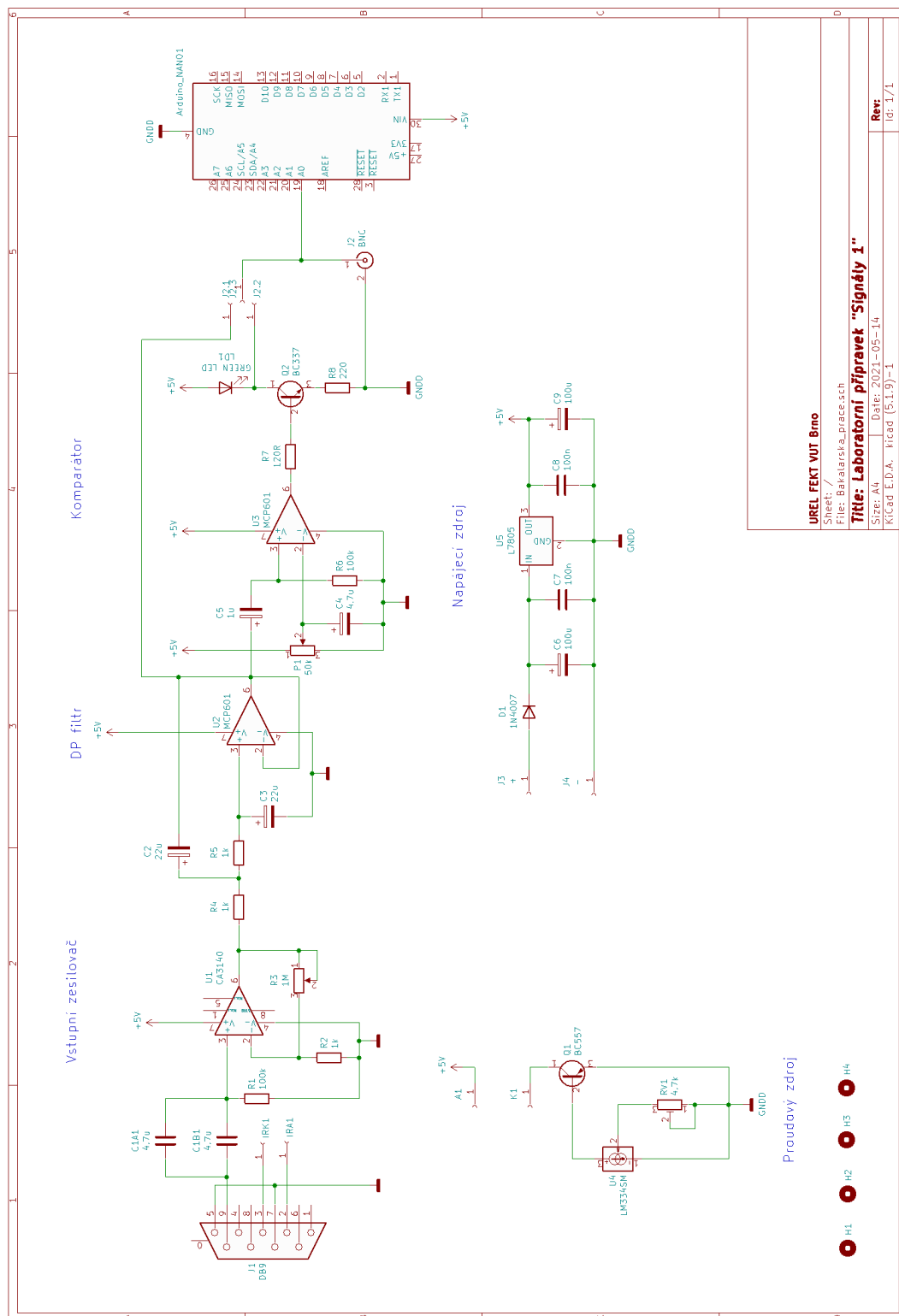
Signál na výstupu zesilovače



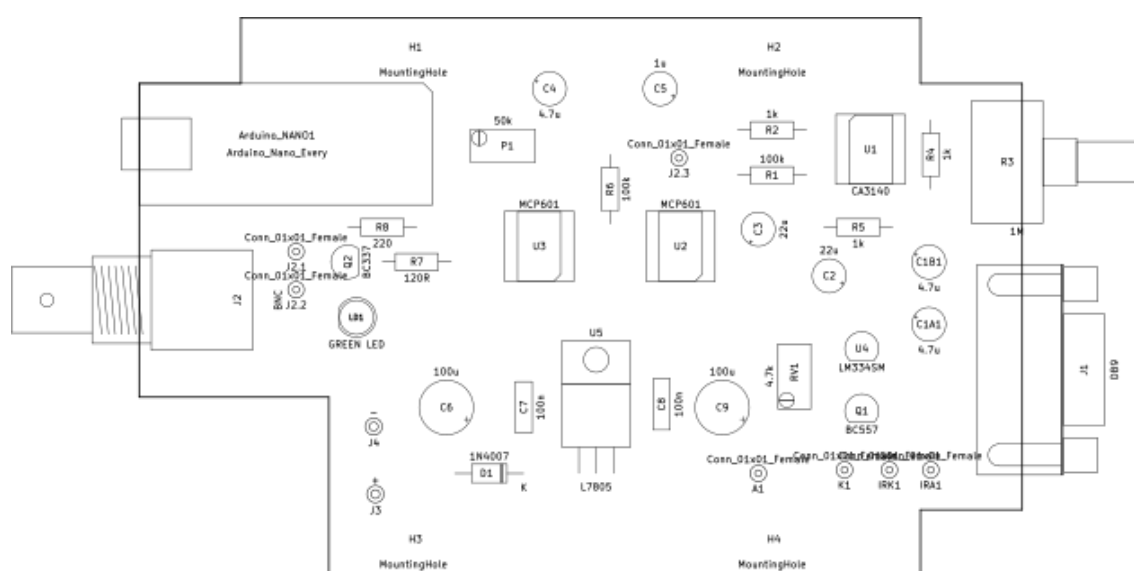
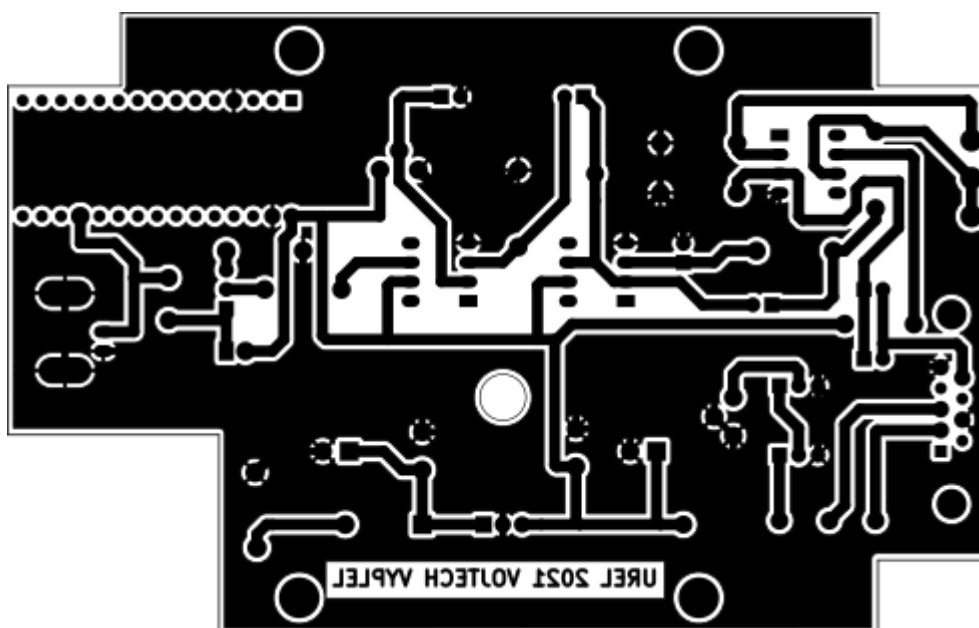
Napětí na komparátoru modrá -vstup, žlutá - výstup



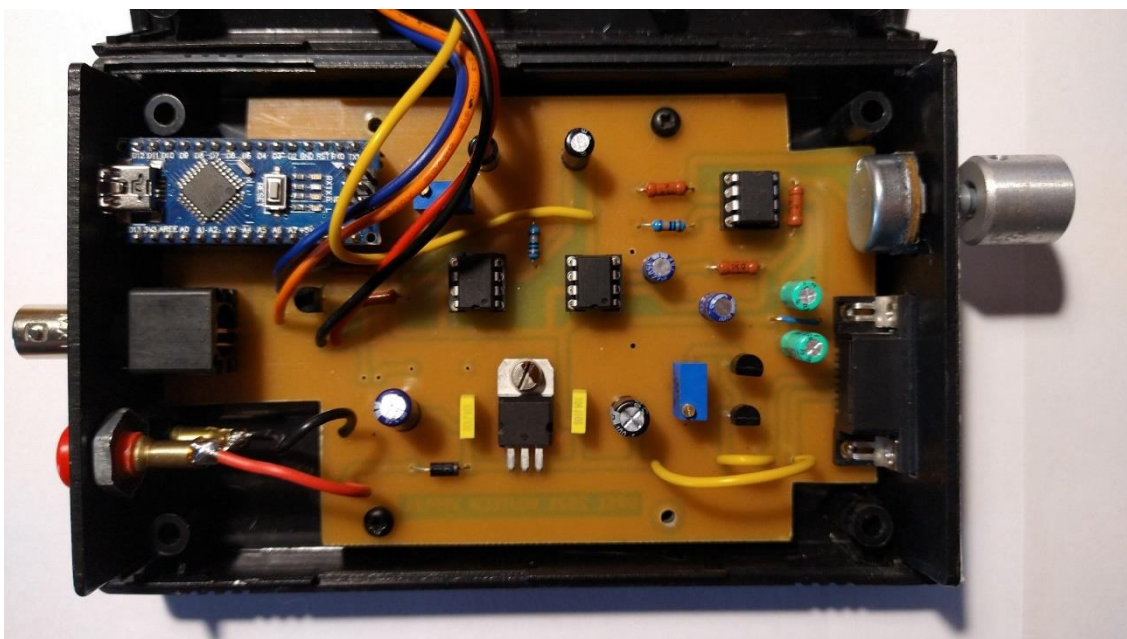
Příloha C - Schéma zapojení laboratorního přípravku



Příloha D - Návrh DPS a osazovací plán



Příloha E - Laboratorní přípravek



Příloha F - Soupiska součástek

Označení	Hodnota
Arduino NANO	Arduino Nano
C2, C3	22u
C4	4.7u
C5	1u
C7, C8	100n
C6, C9	100u
C1A1	4.7u
C1B1	4.7u
D1	1N4007
J2	BNC
LD1	GREEN LED
P1	50k
Q1	BC557
Q2	BC337
R1, R6	100k
R2, R4, R5	1k
R3	1M
R7	120R
R8	220
RV1	4.7k
U1	CA3140
U2, U3	MCP601
U4	LM334SM
U5	L7805

Příloha G - Zdrojový kód aplikace je uložen na přiloženém CD