



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIOENGINEERING

SIGNÁL SRDEČNÍCH PULZŮ – LABORATORNÍ PŘÍPRAVEK

SIGNAL OF HEARTBEATS – LABORATORY TOOL

SEMESTRÁLNÍ PRÁCE

SEMESTRAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vojtěch Vypléř

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Milan Sigmund, CSc.

BRNO 2020

Semestrální práce

bakalářský studijní program **Elektronika a komunikační technologie**

Ústav radioelektroniky

Student: Vojtěch Vyplél

ID: 211322

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Signál srdečních pulzů – laboratorní přípravek

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

BPC-SEP:

Seznamte se s charakterem signálu srdečních pulzů. Vytvořte přehledovou studii o nejčastějších metodách na přístrojové měření srdečních pulzů. Navrhněte laboratorní přípravek pro snímání srdečních pulzů a jejich vyhodnocení pro výuku předmětu "Signály 1". Přípravek bude využívat profesionální fotopletysmografický snímač pulzů a bude obsahovat světelnou kontrolní signalizaci správné činnosti snímače, zesilovač sejmutého signálu s nastavitelným zesílením, případně další obvody (filtr, ...). Postavte funkční vzorek přípravku a proměřte jeho činnost.

BPC-BAP:

Vyřešte přenos naměřených dat z přípravku do počítače. Optimalizujte přípravek pro neobvyklé zacházení, např. přepólování nebo záměnu vstupů, apod. Navrhněte a realizujte potřebnou desku plošného spoje a oživte finální verzi laboratorního přípravku. Obstarejte záznamy srdečních pulzů reprezentující nejčastější poruchy srdečního tepu. Vytvořte program v Matlabu (včetně GUI) na vyhodnocování srdečních pulzů. Podle bližších pokynů vedocího napište kompletní návod a vzorový protokol z měření pro novou laboratorní úlohu "Signál srdečních pulzů".

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] BRONZINO, J. D., PETERSON, D. R. The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press, 2015.
- [2] JAN, J. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: VUT v Brně, 1997.

Termín zadání: 21.9.2020

Termín odevzdání: 14.12.2020

Vedoucí práce: prof. Ing. Milan Sigmund, CSc.

prof. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá vývojem laboratorního přípravku pro měření srdečních pulzů. V práci bude popsána základní anatomie srdce a vznik srdečních pulzů. Dále zde budou popsány metody měření srdečních pulzů. Podrobně je zde popsán snímač, který bude sloužit ke snímání srdečního pulzu, v laboratorním přípravku. Bude zde také navrženo obvodové řešení laboratorního přípravku a proměření jeho funkčnosti.

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. Further, there will be described for the method of measurement of cardiac pulses. A sensor, which will be used to sense the heart rate, in a laboratory device is described in detail here. The circuit solution of the laboratory device and the measurement of its functionality will also be proposed here.

Keywords

Heart pulse laboratory measuring device, Plethysmography, sensor, PPG

Bibliografická citace:

VYPLEL, Vojtěch. *Signál srdečních pulzů – laboratorní přípravek*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/128212>. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Milan Sigmund.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou semestrální práci na téma Signál srdečních pulzů – laboratorní přípravek jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální 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: **14. prosince 2020**

.....
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 semestrální práce.

V Brně dne: **14. prosince 2020**

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	11
2.	SRDCE – Základní anatomie	12
2.1	Základní anatomie srdce	12
2.2	Vznik kontrakcí a pulzu srdce.....	12
2.2.1	Srdeční cyklus.....	13
2.3	Projevy činnosti srdce	13
2.4	Popis a klasifikace srdečního rytmu.....	14
2.5	Poruchy rytmu srdce	14
2.5.1	Fibrilace síní	15
2.5.2	Bradykardie.....	15
2.5.3	Tachykardie	15
2.5.4	Extrasystola.....	15
3.	Měřicí metody srdečních pulzů.....	16
3.1	Vlastnosti a základní charakteristika srdečního pulzu	16
3.2	Měřicí metoda srdečních pulzů - EKG.....	17
4.	Snímače	18
4.1	Elektrodové snímače	18
4.2	Pletysmografické měření.....	18
4.2.1	Pletysmografický snímač.....	20
4.2.2	Použití PPG snímače v klinické praxi.....	21
5.	Návrh Vzorku laboratorního přípravku.....	22
5.1	Blokové schéma	22
5.2	Proudový zdroj pro PPG snímač	23
5.3	Vstupní zesilovač	24
5.4	Filtrace signálu	25
5.4.1	Pasivní horní propust	26
5.4.2	Aktivní dolní propust.....	27
5.5	Signalizace správné činnosti snímače	28
6.	Proměření činnosti laboratorního přípravku	29
6.1.1	Převodní charakteristika zesilovače.....	29
6.1.2	Frekvenční charakteristika zesilovače	31

6.1.3	Měření THD a ovlivnění tvaru signálu	33
7.	Závěr	34
8.	Literatura	35

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 obrázků

Obr. 1 Převodní systém srdce [6].....	13
Obr. 2 Ukázka EKG záznamu srdečního pulzu [4].....	16
Obr. 3 Einthovenův trojúhelník [2].....	17
Obr. 4 Křivka PPG signálu [2].....	19
Obr. 5 Průsvitový a reflexní PPG snímač [5]	20
Obr. 6 Blokové schéma laboratorního přípravku.....	22
Obr. 7 Proudový zdroj pro PPG snímač	23
Obr. 8 Vstupní zesilovač.....	24
Obr. 9 Vstupní filtr - horní propust.....	26
Obr. 10 Filtr - dolní propust.....	27
Obr. 11 Obvod signalizace správné funkce	28
Obr. 12 Blokové schéma měření převodní char. zesilovače.....	29
Obr. 13 Graf převodní char. zesilovače	30
Obr. 14 Blokové schéma měření frekvenční char. zesilovače.....	31
Obr. 15 Graf frekvenční char. zesilovače	31
Obr. 16 Blokové schéma měření THD	33
Obr. 17 Vliv integračního članku na signál $f = 5\text{Hz}$	39
Obr. 18 Vliv derivačního članku na signál $f = 0,5\text{Hz}$	39
Obr. 19 Výstupní PPG signál z laboratorního přípravku.....	39
Obr. 20 Signál na vstupu filtru HP	40
Obr. 21 Signál na výstupu zesilovače.....	40
Obr. 22 Signál na vstupu zesilovače.....	40
Obr. 23 Napětí na komparátoru modrá -vstup, žlutá - výstup	40

Seznam tabulek

Tab. 1 Přehled vypočítaných vlastností filtrů	25
Tab. 2 Naměřené hodnoty převodní char. zesilovače	30
Tab. 3 Naměřené hodnoty frekvenční char. zesilovače	32
Tab. 4 Naměřené hodnoty THD	33

1. 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 semestrální práci se budu zabývat vznikem srdečního pulzu a charakteristikou fotopletysmografického signálu. V práci také popíšu různé techniky pro měření srdečního pulzu, kde nejdůležitější bude fotopletysmografie. Následně vysvětlím 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. Nakonec zesilovač proměřím a stanovím jeho vlastnosti a vliv na fotopletysmografický signál.

2. 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 anatomií srdce, pro nás nejdůležitější jsou především elektrické vlastnosti srdce a děje zapříčiňující funkci srdce.

2.1 Základní anatomie srdce

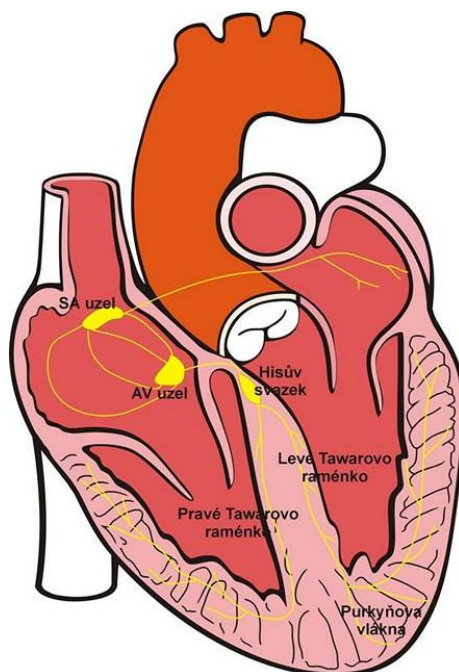
Srdce se nachází v oblasti hrudníku, je to orgán tvarem připomínající nepravidelný kužel, sestává se ze čtyř částí, dvou komor a dvou síní. Základní funkce srdce je dopravovat okysličenou krev k ostatním orgánům v těle, a tím obstarávat látkovou výměnu a výživu ve tkáních. Oběh krve je zajištěn kontrakcí 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.

2.2 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 impulsích CNS. Pravidelné stahování srdce je zajištěno, elektrickými impulsy 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

2.2.1 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).

2.3 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 cípatých 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.

2.4 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

2.5 Poruchy rytmu srdce

Poruchy srdečního rytmu se nazývá 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 arytmií má pravidelný

projev. Dalším typem arytmií jsou tzv. extrasystoly, které se mohou objevit i u zdravého člověka. Srdeční arytmie má několik podob, ty si popíšeme v následujících kapitolách.

2.5.1 Fibrilace síní

Fibrilace síní je nejčastější arytmie, pro kterou je charakteristické nesynchronní kontrakce svalových vláken síní. Vsruchy fibrilace jsou často vidět na EKG křivce jako tzv. *f vlnky*, kdy vznikají kdekoli ve srdeční síní a jsou nepravidelně převáděny na srdeční komory. Frekvence vsruchů 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 vln (toto např. vyhodnocují AED defibrilátory).

2.5.2 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.

2.5.3 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.

2.5.4 Extrasystola

Jedná se o předčasný srdeční stah, mimo pravidelný srdeční rytmus. Příčinou vzniku je předčasná elektrická aktivita v převodním systému srdce. Takový elektrický vsruch 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 vsruchu po komorách v pracovním myokardu. Vlna T na EKG je opačného směru než QRS komplex.

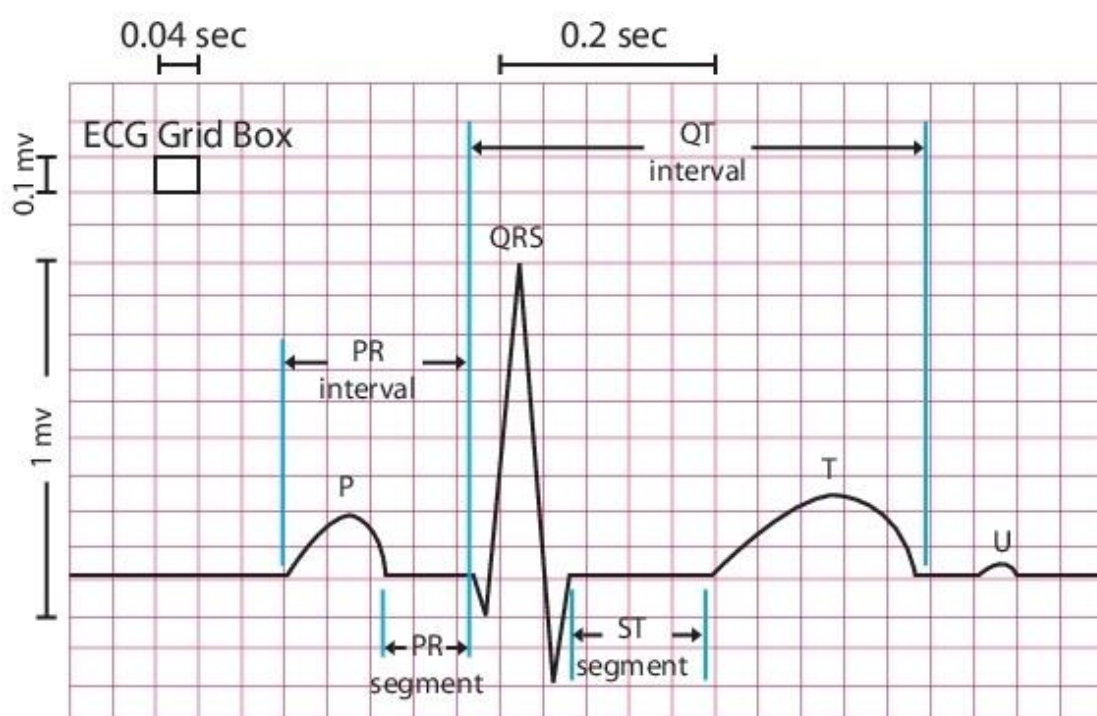
Vzdálenost mezi normálními QSR komplexy je rovna dvojnásobku normálního intervalu vzdálenosti mezi QSR komplexy před a za extrasystolou.

3. 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.

3.1 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.



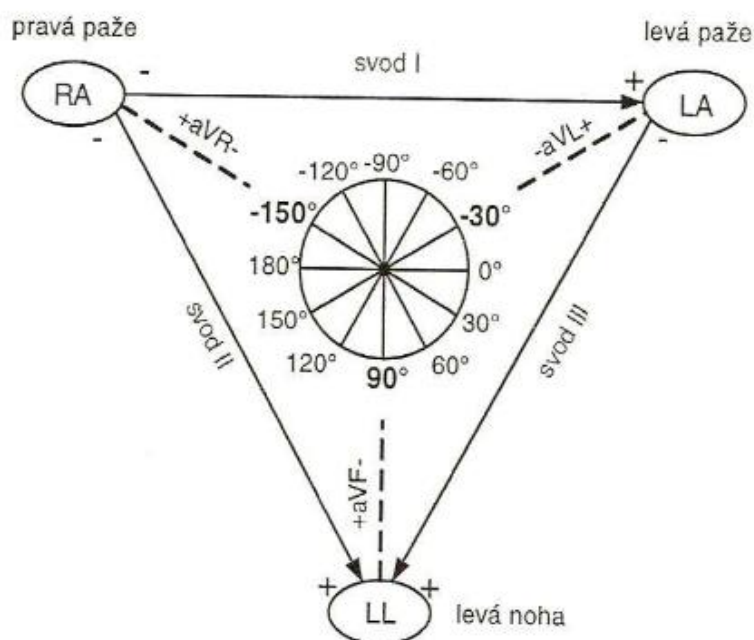
Obr. 2 Ukázka EKG záznamu srdečního pulzu

3.2 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. 3 Einthovenův trojúhelník

4. 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.

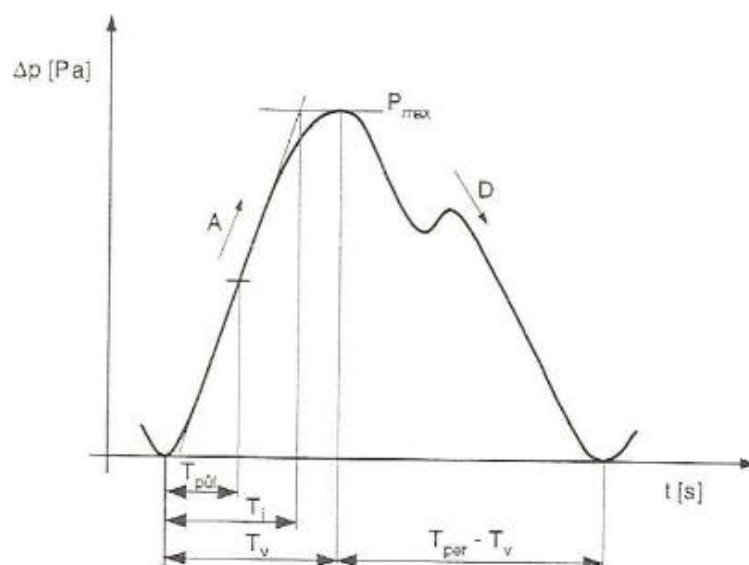
4.1 Elektrodové snímače

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 obsahující 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.

4.2 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. 4 Křivka PPG signálu

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 – inklinální doba, je časový úsek mezi počátkem nejstrmější části křivky a průsečíkem maxima se směrnicí 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:

$$KVP = \frac{T_v}{T_{per} - T_v} \quad (4.1)$$

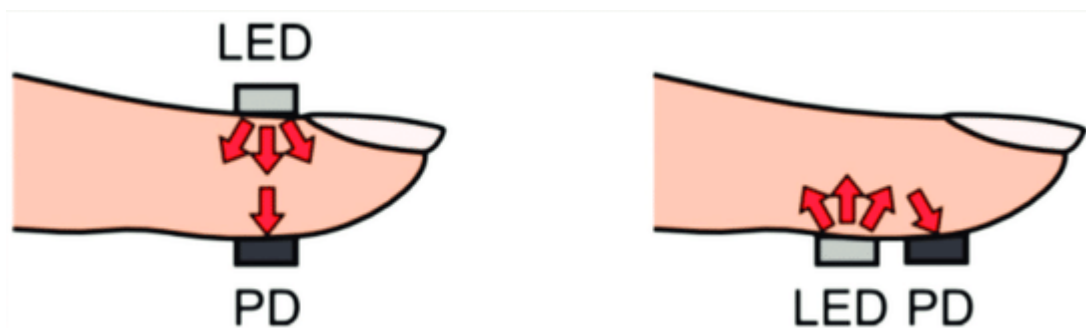
kde: T_{per} ... perioda pletysmografické křivky.

T_v ... vrcholový čas.

4.2.1 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. 5 Průsvitový a reflexní PPG snímač

Hlavním požadavkem na snímač, potažmo na fotodiodu je její citlivost. Problém, který se vyskytuje, je dynamický rozsah signálu naměřeného fotodiodou. 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 osvětlením fotodiody zdrojem NIR záření, bez přítomnosti tkáně. Model signálu z pletysmografického snímače, může být popsán rovnicí:

$$PPG_{signal} = DC_{blood \& \text{ tissue}} + AC_{blood \text{ modulation}} + DC_{direct \text{ coupling}} \quad (4.2)$$

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.

$$\hat{s}_{AC}(t, x) \cong \frac{\gamma \hat{p}}{\beta} \left(1 + \frac{\alpha(x_0)}{\beta(x_0)} - \frac{\alpha(x)}{\beta(x)} \right) \quad (4.3)$$

Ve výše 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 ($DC_{blood \& \text{ tissue}}$), a prostřednictvím střídavé složky PPG signálu ($AC_{blood \text{ modulation}}$).

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.

4.2.2 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 (SpO_2) 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.

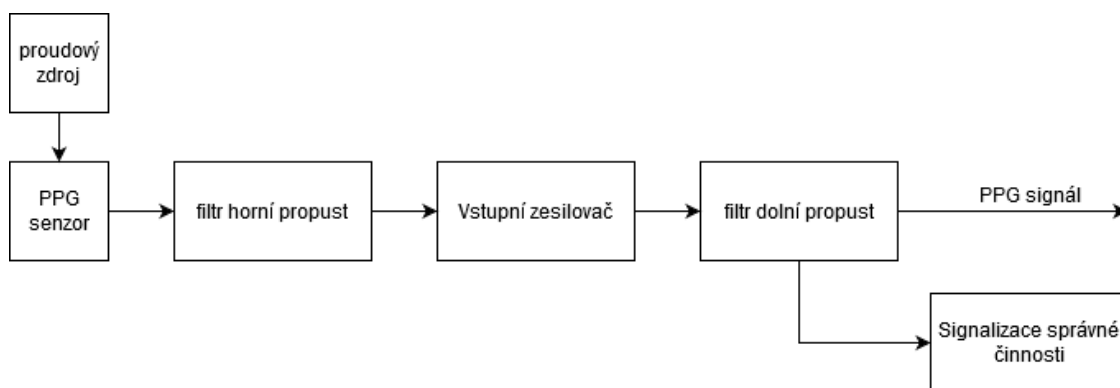
Asi největším oborem použití fotopletysmografie jsou chytré hodinky a chytré mobilní telefony. V tomto případě není možné použít průsvitové senzory, ale používají se reflexní snímače. K tomuto systému je pro zvýšení přesnosti přiřazen i klasický EKG snímač.

5. NÁVRH VZORKU 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.

5.1 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 odfiltrovat případné rušení ovlivňující signál. Dále signál pokračuje dvěma cestami, a to do obvodu signalizace správné činnosti. Přenos a zpracování signálu do PC budu řešit v bakalářské práci.



Obr. 6 Blokové schéma laboratorního přípravku

5.2 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:

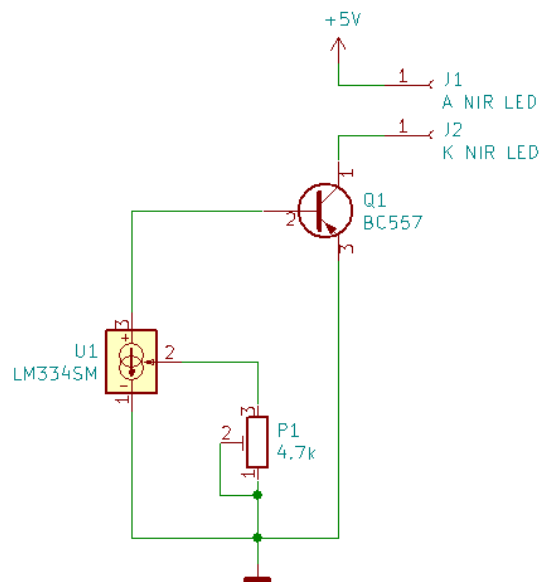
$$R_{set} = \frac{h_{21e} \cdot 66,7 \text{ mV}}{I_D} = \frac{455 \cdot 66,7 \text{ mV}}{15 \text{ mA}} = 2023 \Omega \quad (5.1)$$

kde: h_{21e} ... proudový zesilovací činitel tranzistoru

I_D ... požadovaný proud procházející diodou

66,7 mV ... hodnota vycházející ze vztahu v datasheetu LM334

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



Obr. 7 Proudový zdroj pro PPG snímač

5.3 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 R_2 a R_3 podle rovnice:

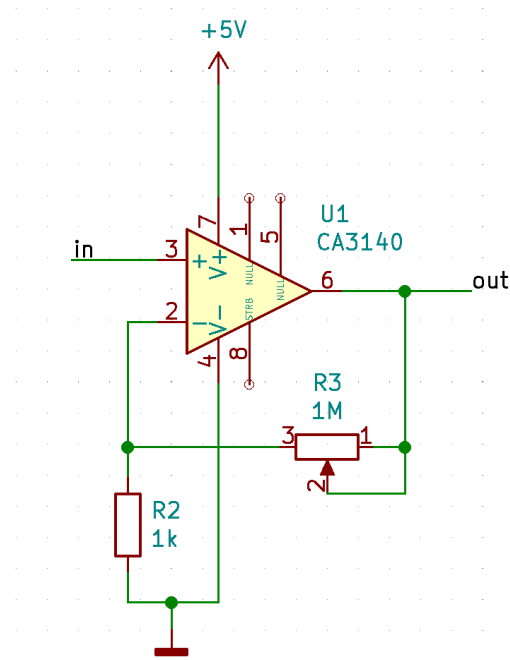
$$A = \frac{U_o}{U_i} = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (5.2)$$

kde: U_o ... velikost výstupního napětí

U_i ... velikost vstupního napětí

R_2 ; R_3 ... hodnoty rezistorů ve zpětné vazbě

Jako hodnota zesílení byla použita nejvyšší možná tj. $A = 1000$. Hodnota zesílení byla zvolena s ohledem na šířku pásma, ve které bude zesilovač při tomto zesílení ještě fungovat. Rezistor R_3 bude implementován v přípravku jako potenciometr, pro umožnění nastavení zesílení.



Obr. 8 Vstupní zesilovač

5.4 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:

$$n \geq \frac{\operatorname{arccosh} \sqrt{\frac{10^{0,1 \cdot A_s} - 1}{10^{0,1 \cdot A_c} - 1}}}{\operatorname{arccosh}(k)} \quad DP: k = \frac{f_s}{f_c} \quad HP: k = \frac{f_c}{f_s} \quad (5.3)$$

kde: A_s ... hodnota zvlnění
 A_c ... hodnota potlačení
 k ... činitel selektivity
 f_s ... frekvence potlačení
 f_c ... 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.

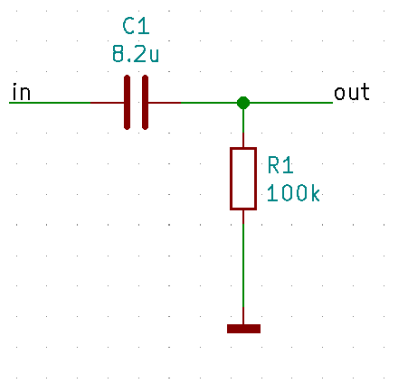
Tab. 1 Přehled vypočítaných vlastností filtrů

	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.

5.4.1 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. 9 Vstupní filtr - horní propust

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 .

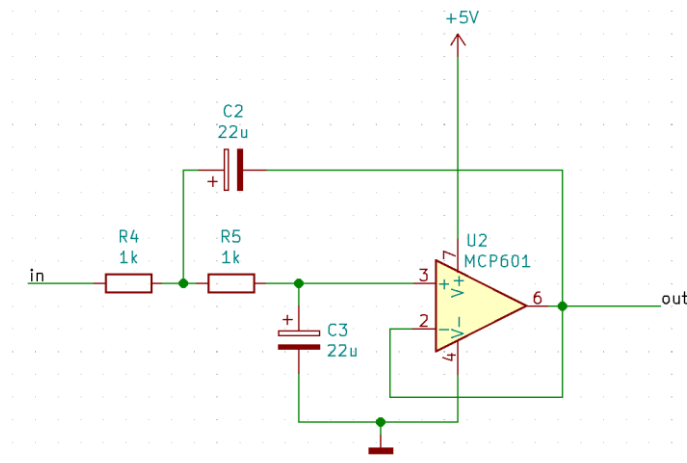
Kapacitu kondenzátoru jsem stanovil pomocí rovnice:

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot f_m \cdot R} = \frac{1}{2\pi \cdot 0,2\text{Hz} \cdot 1 \cdot 10^5 \Omega} = 7,96 \mu\text{F} \quad (5.4)$$

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

5.4.2 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. 10 Filtr - dolní propust

Mezní frekvencí pro toto zapojení spočítáme pomocí:

$$f_m = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_4 R_5 C_2 C_3}} \quad (5.5)$$

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

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5.6)$$

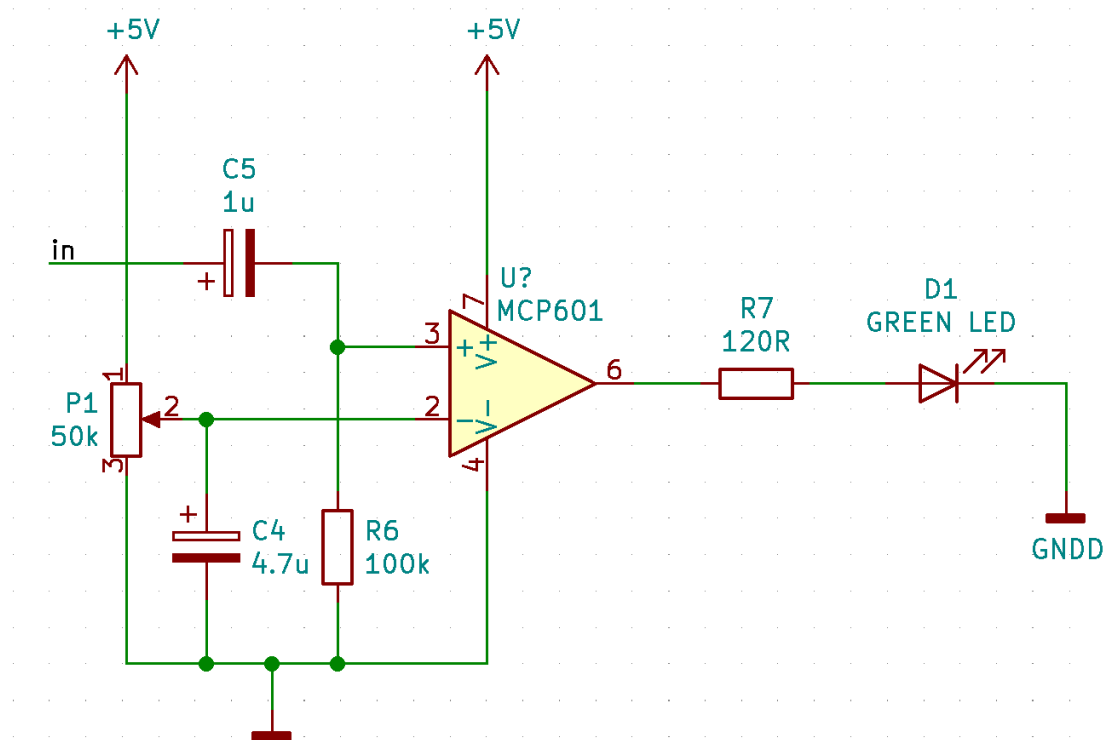
Znovu jsem zvolil hodnotu rezistoru tak, aby velikost kapacity nebyla moc velká. Proto zvolená hodnota rezistoru je 1 k Ω .

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

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

5.5 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. 11 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.

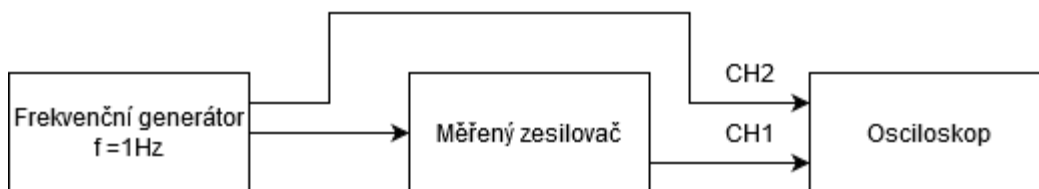
6. PROMĚŘENÍ ČINNOSTI LABORATORNÍHO PŘÍPRAVKU

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.

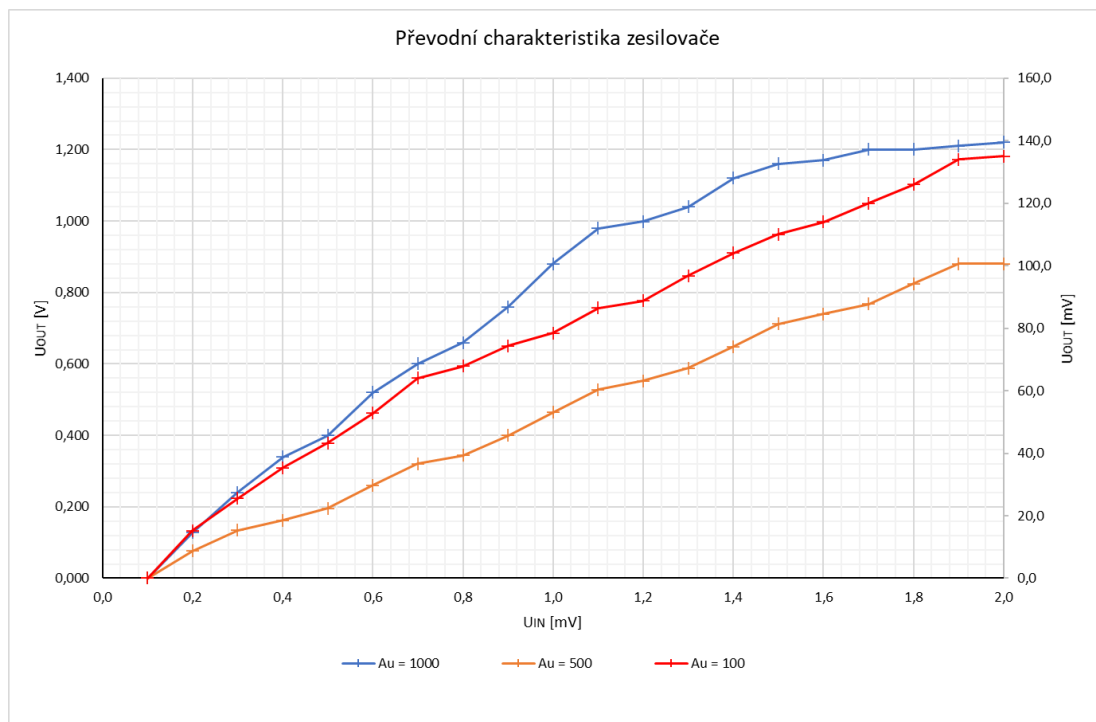
6.1.1 Převodní charakteristika zesilovače

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 linearit y 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 linearit y, 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 linearit y. Výsledky měření udává graf. 1. a tab. 2.



Obr. 12 Blokové schéma měření převodní char. zesilovače



Obr. 13 Graf převodní char. zesilovače

Tab. 2 Naměřené hodnoty 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

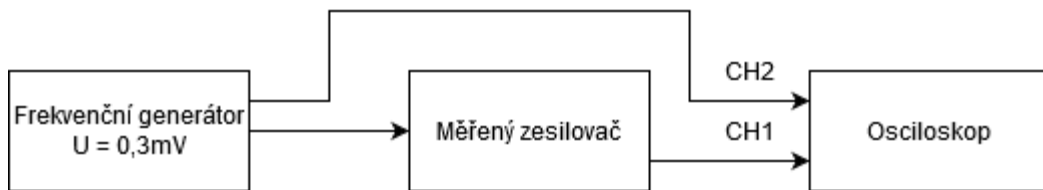
6.1.2 Frekvenční charakteristika zesilovače

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.

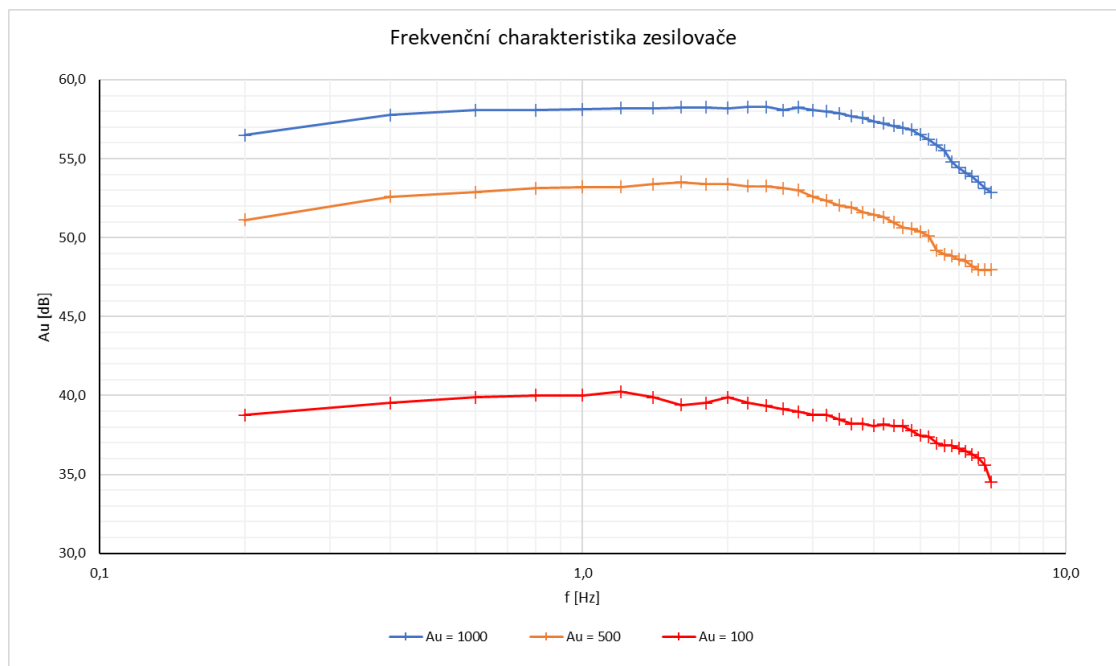
Výstupní napětí jsem nastavil na $0,3 \text{ mV}$, to aby bylo v pásmu linearity zesilovače. Na jednom kanálu osciloskopu, jsem kontroloval vstupní amplitudu do zesilovače, a na druhém jsem měřil výstupní napětí.

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 blížíící 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. 14 Blokové schéma měření frekvenční char. zesilovače



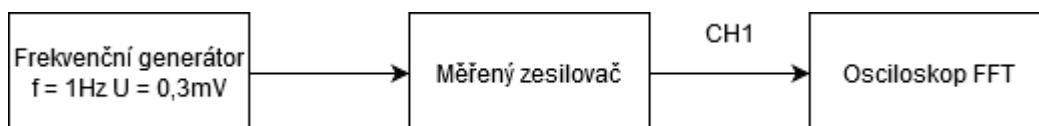
Obr. 15 Graf frekvenční char. zesilovače

Tab. 3 Naměřené hodnoty 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						

6.1.3 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. 3.



Obr. 16 Blokové schéma měření THD

Tab. 4 Naměřené hodnoty THD

Au	Řád harmonické						THD
[-]	1	3	5	7	9	11	[%]
1000	102,8	10,26	4,8	2,25	2,53	2	11,7
500	59,47	4,8	2,4	1,98	2,9	2,2	11,4
100	15,1	1,2	0,69	0,52	0,33	0,35	10,3

Výpočet THD jsem prováděl podle rovnice:

$$THD = \frac{\sqrt{\sum_{n=2}^{\infty} U_n^2}}{U_{fund}} \quad (6.1)$$

kde: U_{fund} ... napětí 1. harmonické

U_n ... 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 2 je vyobrazen vliv integračního a derivačního článku 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.

7. ZÁVĚR

V semestrální 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 strojích.

8. 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/ecgfm.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.ucebnice-ekg.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/LM3343-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. 1. [cit. 2020-12-12]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG#QRS_komplex

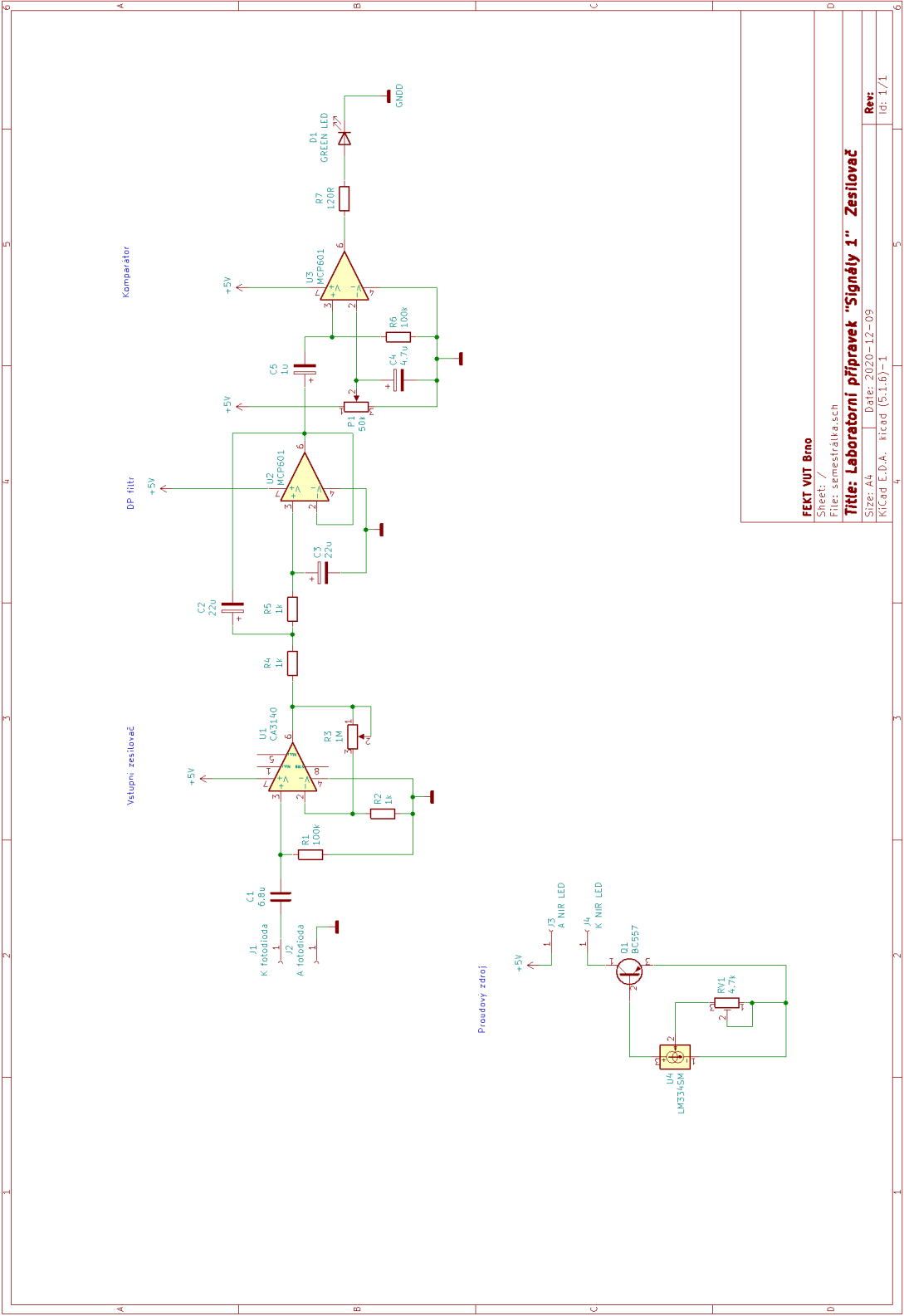
- [13] KALRA, Anubha, Andrew LOWE a Ahmed AL-JUMAILY. Critical review of electrocardiography measurement systems and technology. *Measurement Science and Technology* [online]. 2019, **30**(1) [cit. 2020-12-12]. ISSN 0957-0233. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6501/aaf2b7
- [14] Smartphone-Based Photoplethysmogram 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/nemocilecba/ekg-krivka-infarkt-myokardu-fibrilace-flutter-cor-pulmonale>.

Seznam příloh

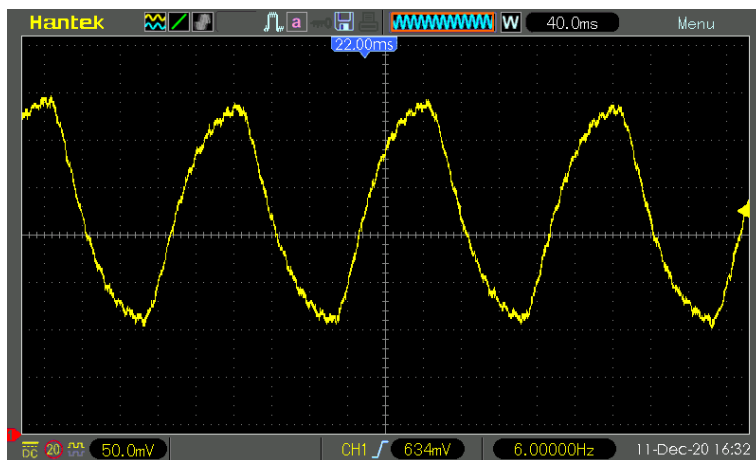
Příloha 1: Schéma zapojení zesilovače

Příloha 2: Obrázky vlivu zesilovače na signál

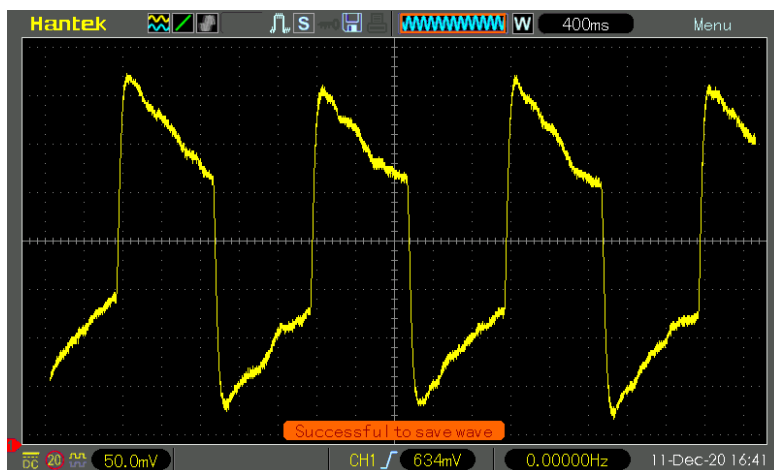
Příloha 1



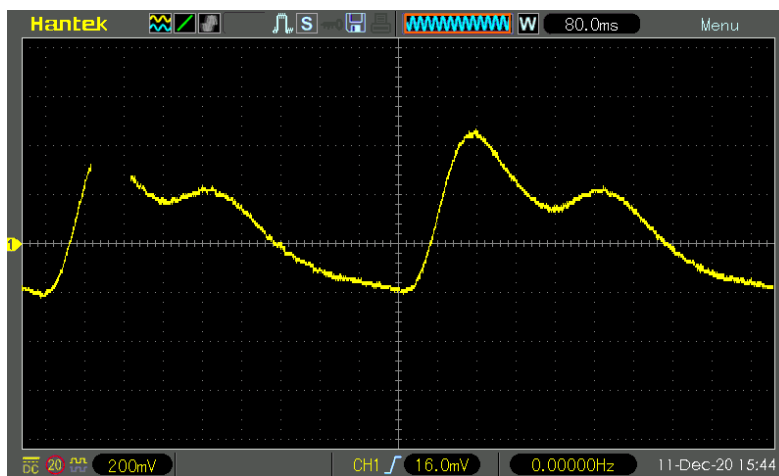
Příloha 2



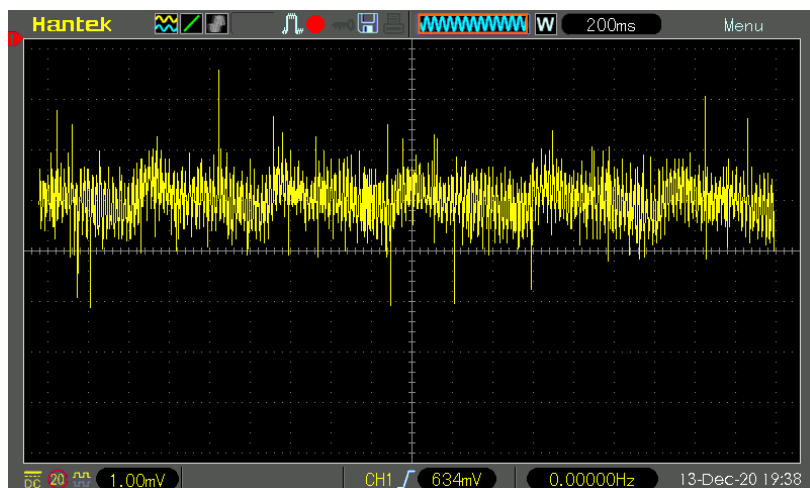
Obr. 17 Vliv integračního članku na signál $f=5\text{Hz}$



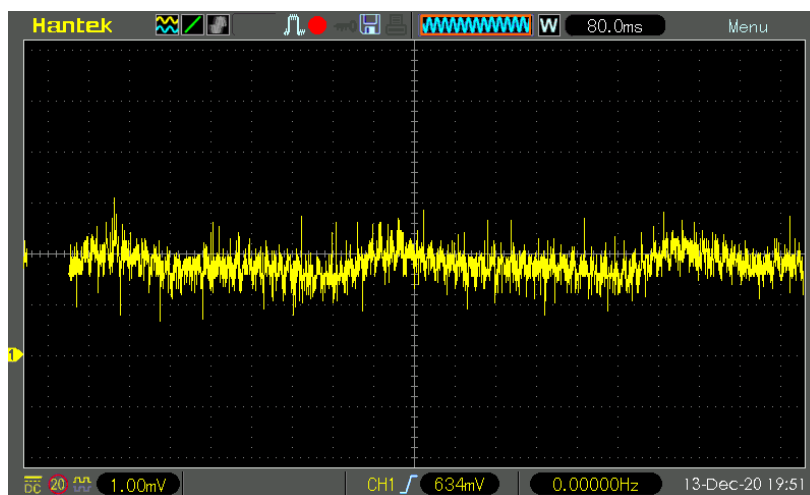
Obr. 18 Vliv derivačního članku na signál $f=0,5\text{Hz}$



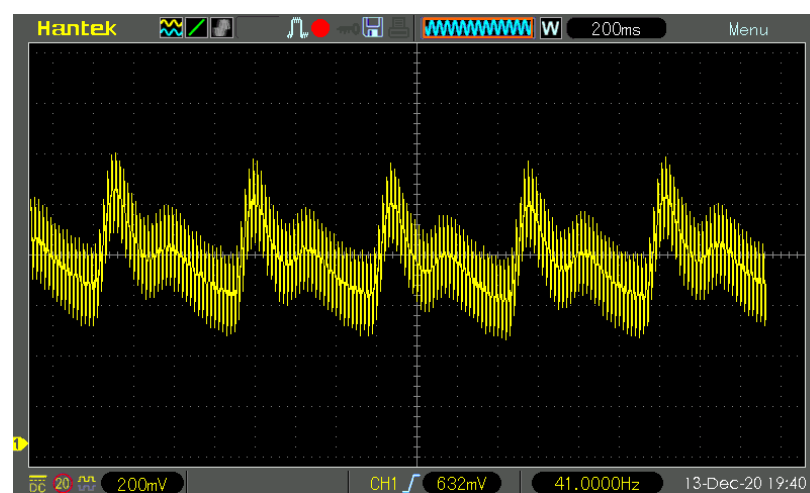
Obr. 19 Výstupní PPG signál z laboratorního přípravku



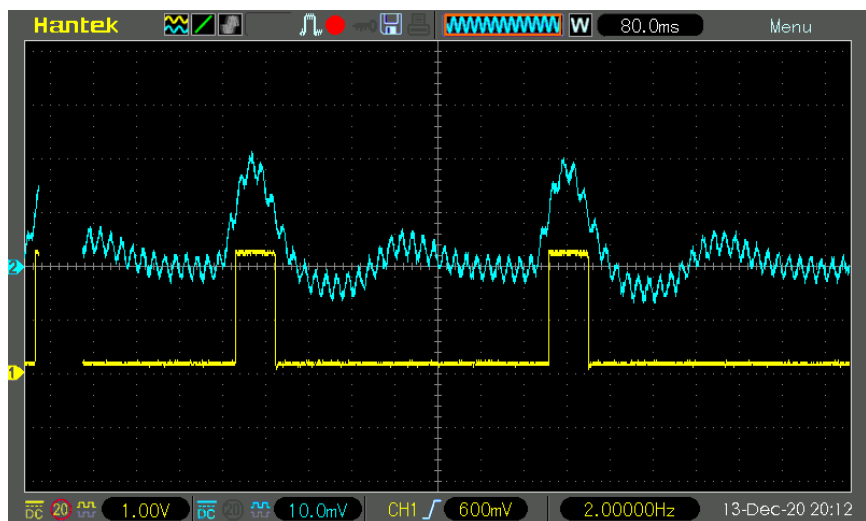
Obr. 20 Signál na vstupu filtru HP



Obr. 22 Signál na vstupu zesilovače



Obr. 21 Signál na výstupu zesilovače



Obr. 23 Napětí na komparátoru modrá -vstup, žlutá - výstup