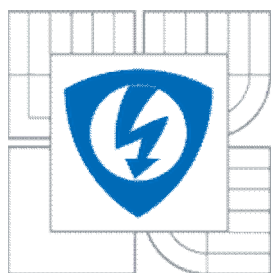


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KARDIOTACHOMETR

CARDIOTACHOMETER

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

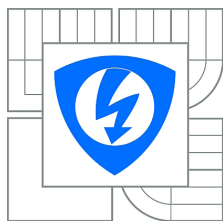
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. KAMIL MÁČA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. MILAN CHMELAŘ, CSC.

BRNO 2010



VYSOKÉ UCENÍ
TECHNICKÉ V BRNE

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Kamil Máca
Ročník: 2

ID: 83437
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Kardiotachometr

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Rozeberte možnosti snímání tepové frekvence. Na základě tohoto rozboru zvolte vhodnou metodu pro její snímání. Navrhněte bateriově napájený kardiotachometr s těmito parametry:

1. Rozsah měření tepových frekvencí 30 - 240 tepu/min
2. Zobrazení údaje na displeji (bez desetinného místa)
3. Přístroj musí být vybaven signalizací vybité baterie

V diplomní práci musí být rozbor zadání, návrh obvodu, elektrické schéma a rozpiska součástek.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Trojan S. a kol.: Lékařská fyziologie, GRADA 2004

[2] <http://focus.tij.co.jp/jp/lit/an/sl280a/sl280a.pdf>: Heart-Rate and EKG Monitor Using the MSP430FG439

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PŘÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Kamil Máca
Bytem: H.Kvapilové 10, Jihlava, 586 01
Narozen/a (datum a místo): 30. dubna 1985 v Jihlavě

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Kardi tachometr
Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing Milan Chmelař, CSc.
Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 21. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá možnostmi měření tepové frekvence. V práci je popsáno několik metod měření tepové frekvence. Cílem práce je navrhnout bateriově napájený kardi tachometr s rozsahem 30-240 tepů/min a signalizací vybité baterie. Kardi tachometr využívá k měření tepové frekvence detektor R vlny. Práce se zabývá návrhem blokového schématu, obvodového zapojení, plošného spoje a výpočtem součástek kardi tachometru.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, kardi tachometr, tepová frekvence, detektor R vlny, přístrojový zesilovač

ABSTRACT

This masters thesis describes possibilities of a heart rate measuring. Several methods of measuring will be discussed. The primary objective of this paper is to design battery powered cardi tachometr with a range of 30-240 beats/min and a low battery indication. Cardi tachometer uses the R waves detector to measure heart rate. This thesis is focused on creation of the block diagram, electrical circuit, printed circuit and calculation of electronic device used in cardi tachometers.

KEYWORDS

Electrocardiography, cardi tachometer, heart rate, R-wave detector, instrumentation amplifier

Bibliografická citace práce:

MÁČA, K. *Kardiotachometr: diplomová práce* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 59 s, 7 příl. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelář, CSc.

PROHLÁŠENÍ

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

V Brně dne 21. května 2010

.....
(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc.Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 21. května 2010

.....
(podpis autora)

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ
SEZNAM TABULEK.....
1 ÚVOD.....	1
2.1 ANATOMIE SRDCE	2
2.2 PŘEVODNÍ SYSTÉM	3
3 ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	4
3.1 SVODOVÉ SYSTÉMY	4
3.2 POPIS EKG KŘIVKY	6
3.3 STABILITA TEPOVÉ FREKVENCE	8
3.4 ARYTMIE	8
3.4.1 <i>Bradykardie (náhradní rytmy)</i>	9
3.4.2 <i>Extrasystoly</i>	9
3.4.3 <i>Tachykardie</i>	9
3.4.4 <i>Fibrilace</i>	10
3.5 ELEKTRODY EKG.....	10
3.5.1 <i>Elektrické napětí elektrody</i>	11
3.5.2 <i>Impedance elektrod</i>	11
3.5.3 <i>Rozhraní elektroda – kůže a pohybové artefakty</i>	12
3.6 ZESILOVAČE BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ.....	13
3.6.1 <i>Diferenční zesilovač</i>	14
3.6.2 <i>Izolační zesilovače</i>	15
3.6.3 <i>Přechodový odpor</i>	15
3.6.4 <i>Stejnosměrná složka</i>	15
3.6.5 <i>DRL obvod</i>	16
4 MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE.....	17
4.1 FOTOELEKTRICKÁ PLETYSMOGRAFIE.....	17
4.2 KAPACITNÍ PLETYSMOGRAFIE	18
4.3 IMPEDANČNÍ PLETYSMOGRAFIE.....	18
4.4 PEŇÁZOVÁ METODA – SNÍMAČ PULSOVÉ VLNY	19
4.5 DETEKTOR R VLNY	19
4.6 FONOKARDIOGRAFIE	20
5 NÁVRH BLOKOVÉHO SCHÉMATU KARDIOTACHOMETRU.....	22
6 NÁVRH ZAPOJENÍ A VÝPOČET SOUČÁSTEK KARDIOTACHOMETRU.....	24
6.1 NAPÁJENÍ.....	24
6.1.1 <i>Energetická rozvaha</i>	24
6.1.2 <i>Nábojová pumpa</i>	24
6.1.3 <i>Stabilizátor s nízkým úbytkem napětí</i>	25
6.1.5 <i>Baterie</i>	27
6.1.6 <i>Výpočet</i>	28
6.2 FILTR HORNÍ PROPUST	30
6.3 OCHRANNÝ OBVOD	31
6.3.1 <i>Druhy rušení</i>	32
6.3.1 <i>Druhy ochran</i>	32
6.4 DIFERENČNÍ ZESILOVAČ.....	35
6.5 ZESILOVAČ S AUTOMATICKÝM NASTAVENÍM CITLIVOSTI.....	36
6.6 FILTR PÁSMOVÁ PROPUST	39
6.6.1 <i>Pásmová propust s dvojitým T-článkem</i>	39
6.6.2 <i>Filtr typu pásmová propust</i>	41

6.6.3 Pásmová propust pro QRS komplex 13 -23 Hz.....	43
6.7 USMĚRŇOVAČ.....	46
6.8 KVADRÁTOR.....	47
6.9 KOMPARÁTOR.....	49
6.10 MKO S ČASOVAČEM 555.....	50
6.11 ZPRACOVÁNÍ A ZOBRAZENÍ.....	53
6.11.1 Zobrazení TF milivoltmetrem HD-3128.....	53
6.11.2 Mikrokontroler Atmega8.....	54
6.11.3 Zobrazení.....	58
7 ZÁVĚR.....	59
8 LITERATURA.....	60
9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	63
10 SEZNAM PŘÍLOH.....	64

Seznam obrázků

OBR. 1 PRŮŘEZ SRDCEM, PŘEVZATO Z [9]	2
OBR. 2 SCHÉMATICKÉ ZNÁZORNĚNÍ SRDEČNÍ PŘEVODNÍ SOUSTAVY	3
OBR. 3 EINTHOVENUV TROJÚHELNÍK, PŘEVZATO Z [12].....	5
OBR. 4 ROZMÍSTĚNÍ ELEKTROD, PŘEVZATO Z [11]	6
OBR. 5 EKG KŘIVKA, PŘEVZATO Z [13]	7
OBR. 6 PŘÍKLAD SINUSOVÉHO RYTMU(OBR.NAHOŘE) A FIBRILACE SÍNÍ VE SVODU V1, PŘEVZATO Z [3].....	10
OBR. 7 ELEKTRICKÁ DVOJVSTVA A MEZI ROZTOKEM A ELEKTRODOU, PŘEVZATO Z [5]..	11
OBR. 8 NÁHRADNÍ OBVOD ROZHRANÍ ELEKTRODA - KŮŽE	12
OBR. 9 POHYBOVÝ ARTEFAKT V EKG SIGNÁLU, PŘEVZATO Z [14].....	13
OBR. 10 PRINCIP ČINNOSTI DIFERENČNÍHO ZESILOVAČE, PŘEVZATO [5]	14
OBR. 11 PRINCIPIÁLNÍ SCHÉMA IZOLAČNÍHO ZESILOVAČE, PŘEVZATO Z [5]	15
OBR. 12 OBVOD DRL, PŘEVZATO Z [8]	16
OBR. 13 PRŮSVITOVÝ (VLEVO) A ODRAZOVÝ FOTOPLETYSMOGRAF.....	18
OBR. 14 KAPACITNÍ PLETYSMOGRAF	18
OBR. 15 PEŇÁZOVA METODA, PŘEVZATO Z [4].....	19
OBR. 16 VZÁJEMNÝ VZTAH MEZI EKG, TLAKEM KRVE A SRDEČNÍMI OZVAMI[1].....	20
OBR. 17 BLOKOVÉ. SCHÉMA KARDIOTACHOMETRU.....	22
OBR. 18 NÁBOJOVÁ PUMPA ICL7660, PŘEVZATO Z [16]	25
OBR. 19: ELEKTRICKÉ SCHÉMA ZAPOJENÍ STABILIZÁTORU LE50ABZ, PŘEVZATO Z [18]....	26
OBR. 20 ZÁVISLOST VÝST. IOUT NA ÚBYTKU NAPĚTÍ STABILIZÁTORU,, PŘEVZATO Z [18]..	26
OBR. 21 ELEKTRICKÉ SCHÉMA BATERIOVÉHO ZDROJE	27
OBR. 22 VYBÍJECÍ CHARAKTERISTIKA BATERIE, PŘEVZATO Z [19]	28
OBR. 23 FILTR HORNÍ PROPUST	30
OBR. 24 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA.....	30
OBR. 25 UPÍNACÍ OBVOD, PŘEVZATO Z [22]	32
OBR. 26 OCHRANA POMOCÍ TRANSILŮ.....	33
.OBR. 27 OCHRANA ANTIPARALELNÍM ZAPOJENÍM DIOD.....	33
OBR. 28 OCHRANNÝ OBVOD S RC ČLÁNKEM ZESILOVAČE AD623, PŘEVZATO Z [24]	34
OBR. 29 ZAPOJENÍ DIFERENČNÍHO ZESILOVAČE, PŘEVZATO Z [15].....	35
OBR. 30 OBVOD INA333, PŘEVZATO Z [8].....	35
OBR. 31 ZESILOVAČ AD623 – KONEKTORY, PŘEVZATO Z [24].....	36
OBR. 32 BLOKOVÉ SCHÉMA ZESILOVAČE S AUTOMATICKÝM NASTAVENÍM CITLIVOSTI.	37
OBR. 33 ZAPOJENÍ ZESILOVAČE S AUTOMATICKÝM NASTAVENÍM CITLIVOSTI	37
OBR. 34 CHARAKTERISTIKY OPTOČLENU VTL5C3, PŘEVZATO Z [25]	38
OBR. 35 FILTR S T-ČLÁNKEM.....	39

OBR. 36 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA FILTRU S T-ČLÁNKEM.....	40
OBR. 37 FILTR – ZÁKLADNÍ ZAPOJENÍ, PŘEVZATO Z [26]	41
OBR. 38 FILTR NAVRŽENÝ PROGRAMEM FILTERPRO.....	42
OBR. 39 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA FILTRU 1.....	42
OBR. 40 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA FILTRU 2.....	43
OBR. 41 FILTR PRO QRS KOMPLEXY, PŘEVZATO Z [1].....	44
OBR. 42 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKA.....	44
OBR. 43 FREKVENČNÍ CHARAKTERISTIKY FILTRŮ	45
OBR. 44 PROSTŘEDÍ PROGRAMU FILTERPRO	45
OBR. 45 DVOUCESTNÝ USMĚRŇOVAČ, PŘEVZATO Z [27]	46
OBR. 46 NAHOŘE – USMĚRNĚNÝ SIGNÁL, DOLE – VSTUPNÍ SIGNÁL	47
OBR. 47 ZAPOJENÍ KVADRÁTORU	48
OBR. 48 VSTUPNĚ VÝSTUPNÍ CHARAKTERISTIKY, SIMULACE V PROGRAMU PSPICE	48
OBR. 49 KOMPARÁTOR S HYSTEREZÍ.....	49
OBR. 50 ODEZVA KOMPARÁTORU NA HARMONICKÝ SIGNÁL	50
OBR. 51 ČASOVAČ 555, PŘEVZATO Z [29].....	50
OBR. 52 RR INTERVAL PŘI 30 TEP/MIN	51
OBR. 53 RR INTERVAL PŘI 240 TEP/MIN	52
OBR. 54 MKO	52
OBR. 55 MILIVOLTMETR HD-3128, PŘEVZATO Z [30].....	53
OBR. 56 ZAPOJENÍ PINŮ, PŘEVZATO Z [31].....	54
OBR. 57 AVR STUDIO	56
OBR. 58 ZAPOJENÍ ATMEGA8.....	57

Seznam tabulek

TAB. 6.1: ODBĚR SOUČÁSTEK	24
TAB. 6.2: VELIKOST RG V ZÁVISLOSTI NA ZESÍLENÍ G, PŘEVZATO Z [24]	36
TAB. 6.3: ZAPOJENÍ DISPLEJE, PŘEVZATO Z [33]	58

1 Úvod

Diplomová práce se zabývá možnostmi měření tepové frekvence. Cílem práce je rozebrat možnosti měření tepové frekvence, na základě tohoto rozboru vybrat jednu z metod a navrhnout bateriově napájený kardi tachometr s rozsahem měřených tepových frekvencí 30 – 240 tepů/min, zobrazením údaje na displeji a signalizací vybité baterie.

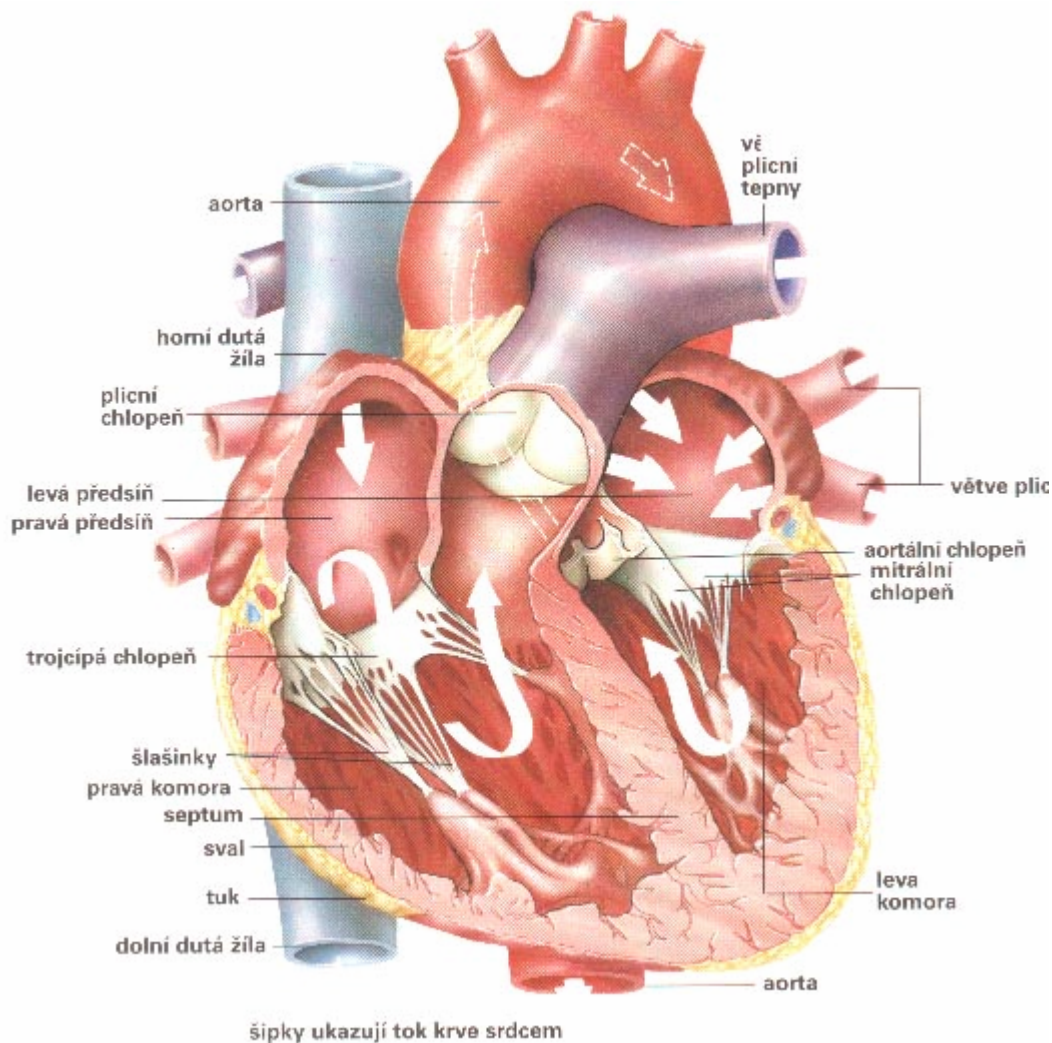
Tepová frekvence patří mezi základní diagnostické údaje a je ukazatelem při posuzování stavu organismu v klidu nebo při zátěži. Úvod práce se věnuje srdci z anatomického hlediska a jsou rozebrány děje vznikající během srdečního cyklu. Popsána je také EKG křivka a některé poruchy srdečního rytmu jako např. extrasystoly, tachykardie a fibrilace. Tepovou frekvenci lze získat měřením různých veličin vznikajících při srdeční činnosti. V práci jsou uvedeny různé metody měření tepové frekvence a jedna je vybrána pro návrh kardi tachometru.

Nejrozsáhlejší kapitola se bude věnovat samotnému návrhu přístroje. Nejprve bude navrženo blokové schéma kardi tachometru, popsána funkce a základní požadavky na jednotlivé bloky. Další kapitoly se zaměří na rozbor jednotlivých bloků kardi tachometru, výběr vhodného zapojení, výpočet a výběr součástek a pokud to bude možné, tak i simulace. Výstupem práce bude elektrické schéma, rozpiska součástek a návrh plošného spoje.

2 Anatomický úvod

2.1 Anatomie srdce

Srdce je uloženo v hrudní dutině, mezi levou a pravou plicí. Zadní stěna se dotýká jícnu, dolní leží na bránici a hrot srdeční směřuje asi dva centimetry pod levou prsní bradavku. Velikost srdce dospělého člověka je přibližně 13cm na výšku a 8 cm na šířku, váha se u mužů pohybuje v rozmezí 280 – 340 gramů a u žen 230 – 280 gramů. Tepová frekvence udává počet srdečních stahů v jednotce tepy za minutu. U dospělého člověka se v klidu pohybuje kolem 70 tepů za minutu, ale například u vrcholových sportovců se může pohybovat kolem 40 tepů za minutu i méně. Je-li hodnota vyšší jak 100 tepů za minutu mluví se o tachykardii a při hodnotě nižší jak 60 tepů za minutu se jedná o bradykardie. V klidu komora do oběhu vypudí kolem 70 ml krve, při tepové frekvenci 70 tepů za minutu je minutový objem přečerpávané krve kolem 5 litrů. Srdce se za den stáhne asi 100 000 krát a přečerpá v klidu 5 – 7 000 litrů krve. Při zátěži to může být až pět krát více.



Obr. 1 Průřez srdcem, převzato z [9]

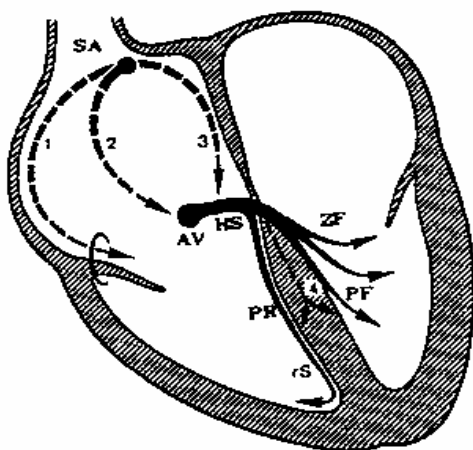
Srdce je dutý rytmicky se stahující sval, který je tvořen příčně pruhovanou svalovinou srdeční, která se nazývá myokard. Vnitřní výstelku srdce tvoří nitroblána (endokard). Povrch srdce kryje povrchová blána (epikard), která přechází podél cév směřujících do srdce v zevní obal srdce osrdečník (perikard). Epikard a perikard vytvářejí uzavřený prostor s malým množstvím tekutiny usnadňující pohyb srdce. Srdce se skládá ze čtyř dutin, dvou síní (atria) a dvou komor (ventriculí). Pravá síň a pravá komora tvoří takzvané pravé srdce, které je oddělené síňovou a komorovou přepážkou od levého srdce. To tvoří levá síň a levá komora. Srdce pumpuje krev do krevního oběhu. Z těla přitéká odkysličená krev dutými žilami do pravé síně a okysličená krev z plic čtyřmi plicními žilami do levé síně. Když klesne tlak krve v komorách pod hodnotu tlaku v síních, otevírají se cípate chlopně a krev se plní i komory. V systole se nejprve stáhnou síně a všechna krev se z nich vytlačí do komor. Pak následuje stah komor, kde dojde k rychlému vzrůstu tlaku. Když tlak v levé komoře překročí tlak v aortě otevře se poloměsíčitá chlopeň a krev proudí do velkého tělního oběhu. Poloměsíčité chlopně brání k zpětnému toku krve do komor. Elasticita velkých tepen udržuje v oběhu tlak a žene krev dál i po skončení systoly.

2.2 Převodní systém

Převodní srdeční systém má za úkol tvorbu a převod impulzů , které vyvolávají kontrakci srdečního svalu.

Převodní srdeční soustavu tvoří (obr. 2):

- sinoatriální uzel (SA uzel)
- internodální síňové spoje
- atrioventrikulární uzel (AV uzel)
- Hisův svazek (HS)
- pravé a levé raménko Tawarovo
- Purkyňova vlákna



Obr. 2 Schématické znázornění srdeční převodní soustavy
SA-sinoatriální uzel; AV-atrioventrikulární uzel; HS Hisův svazek; PR-pravé raménko
Tawarovo;převzato z [10]

Vzruch vzniká normálně ve shluku buněk – sinoatriálním uzlu, který se nachází v horní části pravé srdeční síně. SA uzel je primární pacemaker, protože má vyšší frekvenci než ostatní "potenciální pacemakery" (AV uzel, komory) a určuje sinusový srdeční rytmus. Dále se elektrický vzruch šíří svalovinou síní do síňokomorového uzlu (AV uzel), který se nachází v dolní části přepážky mezi síněmi. Ten dokáže spontánně tvořit elektrické vzruchy, ale s menší frekvencí než SA uzel a proto se jeho automatická činnost neprojevuje. AV uzel slouží ke zpomalení signálu asi o 0,1s a převodu signálu pomocí Hissova svazku na podráždění komor. Dolní část AV uzlu tedy přechází v Hisův svazek, který je jediným elektrickým spojením síní a komor vzhledem k vazivovému skeletu mezi síněmi a komorami. V mezikomorové přepážce přechází Hisův svazek v pravé a levé Tawarovo raménko směřující do odpovídající svaloviny komor. Levé Tawarovo raménko dělí na silnější zadní a slabší přední větev a aktivují příslušnou část srdečních komor. Dále se vzruch šíří svalovinou komor a způsobuje jejich koordinovaný stah. Proto srdce pracuje jako systém dvou paralelních čerpadel. Vzruch se šíří z Hissova svazku ke svalovině komor asi 0,03 až 0,04s[3],[10].

3 Elektrokardiografie

Kardiotachometr, který je úkolem navrhnout využívá pro měření tepové frekvence signál snímáný elektrodami z povrchu těla, proto se následující kapitola bude věnovat EKG signálu, jeho vlastnostem, snímání a zpracování.

Funkční diagnostika srdce patří k základním vyšetřením zdravotního stavu pacientů. Využití EKG slouží např. k diagnostice poruch srdečního rytmu (arytmií), tachykardie, brachykardie, aktivace komor mimo pravidelný srdeční rytmus (extrasystol). EKG je také významnou diagnostickou metodou u ischemické choroby srdeční a její nejzávažnější formy – infarktu.

Postup elektrického vzruchu srdeční tkání vyvolá časově proměnné elektromagnetické pole v okolí srdečního svalu. Grafický záznam časové závislosti rozdílů elektrických potenciálů snímáných elektrodami rozmístěnými na povrchu těla se nazývá elektrokardiogram (EKG). Elektrokardiogram poskytuje informace o elektrických procesech probíhajících v srdečním svaly. Výstupem je soubor EKG křivek, které se zaznamenávají na teplocitlivý nebo normální papír anebo se zobrazují na monitoru. Snímací elektrody se používají končetinové klešťové a hrudní, které mohou být přísavné nebo jednorázové nalepovací. Umístění elektrod je normalizováno. Porucha tvorby a vedení vzruchu se projeví na mechanické činnosti srdce i změnou tvaru elektrického signálu. Pro hodnocení EKG křivek existuje rozsáhlý slovník průběhů s příslušnými diagnostickými výroky získanými na základě dlouholetých výzkumů.

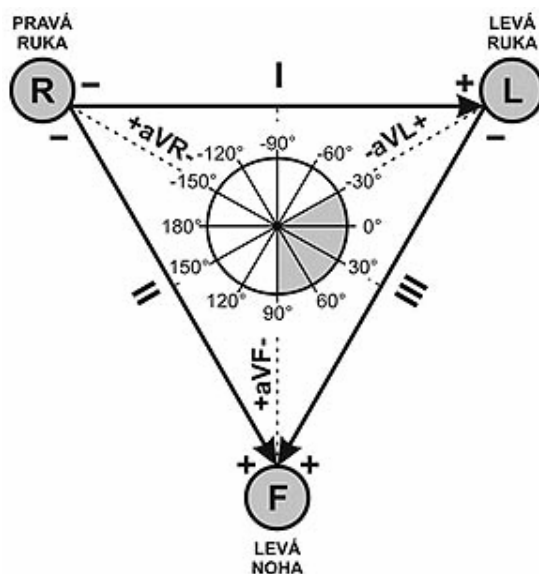
3.1 Svodové systémy

Pro získání co nejužitečnější informace o elektrických projevech srdce musí být definován vhodný způsob rozmístění snímacích elektrod. Při snímání elektrické aktivity srdce se nejvíce používá standardní dvanáctisvodový systém, který zpracovává a vyhodnocuje signály ze čtyř končetinových a šesti hrudních elektrod. K měření EKG se mohou použít také

nestandardní svody. Jsou to například prstové svody, kdy je signál měřen mezi jednotlivými prsty na ruce. Existují i jícnové svody u kterých jsou elektrody umístěny v jícnu blízko srdečnímu svalu pomocí speciálních elektrod. K nejvíce používaným patří bipolární končetinové svody dle Einthovena, které jsou označovány I, II, III, semiunipolární svody dle

Goldbergera, označované symboly aVR, aVL, aVF a unipolární svody hrudní dle Wilsona, které jsou označovány symboly V1, V2, V3, V4, V5, V6.

U bipolárních končetinových svodů je signál snímán vždy ze dvou elektrod umístěných na končetinách. Svod I zesiluje napěťový rozdíl mezi horními končetinami, svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou a svod III pak zesiluje rozdíl napětí mezi levou horní a dolní končetinou a platí vztahy: $I+II=III$ a $II+III=I$ a $I+III=II$



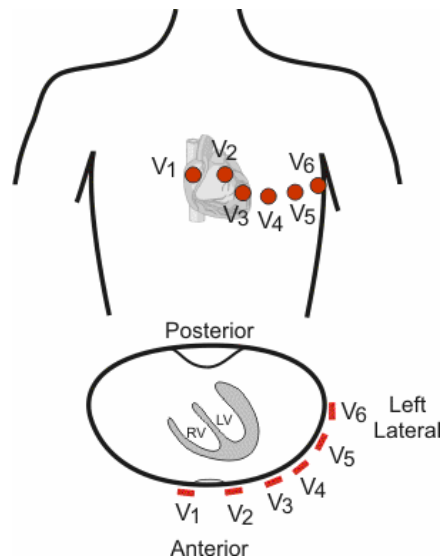
Obr. 3 Einthovenův trojúhelník, převzato z [12]

Semiunipolární Goldbergovy svody registrují rozdíl potenciálů mezi končetinovou elektrodou a průměrem zbylých dvou elektrod (jejich spojení do uzlu přes rezistory).

Unipolární hrudní svody V1, V2, V3, V4, V5, V6 podle Wilsona představují napětí mezi elektrodami umístěnými na hrudníku vůči Wilsonově svorce, která je vedena na invertující vstup diferenciálního zesilovače. Na rozdíl od končetinových svodů, které sledují elektrickou aktivitu srdce v frontální rovině, unipolární svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Dohromady dávají prostorovou představu o elektrickém poli srdce.

Pro polohu jednotlivých elektrod platí:

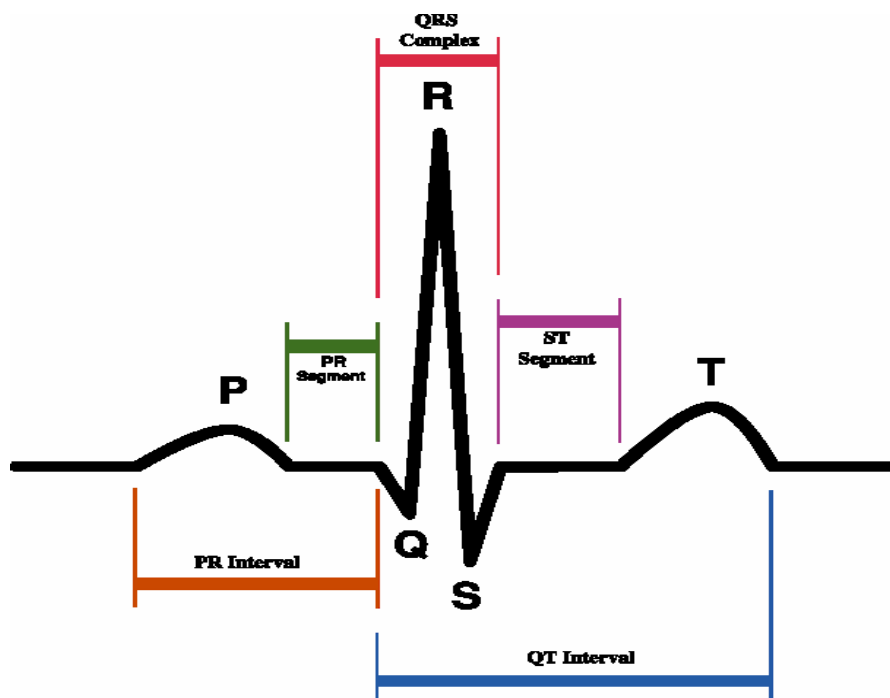
- V1 - 4. mezižebří těsně vpravo u hrudní kosti
- V2 - 4. mezižebří těsně vlevo u hrudní kosti
- V3 - uprostřed mezi V2 a V4
- V4 - 5. mezižebří v čáře medioklavikulární vlevo
- V5 - mezi V4 a V6
- V6 - ve stejné výši jako V4 ve střední axilární čáře vlevo



Obr. 4 Rozmístění elektrod, převzato z [11]

3.2 Popis EKG křivky

U EKG křivky se popisují vlny (P, T) a kmity (Q, R, S). Vlny jsou oblé a kmity strmé. Při posuzování EKG křivky se zajímáme o rytmus a jeho pravidelnost, frekvenci, sklon srdeční osy, vlnu P, segment PQ, komorový komplex QRS, segment ST a vlnu T. Na základě standardizace rychlosti posuvu záznamu, který je 25 nebo 50 mm s^{-1} ve všech svodech, se popisují a tvarové změny uvedených částí EKG záznamu. Izoelektrická rovina je vodorovná čára, kterou zapisuje elektrokardiograf běžící naprázdno. Podle toho jestli QRS komplex leží převážně nad izoelektrickou rovinou nebo pod izoelektrickou rovinou, označuje se buď jako pozitivní nebo jako negativní. První negativní výchylka u QRS komplexu se označuje jako Q vlnu, první pozitivní výchylka jako R kmit, první negativní kmit za R kmitem je kmit S. Případné další výchylky se apostrofují. Například další pozitivní kmit za kmitem S je kmit R', další negativní kmit za kmitem R' je kmit S' atd.



Obr. 5 EKG křivka, převzato z [13]

P –vlna Je důsledkem činnosti sinoatriálního uzlíku a je projevem elektrické depolarizaci síní. Normální P- vlna má tvar od pozitivního oblouku po ostřejší špičku. Amplituda se pohybuje od 0 do 0,3mV a doba trvání je do 100ms.

P-R segment Jde o dobu od počátku depolarizací síní do počátku depolarizací komor. Normální doba trvání P-R intervalu je od 120 do 200 ms a mění se s věkem a tepovou frekvencí.

Q- vlna Je první negativní výchylka, která předchází R-vlně. Není to standardní výchylka, ale mluvíme o ní, když QRS komplex začíná negativním kmitem. Běžně se u zdravých osob vyskytuje ve svodech V5 a V6. Normální velikost amplitudy Q-vlny je 0 až 25% vlny R s dobou trvání menší než 30ms.

R- vlna Je to pozitivní výchylka následující po vlně Q a udává postup vzruchové vlny napříč stěnou srdečních komor. Amplituda může dosahovat až několik mV a je závislá na místě snímání. Normální doba trvání do 100 ms.

S-vlna Je negativní výchylka po R vlně. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0.8 mV a dobu trvání do 50 ms, není standardní a může chybět.

QRS komplex QRS komplex je trojúhelníkový kmit s normální dobou trvání od 50 do 110ms. Reprezentuje depolarizaci svaloviny komor.

S-T segment Jedná se o dobu od konce QRS komplexu po začátek T vlny, tedy dobu mezi depolarizací a repolarizací buněk srdečních komor, kde je elektrická aktivita srdce nulová.

Q-T interval Začíná QRS komplexem a trvá po konec T vlny a reprezentuje elektrickou systolu. Doba trvání intervalu závisí na tepové frekvenci, věku, pohlaví, obsahu minerálů C+K+ v krvi a léků. Doba intervalu se pohybuje od 340 do 420ms.

T- vlna T vlna reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny, je souhlasně výkyvná s QRS komplexem a doba trvání normální vlny T je od 100 do 250 ms. Na T vlně se snadno pozná stav srdeční svaloviny(zánět, infarkt).

U- vlna Vyskytuje se někdy po vlně T, jedná se o malou pozitivní výchylku. Pravděpodobně je způsobena repolarizací Purkyňových vláken.

3.3 Stabilita tepové frekvence

Proměnlivost srdeční tepové frekvence (Heart Rate Variability - HRV) je jedním z důležitých parametrů správné funkce autonomního nervového systému. Skutečnost, že srdeční rytmus není za fyziologických podmínek zcela pravidelný, je známa po mnoho let. Tepová frekvence srdce se dynamicky mění např. se změnou teploty okolí, fyzické a psychické zátěží, zvýšené potřebě kyslíku, při aplikaci léků a mnoho dalších. EKG zdravých jedinců vykazuje periodické kolísání v RR intervalech. Tento rytmický fenomén je známý jako respirační sinusová arytmie (RSA). Koreponduje s fázemi respirace, kdy při inspiraci dochází ke zrychlení srdeční činnosti a ke zpomalení srdeční činnosti během expirace. Tento regulační systém ovlivňuje i mnoho chorob. Autonomní nervový systém řídí odpověď na řadu zevních a vnitřních podnětů a zajišťuje tak správnou funkci organismu. Vysoká variabilita srdeční frekvence je znakem dobré adaptability systému. Snížená variabilita bývá naopak známkou porušení adaptability systému a měla by vést k detailnější, cílené diagnostice její příčiny[6][7].

3.4 Arytmie

Jako arytmie se označují poruchy tvorby a vedení vzruchu. Mezi poruchy tvorby vzruchu se řadí rytmy s atypickým místem vzniku vzruchu, nefyziologické frekvence a další. Na rozdíl od fibrilace se srdeční svalová vlákna síní i komor stahují synchronizovaně, ale v abnormálních rychlostech. Srdeční arytmie nemusí znamenat nepravidelnou srdeční činnost, protože mnoho arytmií má pravidelnou akci. K diagnostice arytmií se používá elektrokardiogram a nález arytmie na EKG je poměrně častý. Některé poruchy srdečního rytmu se mohou objevit i na zdravém srdci (např. extrasystoly), ale většinou arytmie ukazují na řadu srdečních onemocnění. Arytmii lze popsat mnoho a projevují se na organismu různě. Nemusejí se projevit například vůbec, nebo způsobovat pocity na omdlení, přechodnou poruchou zraku a závratěmi. Klinicky závažné a životu nebezpečné arytmie řadíme například komorovou tachykardií, komorovou fibrilací nebo komorový flutter, mohou být doprovázeny šokem s bezvědomím, nehmátným pulsem a neměřitelným tlakem. Zde je nezbytná okamžitá léčba, protože tyto stavy vedou k smrti.

Abnormální rytmy mohou být pomalé a setrvalé pak mluvíme o bradykardii, nebo jsou rychlé a setrvalé a nazýváme je tachykardie. Abnormální rytmy mohou se také projevit jako předčasné jednotlivé stahy, kterým říkáme extrasystoly.

3.4.1 Bradykardie (náhradní rytmy)

Vzruch může v srdci vzniknout v jakékoli části a srdce může plnit svojí funkci i když dojde k výpadku SA uzlu nebo poruše vedení. Srdeční frekvenci určuje místo s nejvyšší frekvencí depolarizační vlny, tedy SA uzel kolem 70/min s frekvencí kolem 70/min. Při selhání SA uzlu bude frekvence rytmu řízena jiným místem v síních (okolo 50/min), při selhání depolarizace i z této oblasti nebo při bloádě Hisova svazku bude rytmus určen ložiskem v komorách (okolo 30/min).

3.4.2 Extrasystoly

Extrasystola je popisována, když jakákoliv je část srdce depolarizována dříve než má. Tato událost se také někdy nazývá jako předčasný stah. Na EKG se extrasystola jeví stejně jako uniklý stah náhradního rytmu s tím rozdílem, že extrasystola přichází předčasně. Síňové extrasystoly mají abnormální vlnu P a QRS komplexy při nich vypadají stejně jako u běžného sinusového rytmu. Komorové extrasystoly nejsou běžné, mají široký QRS komplex a mohou vyvolat fibrilaci komor.

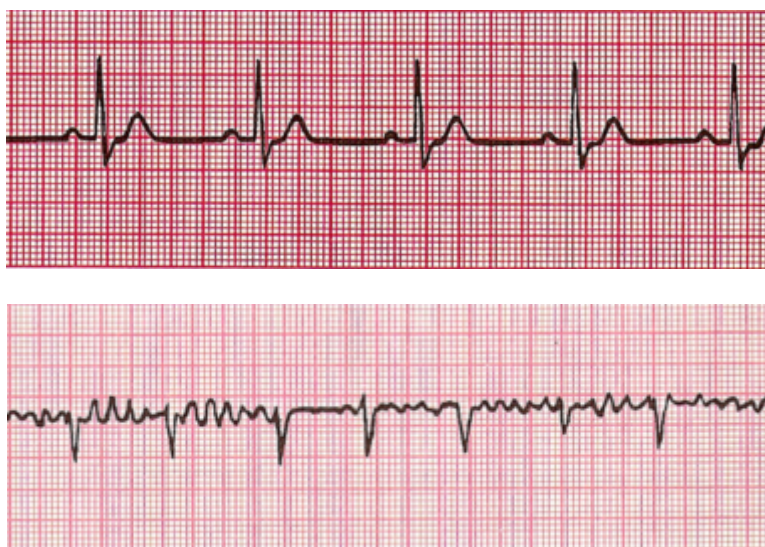
3.4.3 Tachykardie

O tachykardii se mluví tehdy, jestliže jsou ložiska v síních, AV uzel a komory opakovaně nadměrně stimulovány. Při tachykardii je zvýšená tepová frekvence např. v důsledku zvýšené tělesné zátěže, je možno se s ní setkat při horečce, také může být příznakem nějaké choroby např. chudokrevnosti nebo při onemocnění štítné žlázy. Při tachykardii je snížena účinnost čerpání krve díky nedostatečnému prokrvení myokardu a zvýšení jeho spotřeby kyslíku.

Při síňové tachykardii kdy dochází depolarizaci síní rychleji než 200/min již není AV uzel schopen šířit depolarizaci. Pokud je síňová frekvence takto vysoká dochází k atrioventrikulární bloádě a některé P vlny nejsou následovány QRS komplexy. Komorové tachykardie jsou méně časté, ale velmi nebezpečné. Dochází ke vzniku depolarizací v srdečních komorách (opakované komorové extrasystoly).

3.4.4 Fibrilace

Pokud se jednotlivá svalová vlákna myokardu stahují nezávisle, mluví se o fibrilaci, která může nastat v síních i v komorách. Na EKG nejsou přítomny vlny P jen nepravidelné křivky. AV uzel je stimulován množstvím depolarizačních vln o různé intenzitě. Dále depolarizace postupuje v nekonstantních intervalech přes Hissův svazek na svalovinu komor. Do Hisova svazku se šíří vlny již s konstantní intenzitou, protože převod AV uzlem probíhá principem „všechno nebo nic“. Komory s stahují nepravidelně a QRS komplexy mají normální tvar[3],[10].



Obr. 6 Příklad sinusového rytmu(obr.nahoře) a fibrilace síní ve svodu V1, převzato z [3]

3.5 Elektrody EKG

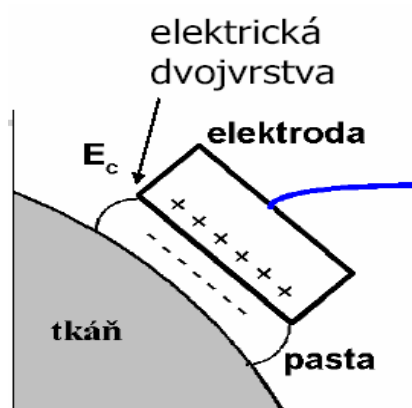
Elektrody slouží k propojení tkání, ve kterých je se generuje elektrický signál a vstupním zesilovačem měřících přístrojů. Je mnoho technických řešení elektrod, ale vždy se uplatňuje rozhraní tekutina- kov, které je popsáno podrobněji níže. Elektroda by měla co možná nejméně zkreslovat snímáný signál.

Základní dělení elektrod může být podle účelu na diagnostické a terapeutické, podle funkce směru průchodu proudu na snímací a stimulační, podle reakce s vodivým prostředím na polarizovatelné a nepolarizovatelné, podle umístění na povrchové a vpichové.

Ke snímání EKG signálu se používají plošné povrchové polarizovatelné nebo nepolarizovatelné elektrody v kombinaci s gelem zprostředkujícím přechod mezi kůží a elektrodou. Obojí patří mezi plovoucí elektrody. Nepolarizovatelné povrchové elektrody druhého druhu Ag/AgCl jsou pokryty těžko rozpustnou solí chloridu stříbrného. Jako elektrolyt se používá roztok KCl, který má s těžko rozpustnou solí společný aniont. Zároveň elektrolyt nesmí škodit organismu.

3.5.1 Elektrické napětí elektrody

Při ponoření kovové elektrody do nádoby s elektrolytem, mohou principiálně nastat dva případy. Kov může do roztoku kationty vysílat, nebo kationty přijímat. Kov při ponoření do vodivého roztoku má určitou snahu vyslat své ionty do roztoku, což je děj podobný rozpouštění soli. Na rozhraní elektroda – elektrolyt se vytvoří elektrická dvojrstva a vznikne zde rozdíl potenciálů, který se nazývá elektrické napětí elektrody. Podle toho jestli je elektrický potenciál elektrody vyšší nebo nižší než elektrický potenciál roztoku, je elektrické napětí elektrody kladné nebo záporné. Tuto hodnotu nelze změřit ani vypočítat, měřením je možno zjistit pouze rozdíl napětí mezi elektrodami.



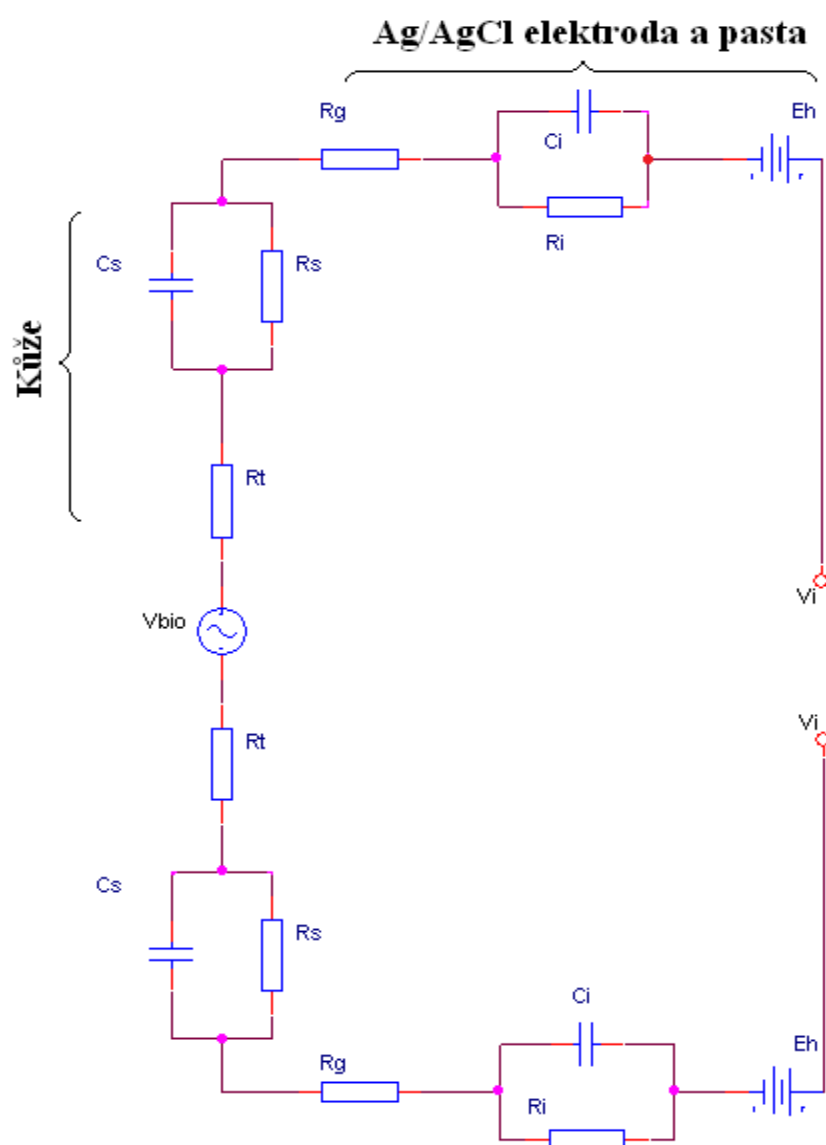
Obr. 7 Elektrická dvojrstva a mezi roztokem a elektrodou, převzato z [5]

3.5.2 Impedance elektrod

Elektrická dvojrstva mezi elektrodou a elektrolytem se chová jako molekulární kondenzátor se ztrátami. Hodnotu impedance zapojené elektrody nelze snadno změřit, protože se k ní přičítá i vliv prostředí organismu. Z hlediska vstupních svorek je důležité navrhnout parametry přístrojů tak, aby se vliv impedance elektrod uplatnil co možná nejméně.

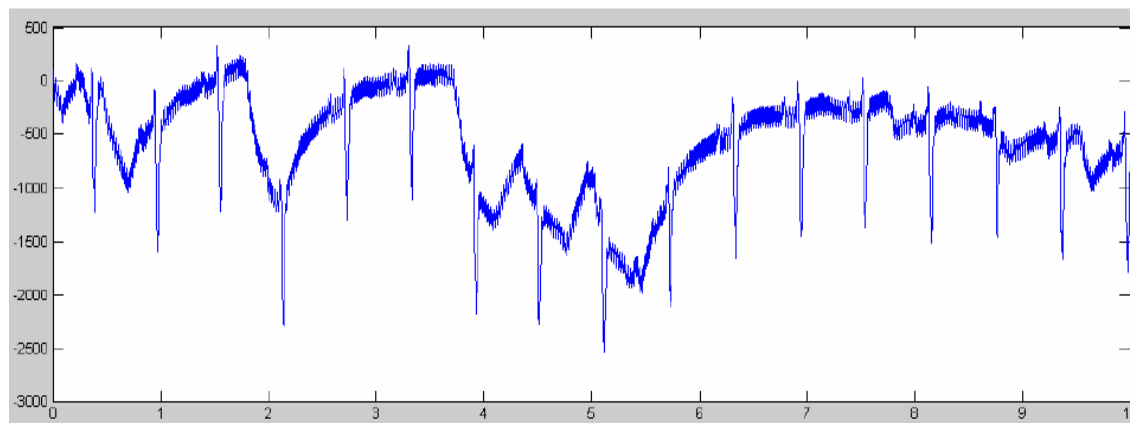
3.5.3 Rozhraní elektroda – kůže a pohybové artefakty

Kůže se skládá z několika vrstev, z nich nejhornější vrstva je epiderm, která hraje důležitou roli v rozhraní elektroda - kůže. Samotný odpor kůže se mění od $0,5\text{k}\Omega$ po $500\text{k}\Omega$ pro velmi suchou kůži. Epiderm je tvořen třemi dílčími vrstvami, postupným přecházením buněk z nejspodnější vrstvy směrem k povrchu, a tím pádem je neustále obnovována. V nejhornější vrstvě buňky degenerují v keratinosní materiál [1], který vytváří stratum corneum, což je zrohovatělá vrstva kůže. Na obou stranách této vrstvy se vyvolá rozdíl koncentrace iontů a na tomto rozhraní vznikne koncentrační článek. Epidermální vrstva má impedanci a chová se jako paralelní obvod RC. Dále se může projevit vliv potních žláz, který má podobný paralelně zapojený obvod. Ten lze odmaštěním a broušením kůže zanedbat.



Obr. 8 Náhradní obvod rozhraní elektroda - kůže

Pohybem elektrody se změní rozdělení náboje u jednotlivých rozhraní a změní se i hodnota pŕlčlánkových napětí. Tato změna se u snímanému signálu projeví jako pohybový artefakt v záznamu patrné z obr.9. Pohybové artefakty jsou minimální u nepolarizovatelných elektrod.



Obr. 9 Pohybový artefakt v EKG signálu, převzato z [14]

Zdroj signálu je spojen se vstupem přístroje přes náhradní obvody elektrod a kůže. Ty vytváří spolu se vstupní impedancí přístroje dělič. Požadavek na vstupní impedanci přístroje vyplývá z vlastností tohoto děliče. Vstupní impedance musí být taková, abychom vliv náhradního obvodu elektrod na snímaný signál mohli zanedbat. Ve většině případů bývá udán jen vstupní odpor přístroje, který se pohybuje až okolo $100\text{M}\Omega$. Obecně platí, že čím je plocha snímacích elektrod menší, tím jsou požadavky na vstupní odpor přístroje větší [1].

3.6 Zesilovače biologických signálů

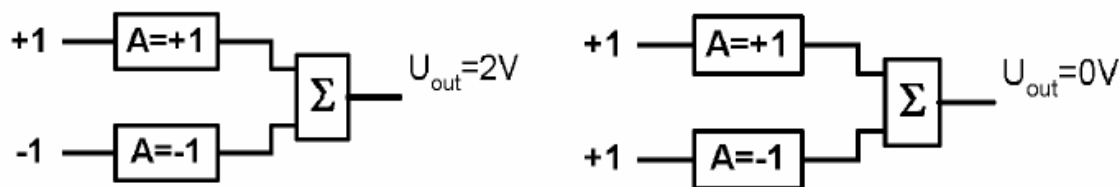
Zesilovače jsou důležitou součástí přístrojů pro měření biologických signálů, které vznikají při činnosti organismů. Kromě zesilování signálu se provádí pomocí zesilovačů impedanční přizpůsobení vstupu přístroje se zdroji signálu. Dokáží potlačit i rušení síťovým napětím.

Zesilovače biologických signálů obvykle pracují jako zesilovače napětí a mají za úkol zvýšit napěťovou úroveň signálu, nebo jako izolační zesilovače, které oddělují zdroj signálu od dalších odvodů přístroje. Na zesilovače se kladou následující požadavky. Zesilovač nesmí ovlivňovat měřený proces, musí mít vysoký vstupní odpor ($10\text{M} - 1\text{Gohm}$). Je požadována měnitelná hodnota napěťového zesílení ($10 - 100.000$). U diferenčních zesilovačů se požaduje velká hodnota diskriminačního činitele CMRR z důvodu potlačení soufázového napětí a tím pádem i zkreslení. Unikající proud musí být zanedbatelný, jelikož protéká vstupním obvodem a uzavírá se tělem pacienta. Unikající proud je stanoven normami a závisí na konstrukci zesilovače. Vlastnostmi měřeného signálu je dán potřebný kmitočtový rozsah.

Většinou není potřeba snímat stejnosměrnou složku, proto bývají zesilovače biologických signálů řešeny jako střídavé s velmi nízkým dolním mezním kmitočtem. Vlastní šum zesilovače musí být minimální, protože by znehodnocoval snímaný signál. Dalším požadavkem je snadná kalibrace a nastavení přesné hodnoty zesílení.

3.6.1 Diferenční zesilovač

Diferenční zesilovač se skládá z jednoho invertujícího, jednoho neinvertujícího zesilovače a součtového členu, na které se připojí zdroj soufázového nebo rozdílového napětí. Připojíme-li na vstup zdroj rozdílového napětí např. $+1V$, objeví se na výstupu zesilovače napětí $2V$. Připojíme-li na vstup soufázové napětí bude na výstupu nulové napětí. Diferenční stupeň tedy soufázové vstupní napětí potlačil, zatím co rozdílové vstupní napětí zesílil. Soufázové napětí se na svorky diferenčního zesilovače může dostat například z elektrovedné sítě pomocí kapacitní nebo induktivní vazby.



Obr. 10 Princip činnosti diferenčního zesilovače, převzato [5]

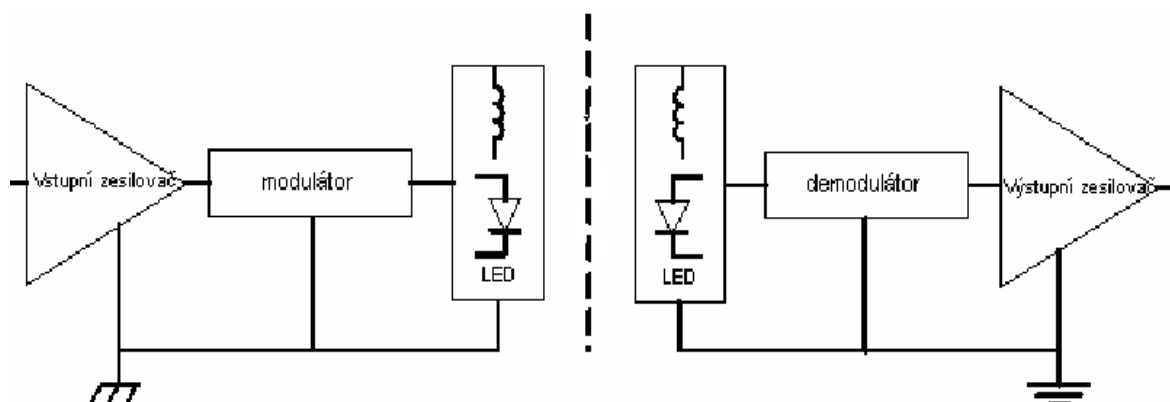
Zesílení pro soufázové vstupní napětí se značí jako A_{souf} a pro rozdílové jako A_{rozdlil} . Jejich poměr definuje tzv. diskriminační činitel CMRR.

$$CMRR = k_s = 20 \log \frac{A_{\text{rozdlil}}}{A_{\text{souf}}} \quad (3.1)$$

Teoretická hodnota diskriminačního činitele je nekonečně velká, ale díky tomu, že není možné vytvořit invertující a neinvertující zesilovač s absolutně přesnou hodnotou zesílení a provést absolutně přesný součet, je jeho hodnota konečná. Hodnotou diskriminačního činitele ovlivní i například připojené elektrody. V praxi je výrobcí udávaný diskriminační činitel až 120dB. Rozdílový signál je tedy zesílen 10^6 krát víc, než soufázový signál.

3.6.2 Izolační zesilovače

Izolační zesilovače se používají k elektrickému oddělení vstupní části měřícího obvodu od jeho výstupní části. K elektrickému oddělení elektrod připojených na pacienta od zdroje napájení, se používá izolační přechod tvořený induktivní, kapacitní a optickou vazbou. Odpor mezi elektrodami a zdrojem bývá řádově $10^{12}\Omega$. Součástí zesilovače je modulátor a demodulátor. Používá se princip amplitudové modulace/demodulace, nebo sigma-delta modulace, při které se spojitý signál převádí na posloupnost impulsů. Ty jsou přeneseny optočlenem a na neizolované straně jsou převedeny zpět na spojitý signál.



Obr. 11 Principiální schéma izolačního zesilovače, převzato z [5]

3.6.3 Přechodový odpor

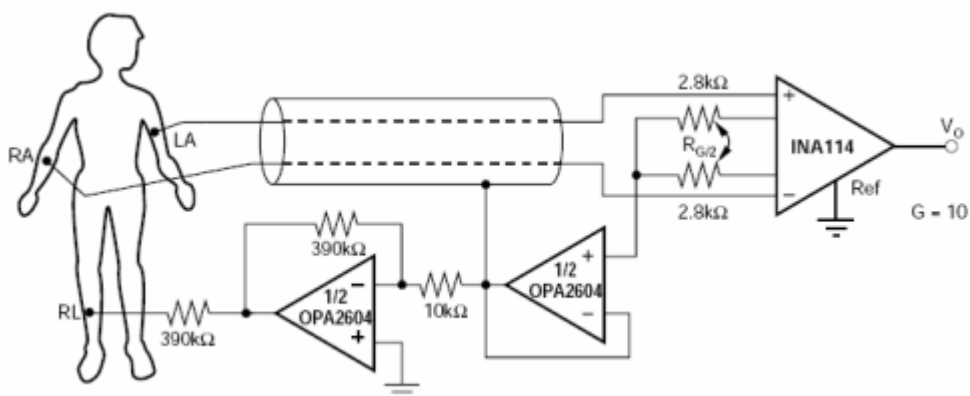
Přechodový odpor vzniká mezi elektrodou a kůží. Tento odpor je zapojen do cesty snímaného signálu. Vlivem rozdílné přechodové impedance bude hodnota diskriminačního činitele při snímání signálu pomocí elektrod nižší než hodnota bez vlivu elektrod. Rozdíl těchto hodnot poroste s klesajícím souřázovým vstupním odporem. Výrobci proto udávají hodnotu diskriminačního činitele pro určitý rozdíl přechodových impedancí elektrod [1].

3.6.4 Stejnosemřná složka

Stejnosemřné napětí, které vytvářejí snímací elektrody může ovlivnit funkci zesilovače. Protože toto stejnosemřné napětí není potřeba přenášet, je zde zařazen filtr typu horní propust. Dolní mezní kmitočet závisí na typu signálu.

3.6.5 DRL obvod

Do těla se indukují mnoho rušivých signálů z okolí a nejvýznamnějším je všudypřítomný síťový 50Hz kmitočet. Jak bylo uvedeno výše, diferenční zesilovač by měl teoreticky tento soufázový kmitočet celý odstranit. V praxi se velká část potlačí, ale ne všechno. Výrobce udává hodnotu kolem 115dB. Proto je možnost využít obvodu DRL(driven right leg), který potlačuje šum aktivně. Na pravou nohu tedy na místo nejdál od srdce se umístí přídavná DRL elektroda. Na tuto elektrodu se přivede soufázový rušivý signál s opačnou polaritou. Jde o zápornou zpětnou vazbu a úkolem je zcela odstranit rušivý signál z těla.



Obr. 12 Obvod DRL, převzato z [8]

4 Měření tepové frekvence

Znalost tepové frekvence je důležité pro získání základní informace o činnosti srdce a patří k základním ukazatelům při posuzování stavu organismu v klidu nebo při zátěži. Rychle můžeme z tepové frekvence poznat poruchy srdečního rytmu například abnormální brachykardii (snížení tepové frekvence pod určitou hodnotu), abnormální tachykardii (zvýšení tepové frekvence) nebo arytmiie – nepravidelnost v činnosti srdce. Tepovou frekvenci můžeme získat měřením veličin, které vznikají při srdeční činnosti. Mezi tyto veličiny patří:

- elektrický signál (EKG)
- akustický signál
- změny tlaku krve v oběhovém systému
- změny objemu tkáně v důsledku změny tlaku v oběhovém systému
- změny impedance tkáně související se změnou množství krve v daném úseku tkáně
- změny rychlosti proudění krve

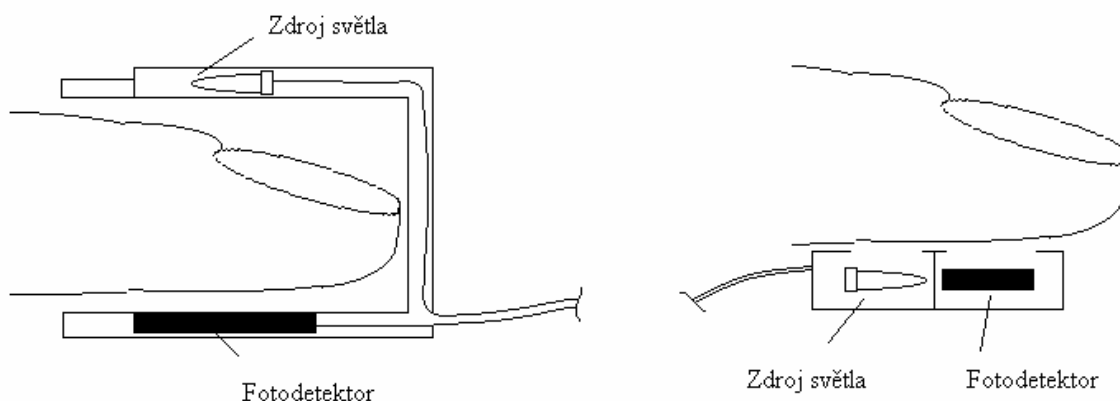
Přístroj pro měření tepové frekvence se nazývá kardi tachometr. Principiálně se v kardi tachometru převádí vstupní signál nesoucí informaci o tepové frekvenci na sled impulsů vhodný k dalšímu zpracování. Kardi tachometr je většinou součástí řady přístrojů a monitorů na jednotkách intenzivní péče. Tepovou frekvenci určujeme jako průměrnou hodnotu za několik tepů, nebo okamžitou hodnotu. Můžeme také porovnávat okamžitou hodnotu s průměrnou a závisí to na tom co vyhodnocujeme. Tepová frekvence mírně kolísá i u pacientů, kteří netrpí arytmiemi. Údaje na monitoru by se při sledování okamžité hodnoty neustále měnily, proto se vyhodnocuje tepový průměr například za posledních 10 tepů. Z diagnostického hlediska také nepotřebujeme znát hodnotu tepové frekvence s přesností na desetiny, proto stačí počítat tento klouzavý průměr za několik tepů. Naproti tomu u arytmií je jedním z kritérií pro určení výskytu extrasystoly předčasnost výskytu komorového stahu oproti průměrné hodnotě R-R intervalu a je nutné sledovat okamžité hodnoty tepové frekvence.

4.1 Fotoelektrická pletysmografie

Fotoelektrická pletysmografie registruje změny světelné propustnosti tkáně díky změnám tlaku krve při srdeční činnosti. Využívají se dvě metody:

- průsvitové
- reflexní

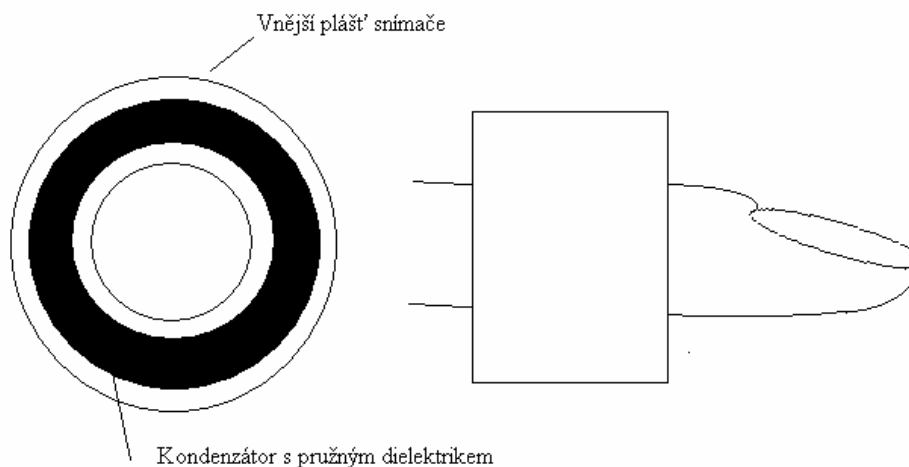
Uvedená metoda se využívá ke sledování srdeční frekvence také vyhodnocování objemových změn. Fotoelektrický snímač nesmí být citlivý na nasycení krve kyslíkem, které způsobuje změnu zabarvení krve. Proto se využívá zdroj světla v infračervené oblasti např. GaAs diody pracující na vlnové délce okolo 940 nm. Ke snímání se používají fotoodpory s krátkou časovou konstantou nebo fototranzistory detekující infračervené záření.



Obr. 13 Průsvitový (vlevo) a reflexní fotopletysmograf

4.2 Kapacitní pletysmografie

Ke sledování tepové frekvence lze využít kapacitní pletysmografie. Používá se kapacitní snímače s kondenzátorem s pružným dielektrikem. Změna objemu tkáně se projeví změnou kapacity a vyhodnocuje se odpovídající změna napětí. Snímač má tvar rotačního tělesa a nasazuje se na prst, tím je způsobena deformace dielektrika. Nevýhodou je, že snímač působí určitou silou na tkáň a omezuje tím její objemové změny.



Obr. 14 Kapacitní pletysmograf

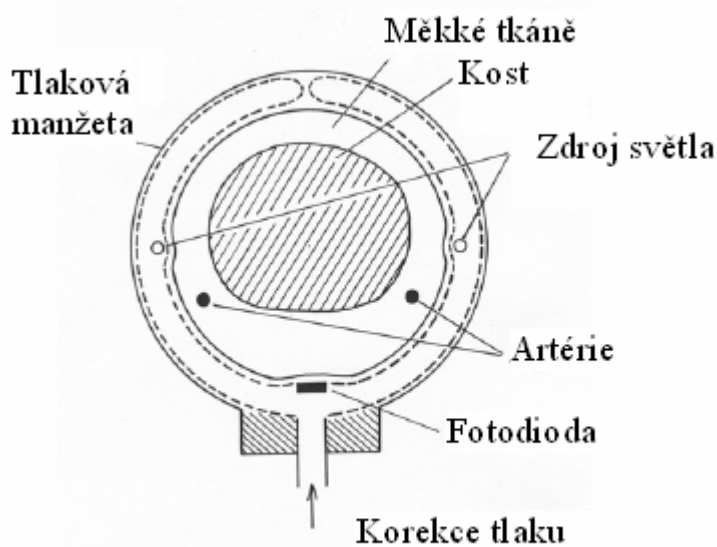
4.3 Impedanční pletysmografie

Impedanční pletysmografie zaznamenává změny elektrické vodivosti vyšetřované oblasti v závislosti na změně objemu krve mezi elektrodami. Využívá se několika elektrod, které jsou vždy umístěny na symetrických místech. Touto technikou můžeme sledovat tepovou frekvenci, dechovou frekvenci, průtok krve v dané části tkáně, minutový objem srdce a další veličiny. Hodnotíme časový průběh změn elektrického odporu nebo elektrické impedance hrudníku vyvolané srdeční činností. Průtok krve srdečními dutinami, velkými cévami a změnami náplně krve i vzduchu v plicích je zaznamenán v typickém průběhu.

Moderní přístroje neměří elektrický odpor, ale absolutní hodnotu elektrické impedance pro střídavý proud v kmitočtu několika desítek kHz. Tím je možno odečíst klidovou hodnotu a časový průběh proměnné složky. K měření se používají dvě nebo čtyři elektrody.

4.4 Peňázova metoda – snímač pulsově vlny

Peňázova metoda umožňuje spojitě měření krevního tlaku v delším časovém úseku řádově několik hodin. Lze zaznamenat tlakovou křivku pro jednotlivé teple, určit systolický tlak, diastolický tlak, střední hodnotu tlaku a tepovou frekvenci. Metoda využívá fotoelektrický pletysmograf umístěný v prstové manžetě. V manžetě se detekuje změna objemu krve v závislosti na pohlcování světla z diody přes prst. Tlak v manžetě se mění přímo se změnou objemu krve a odpovídá tak změně tlaku krve. Tlak v manžetě je řízen servosystémem tak, aby byl v prstu udržován konstantní objem krve. Průsvit prstem se tedy udržuje na konstantní hodnotě. Servosystém je řízen zpětnovazebním obvodem z výstupu pletysmografu. Tlak v manžetě musí být neustále stejný jako v tlak v prstové arterii, přitom je zachován minimální průtok krve arterií .



Obr. 15 Peňázova metoda, převzato z [4]

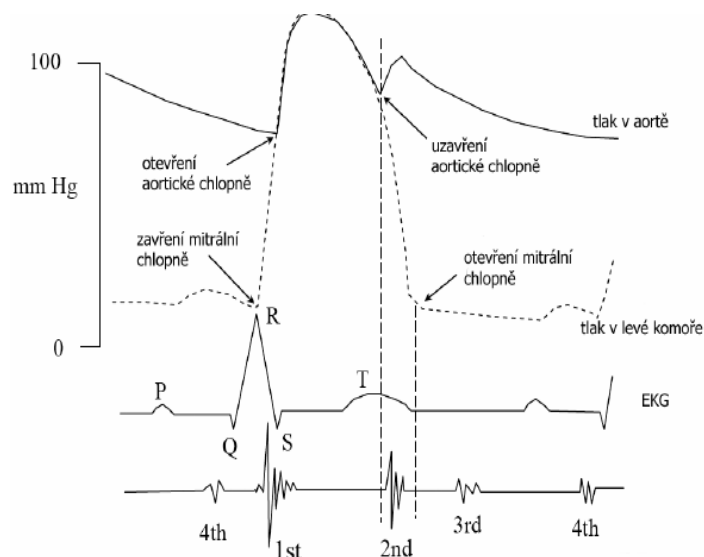
4.5 Detektor R vlny

EKG signál je velmi často využíván k měření tepové frekvence. K vyhodnocení se většinou používá detekce R vlny. Detektor R vlny signalizuje výskyt QRS komplexu impulzem a tepová frekvence je vypočítána z intervalu R-R. Detekce R vlny musí být spolehlivě prováděna i u signálu, který obsahuje rušení a funkce nesmí být závislá na změně polaritě signálu. Na EKG signálu mohou být také výrazné tvarové změny související se

stavem pacienta a velikost signálu je závislá na svodových místech, tímto se detekce R vlny komplikuje. Rušení se kterými se setkáváme u EKG signálu se vyskytují od velmi nízkých frekvencí až po stovky hertzů. Na nejnižších frekvencích od 0,15 do 0,6 Hz se vyskytují rytmické artefakty způsobené dýcháním. Mezi 0,6 až 1,5 Hz jsou elektrodové potenciály způsobené pohybem pacienta. Rušení z elektrovedné sítě je 50Hz a rušení myopotenciály se pohybuje od 20 do 500Hz. Vhodnou filtrací lze toto rušení potlačit, protože pro detekci QRS komplexu nemusíme zachovat plnou diagnostickou hodnotu EKG signálu. Nejmenší rušení EKG signálu je okolo 12Hz a zároveň zde frekvenčně leží QRS komplex. Vliv na nesprávnou detekci R vlny může mít kardiostimulátor, který může pracovat správně, ale stimulace je neúčinná. Potom je změřená hodnota tepové frekvence falešná a proto je nutné stimulační impulzy z EKG signálu odstranit. Jelikož jde o obdélníkové impulzy lze tento signál pomocí řízeného spínače nebo programově odstranit.

4.6 Fonokardiografie

Tepovou frekvenci lze stanovit také z akustických projevů, které vznikají při činnosti srdce. Akustické projevy srdeční činnosti se označují jako srdeční ozvy. Ozvy vznikají při změně rychlosti proudění krve a při činnosti chlopní. Proudění se dělí na laminární a turbulentní. Při laminárním proudění je parabolický rychlostní profil a největší rychlostí proudění ve středu trubice a proudnice jsou rovnoběžné a nemísí se. U turbulentního proudění dochází k vytváření vířů. Během srdečního cyklu se registrují 4 ozvy související určitou fází srdečního cyklu. 1. ozva systolická vzniká v důsledku uzavření atrioventrikulárních chlopní s vibracemi 25 – 45Hz. 2. ozva diastolická je vyšší a jasnější s vibracemi kolem 50Hz. Je způsobena uzavřením poloměsíčitých chlopní při diastole. 3. a 4. ozva vznikají rozkmitáním svaloviny komor při jejich rychlém plnění.



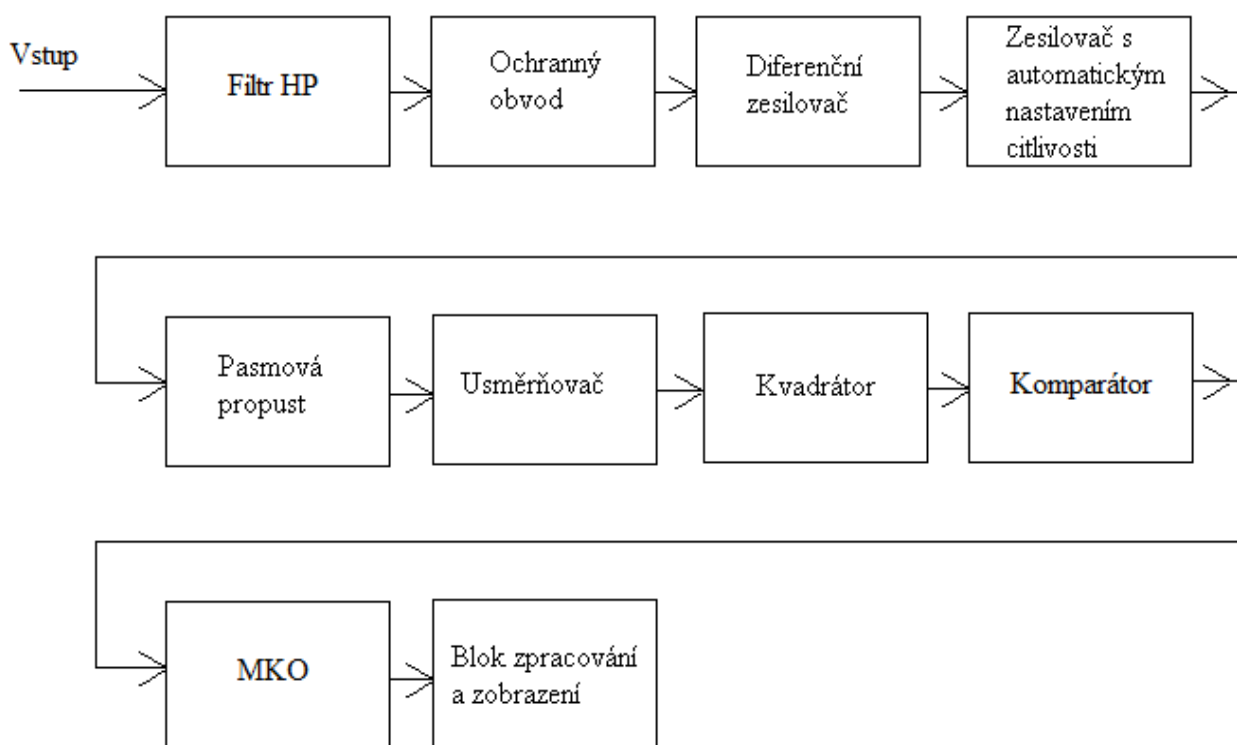
Obr. 16 Vzájemný vztah mezi EKG, tlakem krve a srdečními ozvami[1]

Mimo ozev se mohou v srdci vyskytovat také šelesty, které jsou způsobeny turbulentním prouděním krve. Mají malou amplitudu, doba trvání je delší než u ozev a souvisí většinou se srdeční vadou.

Měření tepové frekvence lze provádět poslechem tedy auskultační technikou. Vyhodnocení je ale závislé na okolním hluku, na sluchu a zkušenostech osoby, která měří. K měření zvuků a šelestů můžeme použít fonokardiograf, který pomocí mikrofonu umístěného na hrudníku snímá akustický signál [1],[2],[4].

5 Návrh blokového schématu kardi tachometru

Existuje více způsobů jak získat informaci o tepové frekvenci a záleží i na tom k jakému typu měření má být kardi tachometr využíván. Například při spojitým neinvazivním měření krevního tlaku metodou fotoelektrické pletysmografie nebo podle Peňáze odvodíme tepovou frekvenci díky objemovým změnám při systole a diastole. Vyšetřovaná osoba pak už na sobě nemusí mít připojen další přístroj, který by vyhodnocoval tepovou frekvenci. Například při ergometrickém vyšetření nebo dlouhodobém výkonu, kde nás bude zajímat změna tepové frekvence v závislosti na měnící se zátěži, bude výhodné použít měření z EKG signálu. Kardi tachometr bude tedy k měření tepové frekvence využívat EKG signál snímáný pomocí elektrod, které mohou být nalepovací nebo například jako nasazovací hrudní pás.



Obr. 17 Blokové schéma kardi tachometru

Filtr typu horní propust s velmi nízkou mezní frekvencí slouží k odstranění stejnosměrné složky a driftu. Blok ochranný obvod slouží k ochraně kardi tachometru před například statickou elektřinou, vysokým napětím na elektrodách nebo defibrilačním impulzem. Některé ochrany jsou už zabudovány v samotných zesilovačích. Signál z elektrod je dále potřeba zesílit. K tomu se využije přístrojový zesilovač, který zároveň potlačí souřázové rušení. Jelikož je velikost signálu závislá na poloze elektrod, je potřeba signál zesílit zesilovačem s automatickým nastavením zesílení AVC, který na výstupu udržuje konstantní úroveň. Pro detekci R vlny je zásadní frekvenční pásmo kolem 13 – 23Hz, proto

signál se filtruje pásmovou propustí s odpovídající charakteristikou. Dalším blokem je usměrňovač, kterým se odstraní vliv polarity elektrod a získá se signál pouze kladných hodnot. U takto upraveného signálu je potřeba zvětšit odstup QRS komplexu. K tomu slouží blok kvadrátor, který obsahuje nelineární zesilovač. Prahování signálu bude provádět komparátor s nastavitelnou komparační úrovní. MKO vytvoří impulzy konstantní šířky a bude sloužit jako časový filtr. Následovat bude výpočet tepové frekvence a zobrazení na displeji. Požadavkem je bateriové napájení se signalizací vybité baterie a rozsah měřených tepových frekvencí 30 – 240tepů/min.

6 Návrh zapojení a výpočet součástek kardiotačometru

6.1 Napájení

Jelikož bude celé zařízení lehce přenosné, bude napájeno bateriovými články. Zdroj bude symetrický se stabilizátorem s nízkým úbytkem napětí a nábojovou pumpou pro získání záporného napětí. Zdroj bude obsahovat signalizaci zapnutí a vybití baterie.

6.1.1 Energetická rozvaha

Napájecí napětí zdroje bude $\pm 5V$. Z energetické rozvahy vyplývá, že v kladné větvi bude maximální odběr 50mA a to hlavně v závislosti na použitém display. Vhodným stabilizátorem je obvod LE50ABZ s nízkým úbytkem napětí. V záporné větvi je očekávaný odběr v řádu jednotek mA, na což by dostačovala nábojová pumpa ICL7660A.

Tab. 6.1: Odběr součástek

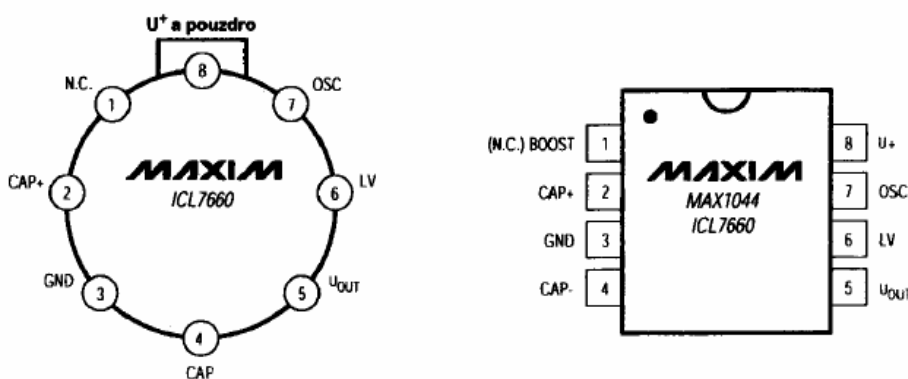
Součástka	Odběr z + větve	Odběr z - větve	Jenotky
AD623ARZ	0,375	0,375	mA
TLV274	2,2	2,2	mA
TLV274	2,2	2,2	mA
LE50ABZ	0,5	-	mA
LM393N	0,4	-	mA
BX553Y	1	-	mA
LM555N	3	-	mA
2x LED HLMP-K150	2	-	mA
Atmega8	3,6	-	mA
VTL5C3	5	-	mA
ICL7660CPA	0,08	-	mA
Displej	20	-	mA
Celkem	40,36	4,775	mA

6.1.2 Nábojová pumpa

Nábojové pumpy jsou speciální integrované obvody, které jsou schopny akumulovat a zvětšovat elektrický náboj a tak zvyšovat i napětí. Pro spínání se používají polovodičové diody a diskretní tranzistory. V první fázi se kondenzátory nabijí a pak se v druhé fázi zapojí tak, aby bylo docíleno požadovaného zvýšení napětí.

Jedním z výrobců obvodů nábojových pump jak bez regulace, tak s regulací výstupního napětí je Maxim. Nábojové pumpy Maxim bez regulace výstupního napětí, jsou

takové obvody, které obsahují v podstatě jen samotnou pumpu a jejichž výstupní napětí není regulováno. Monolitické integrované obvody typu ICL7660 a MAX1044 vyráběné technologií CMOS jsou určeny pro měniče, které invertují, násobí či dělí kladné vstupní napětí. Vstupní napětí může být již 1,5 V, maximálně pak 10 V. Výstupní proud 10 mA způsobí na vnitřním odporu úbytek 0,5 V. Vývod 1(BOOST) má u MAX1044, na rozdíl od ICL7660, kde je nezapojen, funkci, kterou se zvýší kmitočet oscilátoru a tím i pracovní kmitočet pumpy, která má poloviční kmitočet. To umožní přesunout rušivé kmitočty vznikající činností měniče mimo akustické pásmo a současně snížit kapacitu kondenzátoru a nabízejí vyšší hodnoty výstupních proudů. Typický napájecí proud při vstupním napětí 5 V je 30 μ A, maximální hodnota může být až 200 μ A. Výkonová účinnost je 98 % [16],[17].



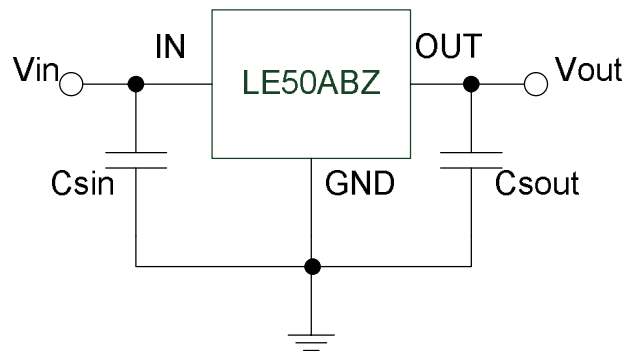
Obr. 18 Nábojová pumpa ICL7660, převzato z [16]

Výstupní proud obvodu ICL7660 je limitován na maximální hodnotu 10 mA. Ta byla z části zvolena pro jeho nízkou spínací frekvenci a z části také kvůli integrovaným analogovým spínačům.

Obvody ICL7660 a obvody typu MAX660, MAX860/MAX861 a MAX1680/MAX1681 jsou pinově kompatibilní. Obvody MAX (např. MAX1681 má podle katalogu výst. proud 125mA) disponují větším výstupním proudem, ale jsou podstatně dražší než ICL7660 [17].

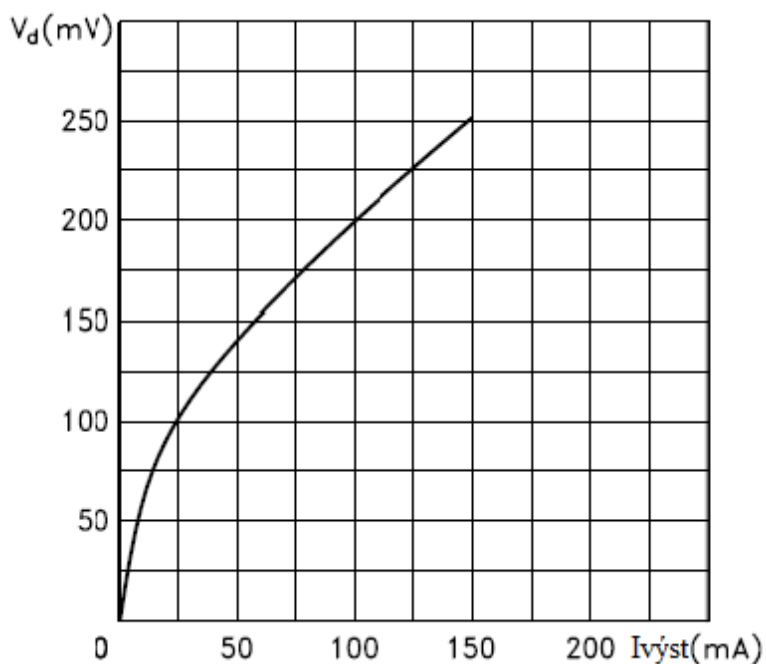
6.1.3 Stabilizátor s nízkým úbytkem napětí

Díky tomu, že celé zařízení bude napájeno bateriově, je důležité aby samotném zdroji nebyl velký úbytek napětí a tím pádem se nezvyšoval počet bateriových článků. Stabilizátor s nízkým úbytkem napětí LE50ABZ má úbytek typicky 0,2V. Z řady LE si lze vybrat stabilizátory s výstupním napětím v širokém rozsahu 1.25; 1.5; 2.5; 2.7; 3; 3.3; 3.5; 4; 4.5; 4.7; 5; 5.2; 5.5; 6; 8V. Pro účely zařízení se bude hodit obvod LE50ABZ s výstupním napětím 5V. Navíc obsahuje obvody tepelné ochrany, které zamezí zničení stabilizátoru při dlouhodobém ohřívání. LE50ABZ se vyrábí v pouzdrech SO-8 a TO-92. Vhodné bude tři vývodové zapouzdření TO-92. Výrobce doporučuje přikojit kondenzátor o minimální hodnotě $C_{sout} = 2,2\mu F$ pro dosažení stability a zamezení kmitání [18].



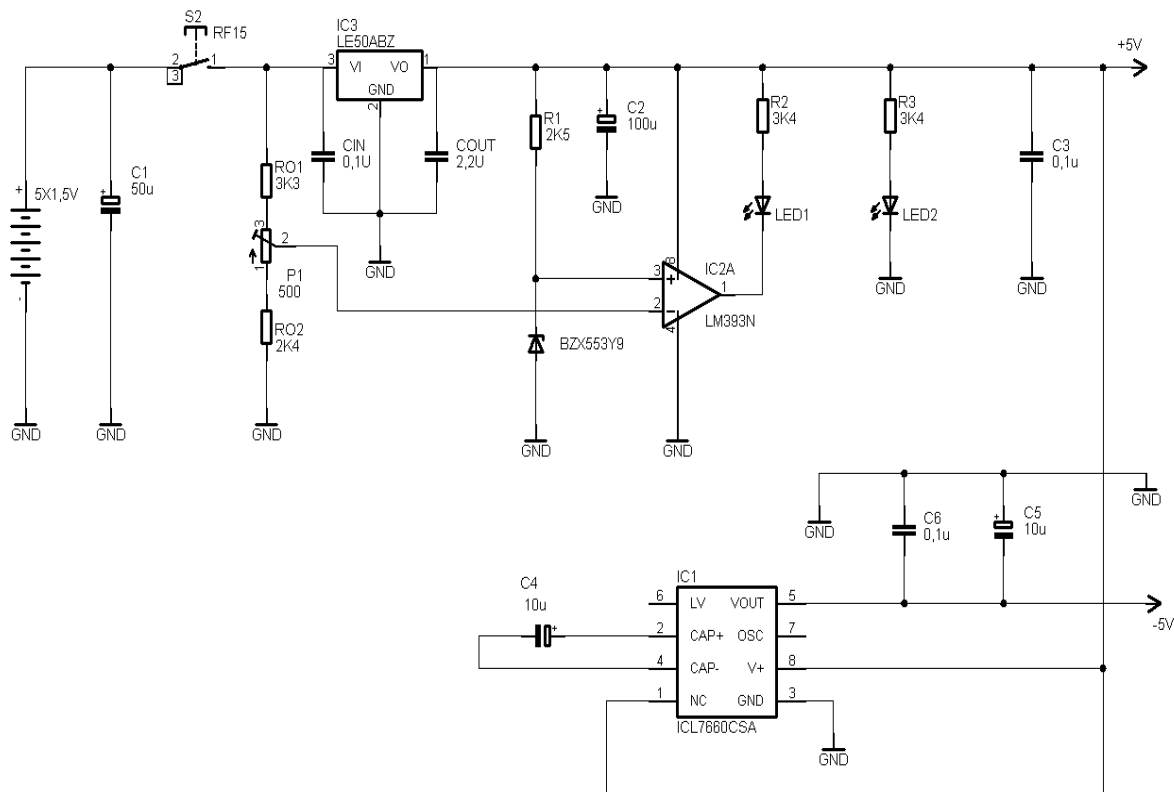
Obr. 19: Elektrické schéma zapojení stabilizátoru LE50ABZ, převzato z [18]

Na následujícím obrázku je vidět závislost výstupního zatěžovacího proudu stabilizátoru na úbytku napětí na něm. Typické 0,2V úbytku odpovídají výstupnímu proudu 100mA. Výstupní proud je limitován na 150mA.



Obr. 20 Závislost výst. Iout na úbytku napětí stabilizátoru,, převzato z [18]

Schéma



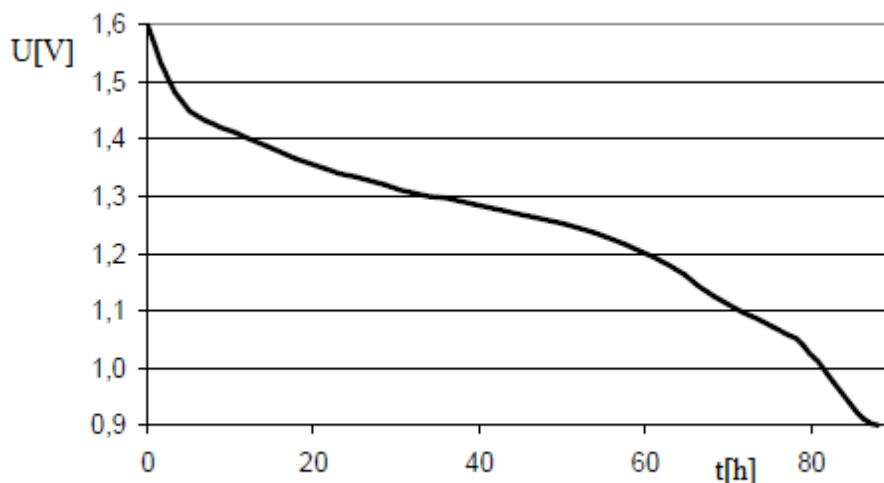
Obr. 21 Elektrické schéma bateriového zdroje

Elektrolytický kondenzátor C1 vyrovnává rázy a zvolí se $C1 = 50\mu\text{F}$. C2 a C3 jsou potřeba, aby se stabilizátor nerozkmital, $C2 = 100\mu\text{F}$ a je elektrolytický, C3 je fóliový na vysoké frekvence s hodnotou $0,1\mu\text{F}$. Kondenzátory C2, C3 je vhodné umístit i těsně k napájecím pinům součástek, které můžou vnášet rušení a to např. Komparátor, nebo mikrokontroler.

6.1.5 Baterie

Baterie použitelné pro napájení by byly vhodné například Varta Zn-MnO₂ (Alkaline) s kapacitou 2700[mAh]. Na stránkách výrobce nalezneme popis článku včetně vybíjecích charakteristik pro různé druhy zátěží.

Vybíjecí char. baterie



Obr. 22 Vybíjecí charakteristika baterie, převzato z [19]

6.1.6 Výpočet

Nabitá baterie $U = 1,5V$

Vybitá baterie $U = 1,15V$

Minimální napětí baterií musí být $5,2V$, protože musíme počítat s úbytkem napětí $0,2V$ na stabilizátoru. Z této úvahy výpočtem počet článků.

$$N = \frac{5,2}{1,15} = 4,52 \quad \text{Zvolí se 5 bateriových článků}$$

$$U_{vst} = 7,5 - 5,75V$$

Signalizace vybité baterie

Pomocí komparátoru se bude porovnávat vstupní nestabilizované napětí baterií s referenčním napětím zenerovy diody LM336N-2,5 s napětím $U_{REF} = 2,5 V$. Pokud klesne vstupní napětí pod referenční, komparátor připojí katodu LED2 na zem a rozsvítí se signalizace vybité baterie. Proud zenerovou diodou bude podle katalogového listu $I_{stab} = 1 mA$ a hodnotu rezistoru volíme $R_1 = 2,5k\Omega$. Komparátor volíme LM393N v pouzdře DIL-8 [20].

Napětí které se bude porovnávat je přivedeno z děliče R_{01}, P_1, R_{02} . Jeho náhradní odpor je R_d a zvolí se jím proud $I_d = 1mA$ při nabytých bateriích.

$$R_d = R_{01} + P_1 + R_{02}$$

$$R_d = \frac{U_{V_{MAX}}}{I_D} = \frac{6,25}{1 \cdot 10^{-3}} = 6,25k\Omega$$

Při vybitých bateriích ($U_{min} = 5,75V$) bude proud děličem I_{dMIN}

$$I_{dMIN} = \frac{U_{V_{STMIN}}}{R_d} = \frac{5,75}{6,25 \cdot 10^3} = 0,92mA \quad 5,75/6,25k = 0,92mA$$

Při napětí 2,2V na odporu R02 je baterie vybitá

$$R_{02} = \frac{U_{MIN}}{I_{dMIN}} = \frac{2,2}{0,92 \cdot 10^{-3}} = 2,39k\Omega$$

vybere se:

$$R_{02} = 2k4$$

Výpočet potenciometru:

$$P_1 + R_{02} = \frac{U_{MAX}}{I_{dMIN}} = \frac{2,7}{0,92 \cdot 10^{-3}} = 2,93k\Omega \approx 2,9k$$

$$P_1 = \frac{U_{MAX}}{I_{dMIN}} - R_{02} = 2,9 \cdot 10^3 - 2,4 \cdot 10^3 = 500\Omega,$$

$$R_{01} = R_d - R_{02} - P_1 = 6,25 \cdot 10^3 - 2,4 \cdot 10^3 - 500 = 3,31k\Omega.$$

$$R_{01} = 6,25k - 2,4k - 500 = 3,31k = 3k3$$

vybere se:

$$R_{01} = 3k3$$

$$P_1 = 560\Omega$$

O signalizaci vybití se stará LED1 a o signalizaci zapnutí LED2. Úbytek na diodě je podle katalogu 1,6V a proud diodou je 1mA. Při výpočtu odporů R_2 a R_3 se zanedbá úbytek napětí na sepnutém komparátoru, které je $U_{ces} = 0,08V$.

$$R_2 = R_3 = \frac{U_{CC} - U_{LED}}{I_{LED}} = \frac{5 - 1,6}{1 \cdot 10^{-3}} = 3,4k\Omega$$

vybere se:

$$R_2 = R_3 = 3k3$$

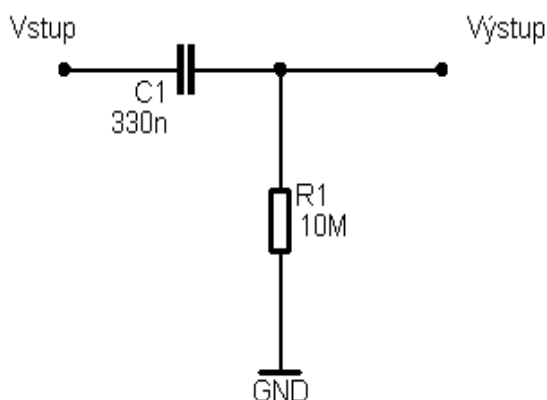
Nábojová pumpa – hodnoty součástek

Pro potřeby napájení zařízení v záporné větvi bude dostačovat jako zdroj záporného napětí nábojová pumpa ICL7660A. Doporučené hodnoty kondenzátorů podle katalogu jsou: $C_4, C_5 = 10\mu F$ a keramický $C_6 = 0,1\mu F$ [21].

6.2 Filtr horní propust

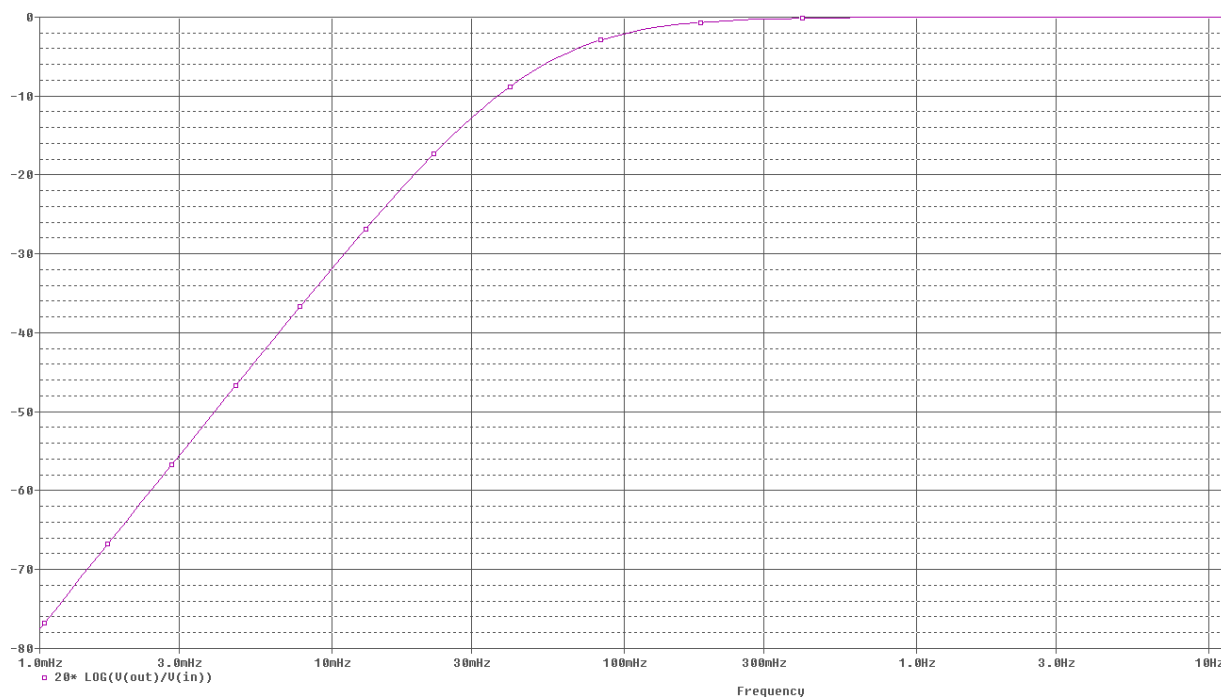
Mezi prvním a druhým stupeň zesilovače je připojen filtr typu horní propust s mezní frekvencí 0.05 Hz, který se používá z důvodu, aby odstranil stejnosměrnou složku, která vznikne například polarizací elektrod. Filtr je umístěn před druhý stupeň, protože kdyby byla stejnosměrná složka zesílena tak, že by se druhý stupeň dostal do limitace a užitečný signál by se ztratil.

Schéma



Obr. 23 Filtr horní propust

Frekvenční charakteristika



Obr. 24 Frekvenční charakteristika

Mezní frekvence filtru horní propust vyšla v simulaci programu PsPice pro pokles -3dB $f_m = 0,077\text{Hz}$.

Výpočet

mezní frekvence

$$f_m = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C} \quad (6.1)$$

zvolí se $R = 10\text{M}$

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot f_m} = \frac{1}{2\pi \cdot 10 \cdot 10^6 \cdot 0,05} = 318 \cdot 10^{-9}$$

vybere se $C = 330\text{nF}$

Zvolí se odpor $R = 10\text{M}$ a z mezního kmitočtu $f_m = 0.05 \text{ Hz}$ se dopočítá hodnotu kondenzátoru $C = 318\text{nF}$. Kondenzátor se zvolí $C = 330\text{nF}$.

6.3 Ochranný obvod

Vstup by měl obsahovat ochranný obvod. Hlavní funkcí je chránit je chránit obvod a hlavně vstupy CMOS obvodů před elektrostatickou elektřinou, které jsou na ni citlivé a mohla by je poškodit. V případě použití kardiotachometru např. na jednotkách intenzivní péče je potřeba přístroj chránit před defibrilačním impulzem.

Kvalita ochranného obvodu zesilovače v podstatě závisí na hodnotě vstupní impedance a šumu. Impedance by měla být co největší a šum co nejmenší. Bohužel velikost absorbované energie úměrně závisí na velikosti kapacitních prvků ochranného obvodu. Proto větší kapacita absorbované energie ochranného obvodu znamená snížení vstupní impedance obvodu. Hodnota šumu obvodu nezávisí jen na typu součástek, ale i na schématu zapojení ochranného obvodu. Zde existuje mnoho způsobů, jak najít optimální zapojení s co nejmenším šumem.

Existuje mnoho přístrojů, které produkují různé druhy rušení. Z hlediska ochranného obvodu jsou nejzávažnější rušení, které jsou přímo připojeny na tělo pacienta. Přímý kontakt zajistí snadný přenos velkého množství energie ze zdroje rušení na tělo pacienta. Nejběžnějšími typy rušení jsou popsány dále.

6.3.1 Druhy rušení

Defibrilační impuls

Defibrilátor dává impuls vysokého napětí až 5kV trvajících více než 200ms a to znamená pro vstupní obvod absorbovat velké množství energie.

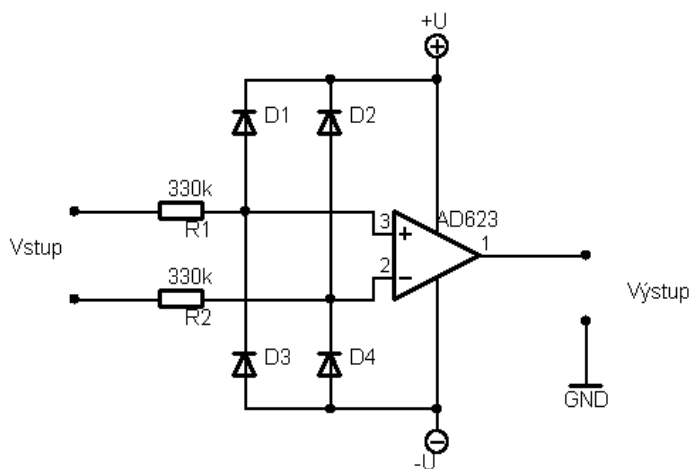
Elektrochirurgické přístroje

Na výstupu není jen jeden impuls, ale relativně dlouhé (až 15 sekund) úseky vysokofrekvenčního signálu. Signál má sinusový tvar s frekvencí mezi 500kHz až 2MHz a amplitudou do 500V. Rozeznáváme dva základní módy. V burst módu se jedná o opakování krátkých salv a v kontinuálním módu se používá jeden nepřerušovaný interval signálu [22].

6.3.1 Druhy ochrany

Upínací obvod

Upínací obvod patří k základním metodám ochrany obvodu před vysokým napětím. Běžně se používá pro ochranu zesilovačů.

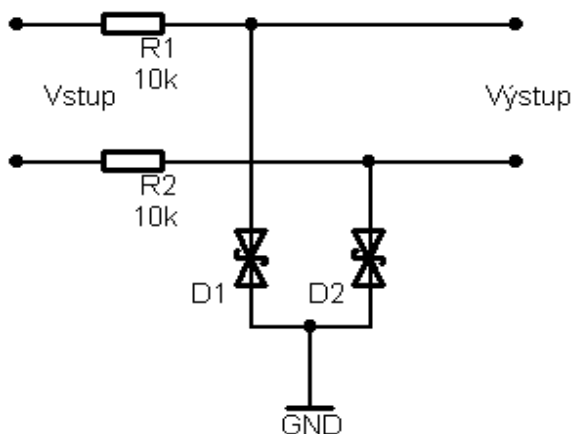


Obr. 25 Upínací obvod, převzato z [22]

Hodnota odporu R_s definuje proud protékající diodou v případě vyššího vstupního napětí než napájecího. Dioda se v tomto případě otevře a proud je sveden k napájecímu napětí. Hodnota odporu R_s pro ochranu před defibrilačním impulzem je kolem $330\text{k}\ \Omega$ při použití diody 1N4148 nebo lepší. Pro snímání EKG signálu je tato kombinace dostačující, protože šířka přenášeného pásma není velká [22].

Ochrana s transily

Vzhledem k výše uvedenému se jako možnost jeví použití transilů. Špičkově snesou vysoké napětí v řádu jednotek kV, mají rychlou odezvu (výrobci udávají hodnoty okolo 1 ps) a dokáží absorbovat kilowattové výkony. Zapojení by mohlo vypadat takto:

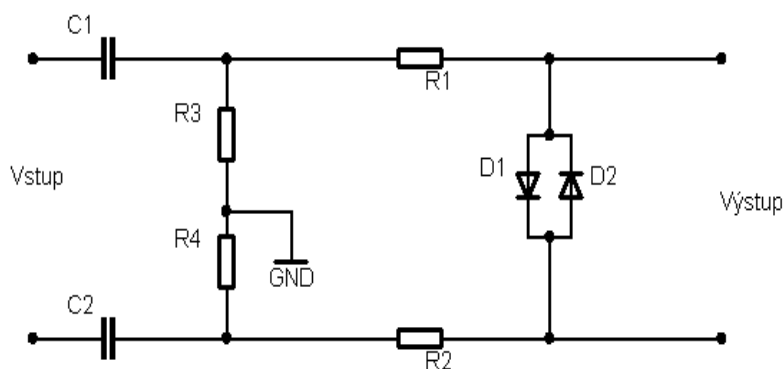


Obr. 26 ochrana pomocí transilů

Běžné transily začínají pracovat kolem 15 V (záleží na typu). Ochrana před vysokonapěťovou statickou elektřinou spočívá v tom, že napětí na vstupu nad 15 V je svedeno k zemi. Mezi elektrody se nemůže dostat rozdílové napětí větší než 30 V, protože transily jsou zapojeny do série, na každém úbytek 15 V [23],[15].

Antiparalelní zapojení diod

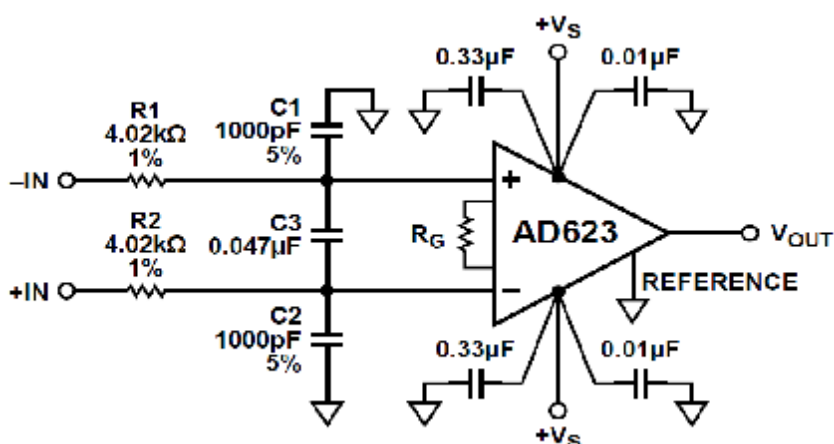
Jako ochranu vstupu lze použít paralelní zapojení dvou diod mezi oběma elektrodami, přičemž jsou zapojeny s opačnou polaritou. Prahové napětí diody je kolem 0,6V a měřené napětí je o několik řádů menší takže nebude zkratováno.



Obr. 27 Ochrana antiparalelním zapojením diod

Ochrana RC článkem

Rezistor R1 a kondenzátor C1 (R2, C2) tvoří RC filtr dolní propust s mezním kmitočtem kolem 40kHz. Odporů musí být dostatečně velké aby chránily vstup, ale ne tak velké aby zhoršily šumové vlastnosti. K potlačení soufázového rušení je třeba, aby měly kondenzátory C1 a C2 pokud možno co nejvíce stejné hodnoty. Kondenzátor C3 slouží k potlačení soufázového rušení na nízkých kmitočtech. Je tu i jako ochrana před statickou elektřinou, kde odfiltruje rušení v podobě impulzů. Druhý RC filtr typu dolní propust R1, R2 a C3 má mezní kmitočet okolo 400Hz. Všechny součástky by měly mít od sebe co nejmenší vzdálenost. Jelikož je tato ochrana před RF interferencemi přímo popsána v katalogu obvodu AD623 a není pro tento kardiotachometr požadována ochrana před defibrilačním impulzem, bude vyhovovat tento typ ochrany [24].



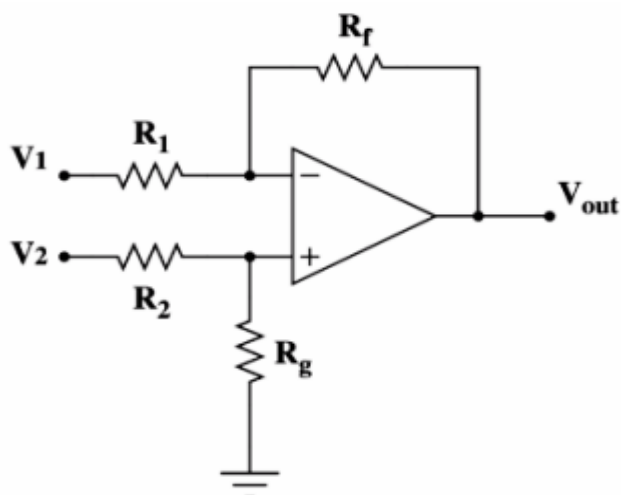
Obr. 28 Ochranný obvod s RC článkem zesilovače AD623, převzato z [24]

Ochrana zabudovaná v zesilovači

Přístrojový zesilovač INA333 nebo AD623 sami o sobě disponují ochranou vstupů. Vstupní svorky jsou chráněny vnitřními upínacími diodami připojenými na napájecí svorky. Když je vstupní napětí na svorkách větší než napájecí napětí o více jak 0,3V, je vstupní proud limitován na méně než 10mA. To se většinou provede pomocí vstupního sériově zapojeného odporu [24].

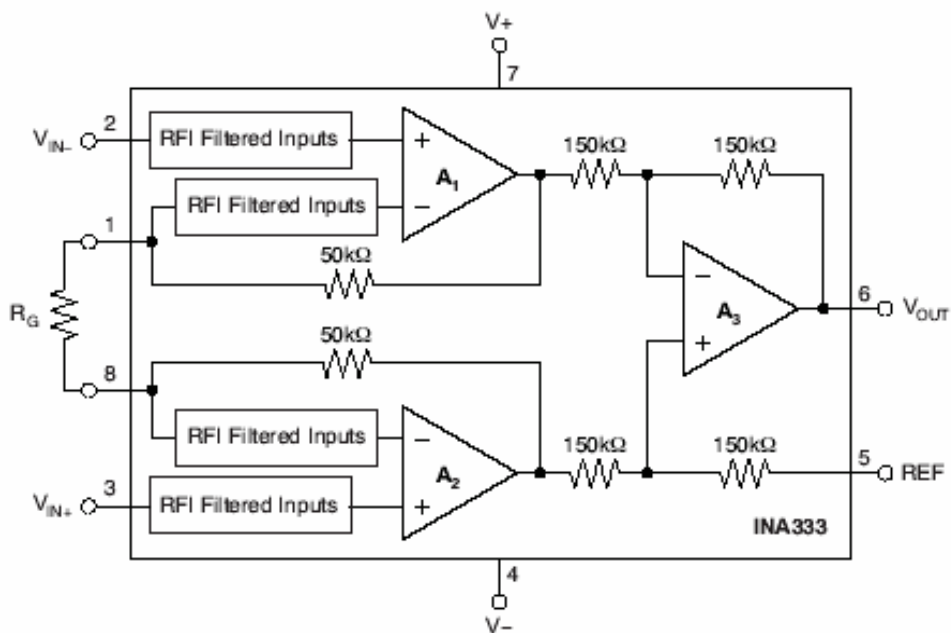
6.4 Diferenční zesilovač

Dále je potřeba signál zesílit. Signál je diferenční a jeho maximální amplituda je řádově jednotky milivoltů a proto bude použit diferenční zesilovač jehož funkce byla popsána v jedné z předchozích kapitol. Nejednodušší zapojení diferenčního zesilovače by vypadalo takto:



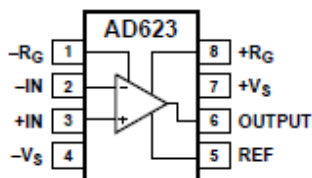
Obr. 29 Zapojení diferenčního zesilovače, převzato z [15]

U tohoto zapojení je problém se vstupní impedancí a nutnost použití velmi přesných hodnot odporů. Proto je lepší použít přístrojový operační zesilovač například INA333 nebo AD623. Zesilovače INA mají lepší parametry, ovšem jejich cena je několikanásobně vyšší oproti obvodu AD623, který pro zesílení EKG signálu bude dostačovat. V případě EEG signálu by se již zřejmě uvažovalo o některém obvodu INA.



Obr. 30 Obvod INA333, převzato z [8]

Zesilovač byl vybrán AD623 od Analog devices v pouzdru DIL-08. Jedná se o přístrojový zesilovač s “rail-to-rail“ výstupem, což znamená, že zesilovač má výstupní napětí blízké napájecímu napětí. Zesílení zesilovače určuje odpor R_g připojený mezi vývody 1 a 8. Bez připojeného externího odporu R_g je zesílení $G = 1$ a s připojeným odporem může být G až 1000. Zesilovač má velký diskriminační činitel CMRR až 110dB, velmi malý vstupní proud, malý šum a nízký klidový proud. Napájecí napětí je od $\pm 2,5V$ do $\pm 6V$. V katalogovém listu je také v jedné z aplikací popsáno použití obvodu ke zpracování EKG [8].



Obr. 31 Zesilovač AD623 – konektory, převzato z [24]

Zesílení se volí s ohledem na vlastnosti EKG signálu, který může dosahovat maximální amplitudy několik mV. Abychom na výstupu diferenčního zesilovače dostali signál s maximální amplitudou okolo 0,5V, nastaví se zesílení $G = 100$. Rezistor R_g se vypočítá podle vztahu (3.2), nebo vyhledá v tabulce (Tab. 6.2). Rezistor R_g tedy bude $R_g=1k$ [24].

$$R_g = 100 \text{ k}\Omega / (G - 1) \quad (6.2)$$

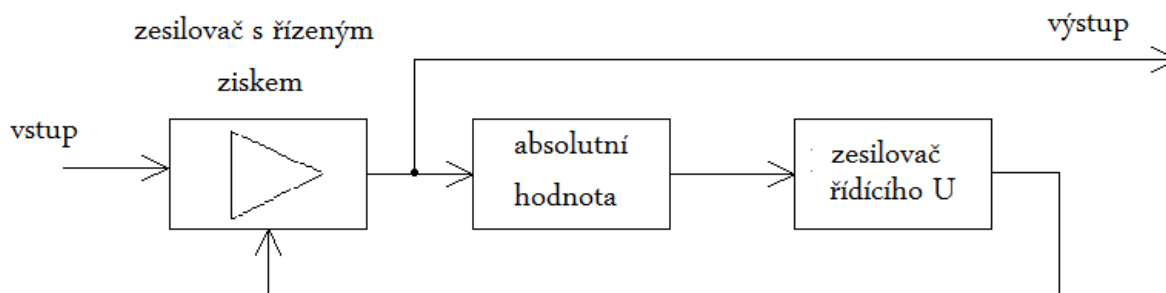
Tab. 6.2: Velikost R_g v závislosti na zesílení G , převzato z [24]

Požadované zesílení	1% hodnoty rezistoru R_g (Ω)	Vypočítané zesílení
2	100 k	2 užitím 1% rezistorů
5	24.9 k	5.02
10	11 k	10.09
20	5.23 k	20.12
33	3.09 k	33.36
40	2.55 k	40.21
50	2.05 k	49.78
65	1.58 k	64.29
100	1.02 k	99.04
200	499	201.4
500	200	501
1000	100	1001

6.5 Zesilovač s automatickým nastavením citlivosti

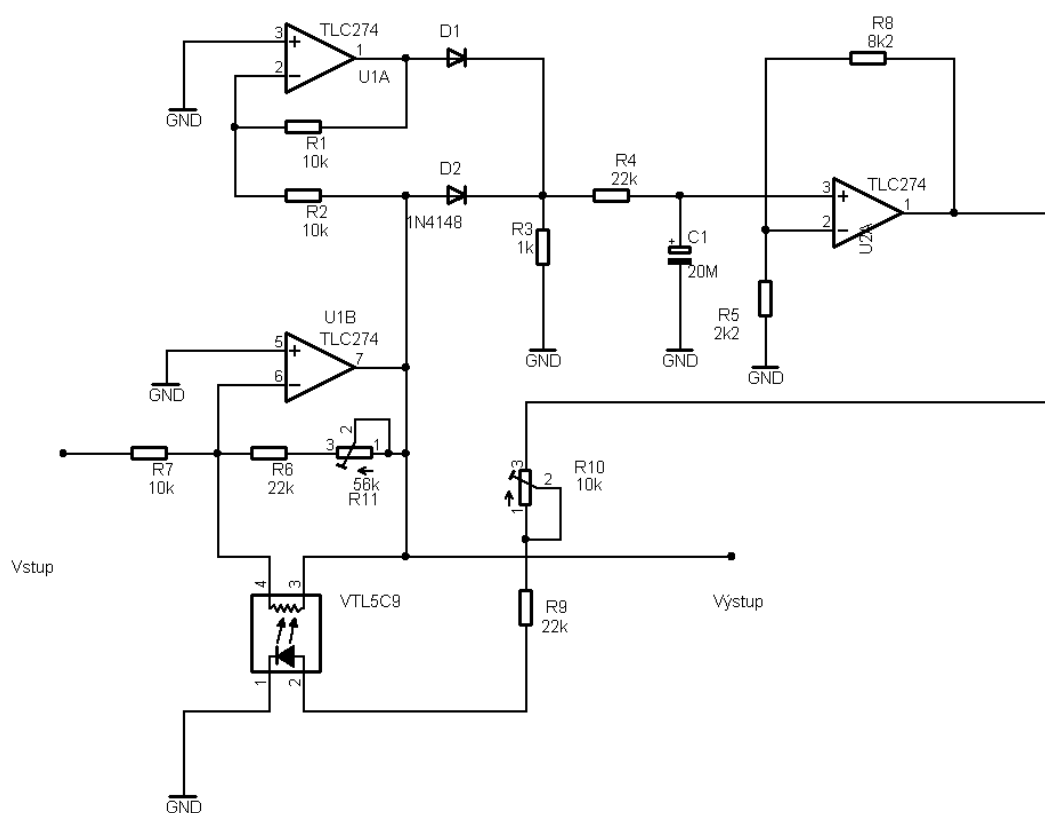
Dalším blokem je zesilovač s automatickým nastavením citlivosti, který zesílí na požadovanou úroveň. Díky tomu, že velikost vstupního signálu je závislá na poloze elektrod a jejich vzdálenosti, bylo by potřeba při dalším měření (jiné umístění elektrod) zesilovač neustále nastavovat. Zesilovač s automatickým nastavením citlivosti udržuje konstantní napětí na výstupu.

Blokové schéma



Obr. 32 Blokové schéma zesilovače s automatickým nastavením citlivosti

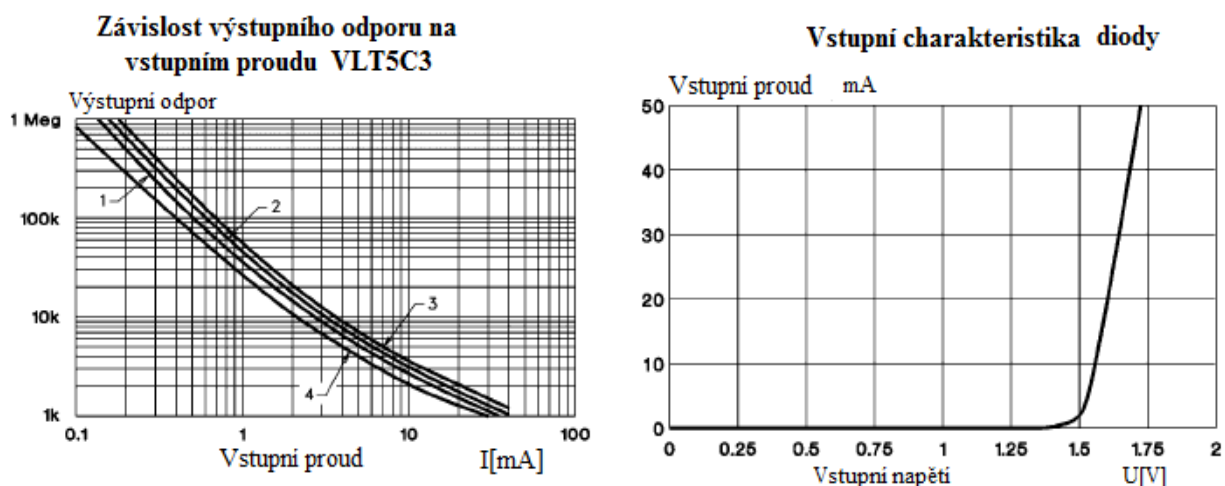
Schéma zapojení



Obr. 33 Zapojení zesilovače s automatickým nastavením citlivosti

Na vstupu AVC zesilovače je invertující zesilovač, který má paralelně k odporu R2 připojeny svorky optočlenu. Optočlen je typu LED-Fotoodpor u kterého se v závislosti na ozáření mění odpor. Změnou odporu optočlenu se mění odpor R6 invertujícího zesilovače a tedy i jeho zesílení. Měníme hodnotu odporu R6, protože změnou odporu R7 by se měnil vstupní odpor zesilovače ($R_{vst} \approx R7$). Na hodnotě odporu také závisí to jak se uplatní regulační odpor optočlenu a sice čím je odpor R6 větší tím více je zesilovač ovlivňován. Odpor R6 bude proměnný z důvodu nastavení celkového zesílení AVC zesilovače. Signál se kterým se pracuje je střídavý, proto se musí výstup z invertujícího zesilovače usměrnit, abychom získali řídicí úroveň napětí. RC článkem tvořeným odporem R4 a kondenzátorem C1 se řídicí signál ještě vyhladí. Protože LED v optočlenu má prahové napětí asi 1,6V od kterého začíná PN přechod emitovat světlo, je potřeba usměrněný řídicí signál zesílit. Pomocí tohoto napětí se bude měnit svit LED v optočlenu a řídit tak zesílení zesilovače. Odporem R9 se nastaví maximální proud, který při daném řídicím napětí může téct diodou optočlenu, aniž by se zničil. K odporu R9 do série se připojí proměnný odpor R10, kterým se nastaví proud diodou optočlenu. Z charakteristik se odhadne jeho velikost, tak aby se hodnota výstupního odporu optočlenu pohybovala kolem 10k ohmů.

Jako usměrňovač se použije usměrňovač s nízkým zkreslením s operačním zesilovačem. Operační zesilovač se použije TLC274 v pouzdře DIL-14, ve kterém jsou 4 zesilovače. Zesilovač je "rail-to-rail" má tedy výstupní napětí blízké napájecímu napětí a nízký odběr (550uA na kanál), proto je vhodný k použití. Jeden bude sloužit jako invertující zesilovač a druhý bude zapojen v obvodu usměrňovače a třetí jako zesilovač řídicího napětí. Diody použijeme typ 1N4148. Optočlen se vybere obvod VTL5C3, který se vyznačuje krátkými časovými konstantami, širokým dynamickým rozsahem, velmi nízkým teplotním koeficientem a malou závislostí odporu na předchozím osvětlení. Tento obvod je podle katalogového listu vhodný pro použití jako proměnný odpor. Na obr.34 jsou vidět charakteristika výstupního odporu na vstupním proudu a vstupní charakteristika diody [25].



Obr. 34 Charakteristiky optočlenu VTL5C3, převzato z [25]

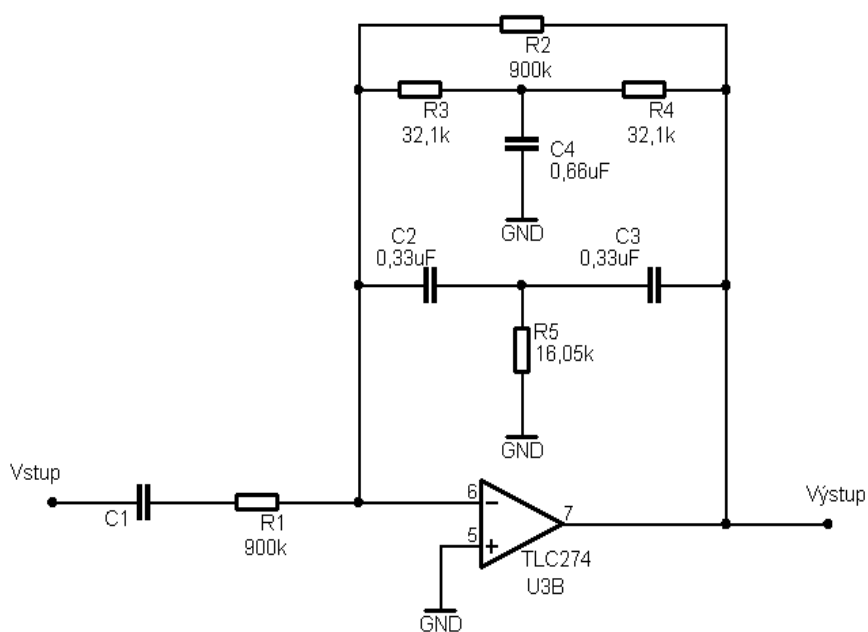
6.6 Filtr pásmová propust

Pásmovou propustí je potřeba odfiltrout nízkofrekvenční rušení vznikající například pohyby pacienta, síťové rušení, nebo vysokofrekvenční rušení myopotenciály. Z EKG signálu je nutné zachovat QRS komplex, ze kterého budeme detekovat R vlnu. Nejmenší rušení EKG signálu je okolo 12Hz. Zároveň v tomto pásmu frekvenčně leží i QRS komplex. Střední kmitočet pásmové propusti by tedy měl být asi 12 až 15Hz se šířkou pásma kolem 10Hz.

6.6.1 Pásmová propust s dvojitým T-článkem

Jedná se o výpočetně velmi jednoduchý filtr. Ze vzorce rezonanční frekvence vypočteme hodnoty odporů R a kondenzátorů C T-článku. Kondenzátor se zvolí a odpor dopočítá. Hodnoty odporů R1 a R2 udávají zesílení. Nevýhodou je nutnost přesného výběru součástek, nebo jejich poskládání na požadovanou hodnotu.

Schéma



Obr. 35 Filtr s T-článkem

Výpočet

$$f_0 = 15\text{Hz}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C}$$

volíme $C_2 = C_3 = 0,33\mu\text{F}$

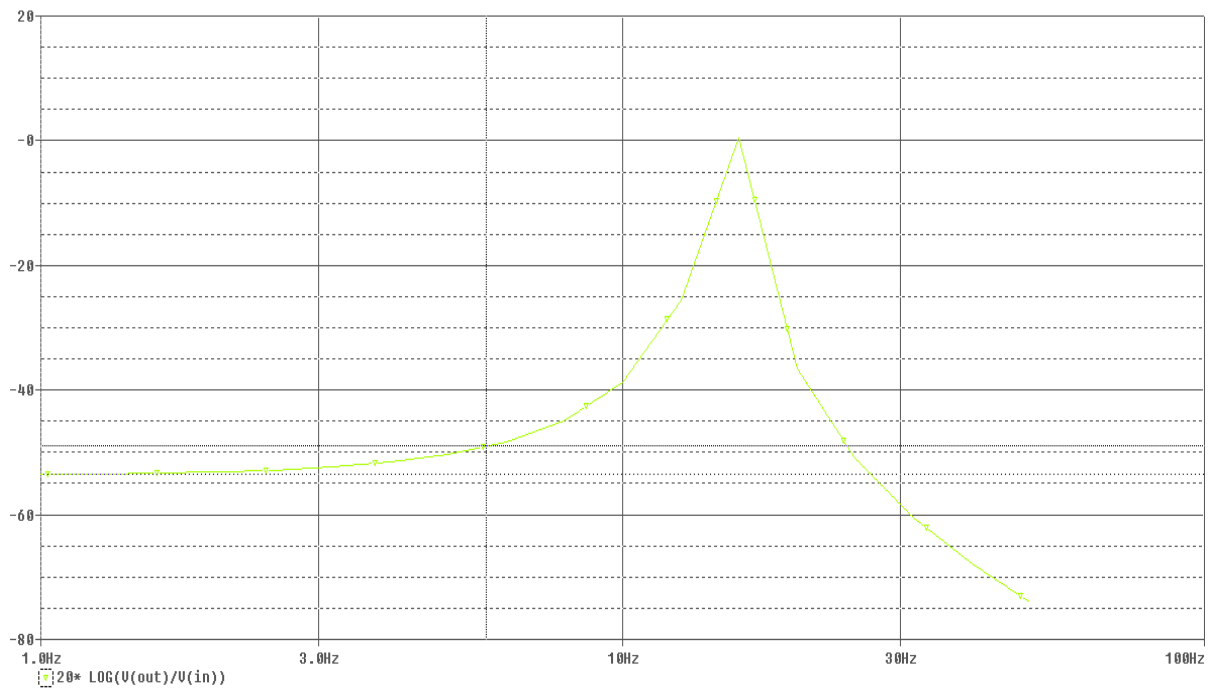
$C_4 = 2 \cdot C_2 = 0,66\mu\text{F}$

$$R_3 = R_4 = \frac{1}{2\pi \cdot f_0 \cdot C} = \frac{1}{2\pi \cdot 15 \cdot 0,33 \cdot 10^{-6}} = 32,1\text{k}\Omega$$

$$R_5 = \frac{R_3}{2} = \frac{32,1\text{k}}{2} = 16,05\text{k}\Omega$$

$$A = \frac{R_2}{R_1} = \frac{900\text{k}}{900\text{k}} = 1 \tag{6.3}$$

Frekvenční charakteristika



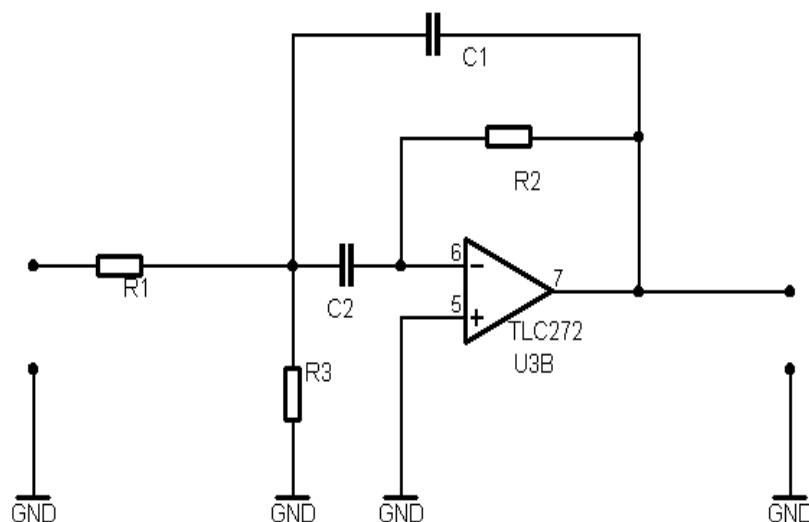
Obr. 36 Frekvenční charakteristika filtru s T-článkem

Filtr s T-článkem je navrhnut na frekvenci $f_0 = 15\text{Hz}$. Ze simulace je vidět, že maximální přenos filtru je na frekvenci $f_0 = 15,9\text{Hz}$ se ziskem 0dB. Šířka pásma pro pokles -3dB je 1Hz. Filtr je velmi úzkopásmový s velkou strmostí.

6.6.2 Filtr typu pásmová propust

Další relativně jednoduchá realizace dolní propusti pomocí speciálního zapojení podle obr.37. Zapojení podle lit.[26] je jednoduché a obsahuje malý počet součástek. Návrh počítá s následujícími informacemi:

- Rezonanční kruhová frekvence ωR [s⁻¹],
- Šířka pásma B [s⁻¹] nebo činitel jakosti Q ,
- Rezonanční zesílení AR ,
- Rovnost obou kapacit $C1 = C2 = C$.

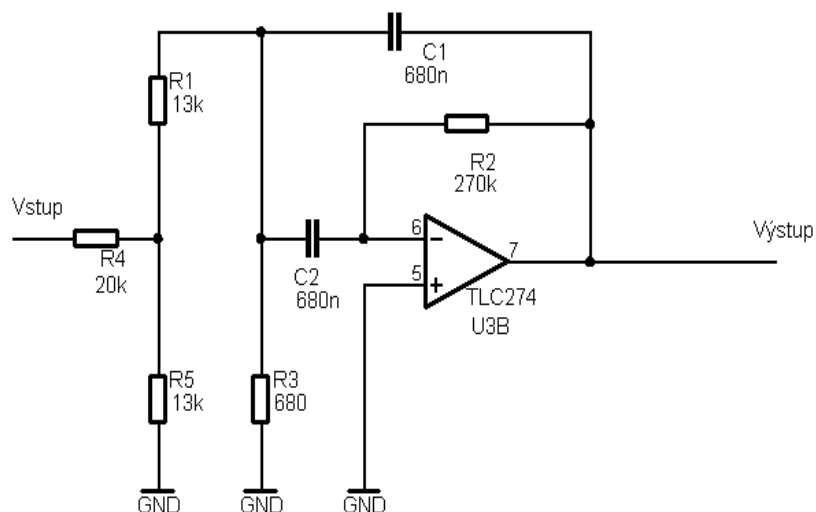


Obr. 37 Filtr – základní zapojení, převzato z [26]

Výpočet:

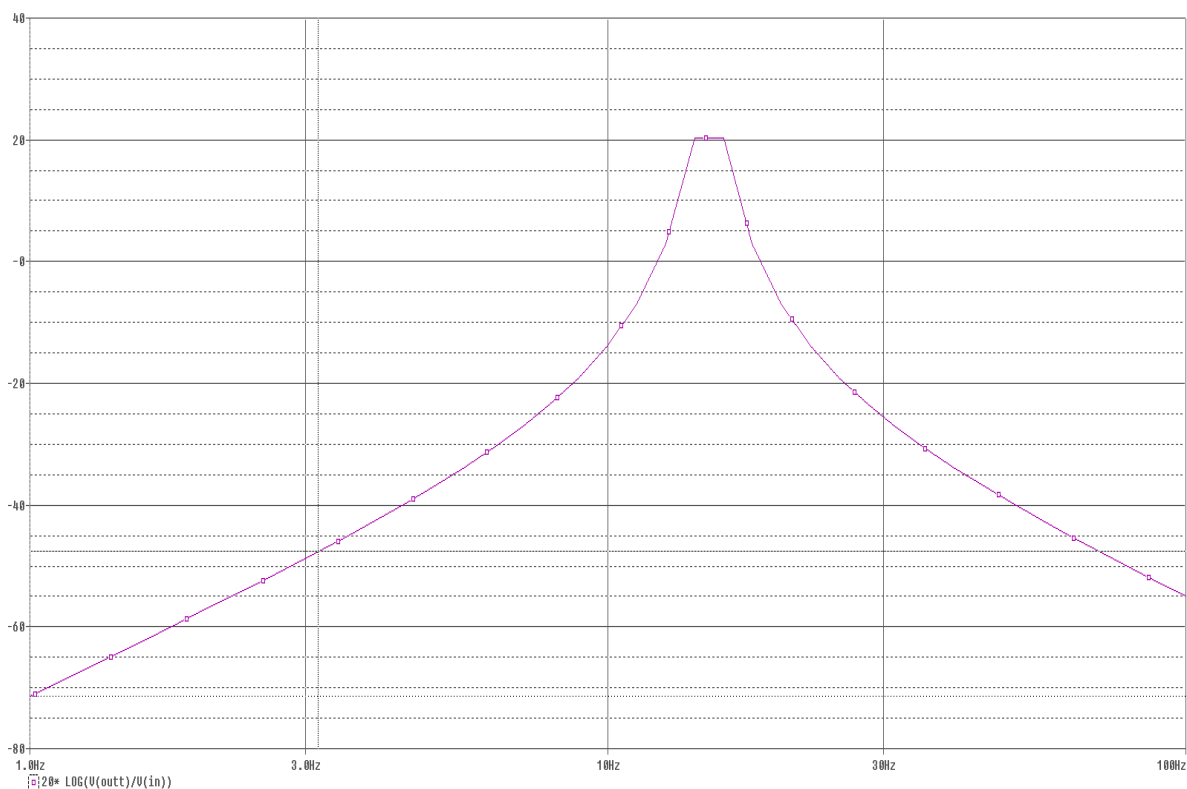
Výpočet lze zjednodušit volbou kapacity C . Na základě této volby pak postačí pro takto specifikované zadání vypočítat $R1$, $R2$ a $R3$. Také existuje mnoho návrhových programů, které tyto filtry vypočítají. Je potřeba zadat o jaký typ filtru se jedná, dále rezonanční frekvenční, řád filtru, jakost a zesílení. Výstupem je obvodové zapojení a hodnoty součástek. Program je stažen přímo ze stránek výrobce Texas instruments [34]. Filtr navržený programem FiltePro vypadá takto:

Schéma



Obr. 38 Filtr navržený programem FilterPro

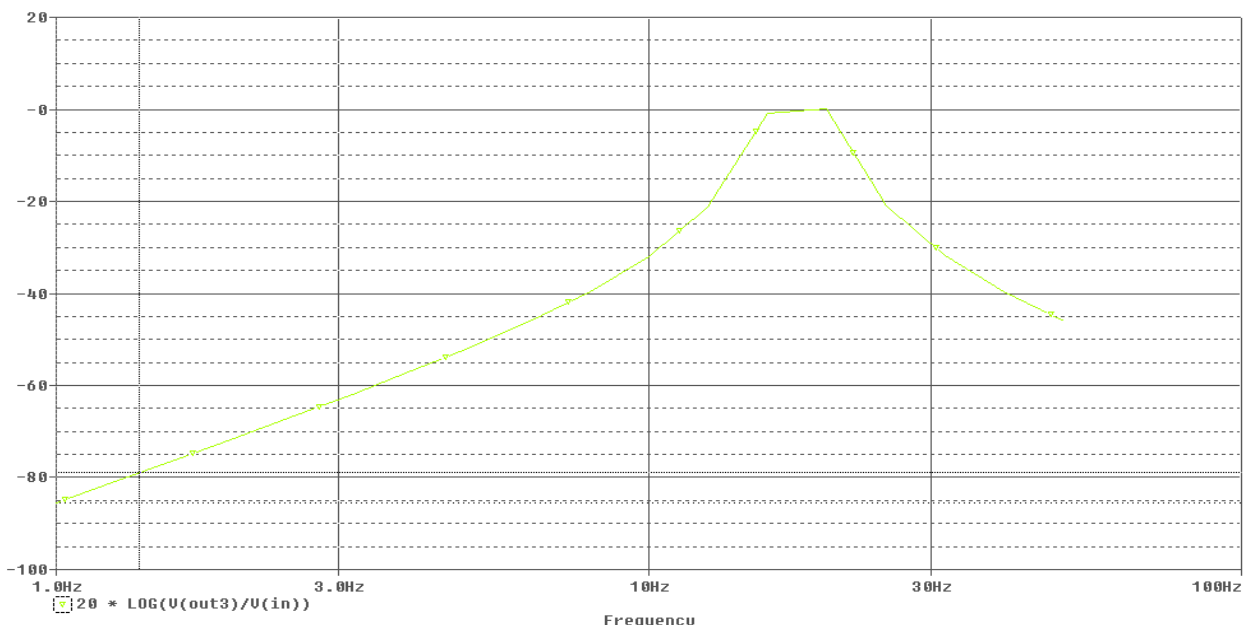
Frekvenční charakteristika filtru 1



Obr. 39 Frekvenční charakteristika filtru 1

První navržený filtr měl frekvenci $f_0 = 15\text{Hz}$ se ziskem 20dB. Ze simulace je vidět, že šířka pásma pro pokles -3dB je 2,3Hz. Tento filtr je úzkopásmový s velkou strmostí. Má ovšem větší šířku pásma oproti ručně navrženému filtru s T-článkem.

Frekvenční charakteristika filtru 2



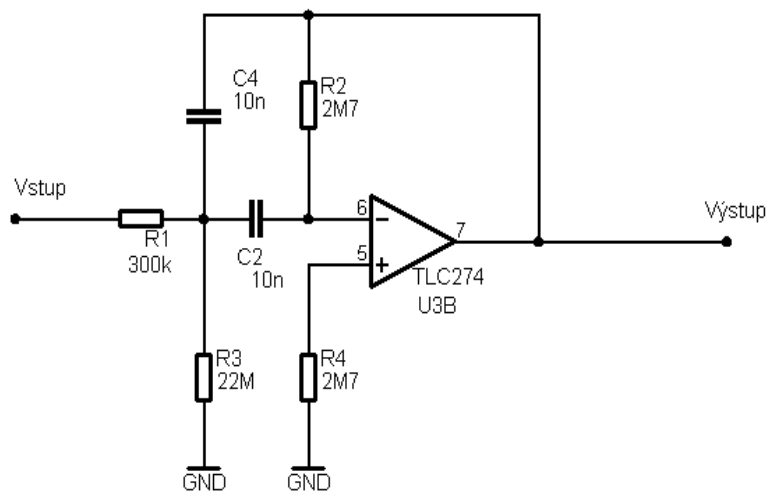
Obr. 40 Frekvenční charakteristika filtru 2

Úpravou parametrů v programu FilterPro bylo dosaženo přenosu filtru 0dB na frekvenci $f_0 = 15,5\text{Hz}$ a šířkou pásma $B = 5,2\text{Hz}$ pro pokles -3dB. Tento filtr bude nejvhodnější pro filtrování QRS komplexů z EKG signálu. Rezistory vybereme z řady E24 a hodnoty jsou $R_4 = 20\text{k}$, $R_{1,2} = 13\text{k}$, $R_3 = 680$ a $R_2 = 270\text{k}$. Kondenzátory jsou $C_1 = C_2 = 680\text{nF}$. Operační zesilovač se vybere typ TLC274, kde se v jednom pouzdře nacházejí 4 zesilovače.

6.6.3 Pásmová propust pro QRS komplex 13 -23 Hz

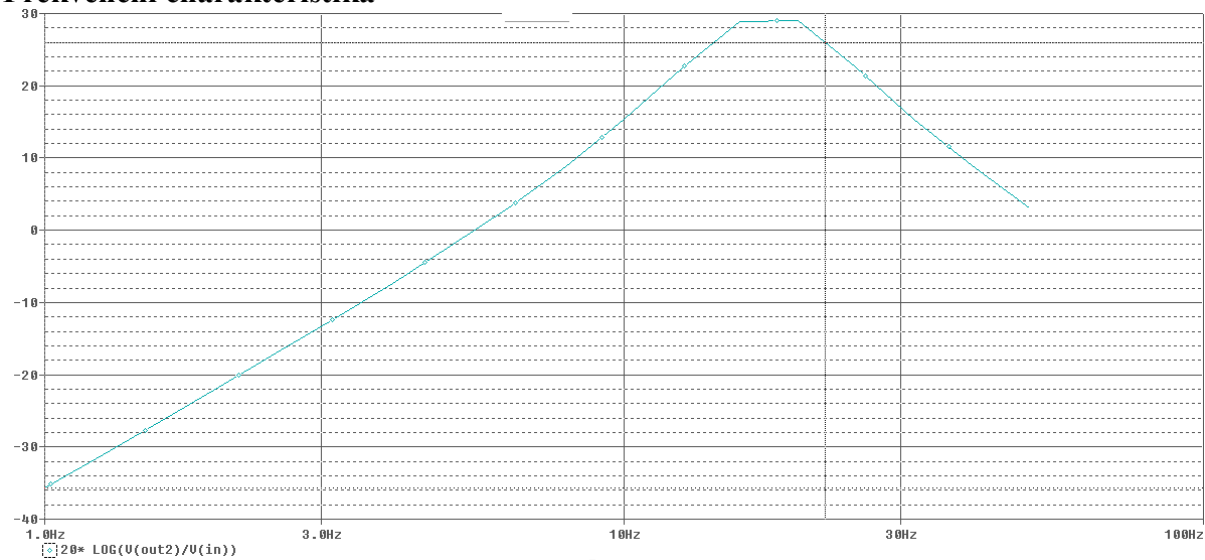
Tento filtr je převzat z článku na internetu [26] a je přímo navržen pro filtrování QRS komplexů. Z provedené simulace je vidět, že frekvenční charakteristika není tak strmá jako v předešlých případech. Propustné pásmo je od 14,2 – 22,2Hz a šířka propustného pásma je tedy $B = 8\text{Hz}$. Maximální přenos filtru je 28dB.

Schéma



Obr. 41 Filtr pro QRS komplexy, převzato z [26]

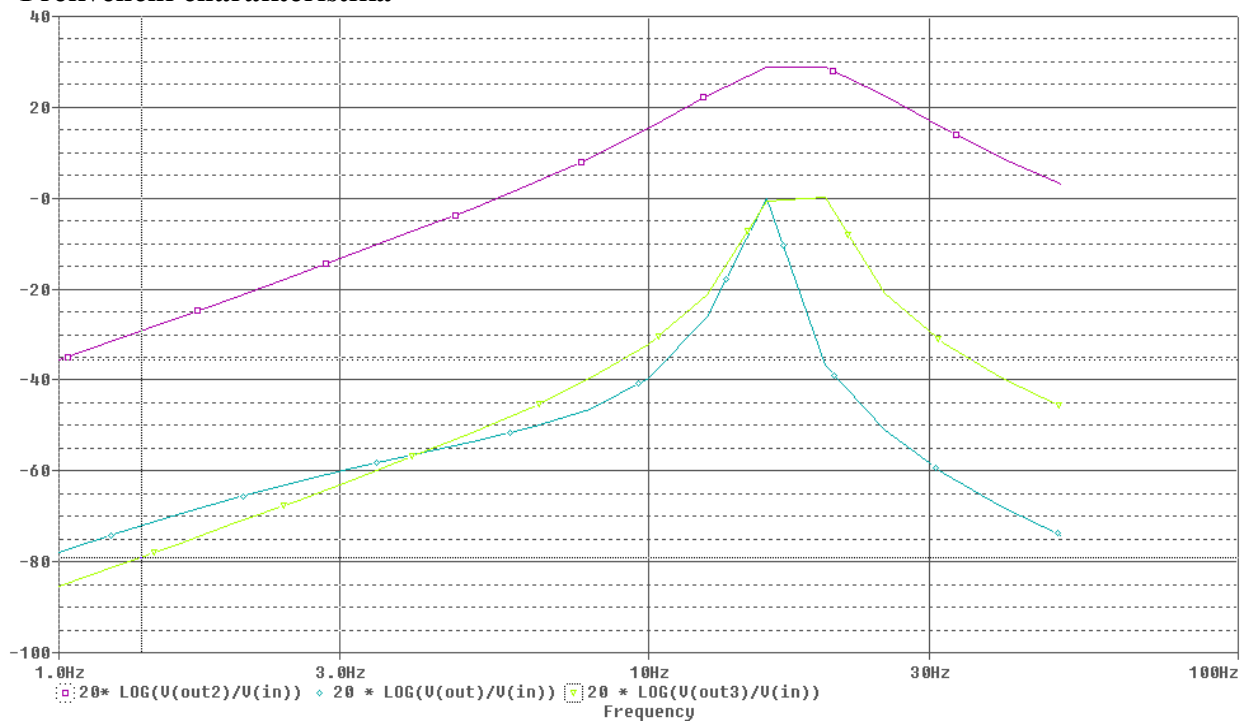
Frekvenční charakteristika



Obr. 42 Frekvenční charakteristika

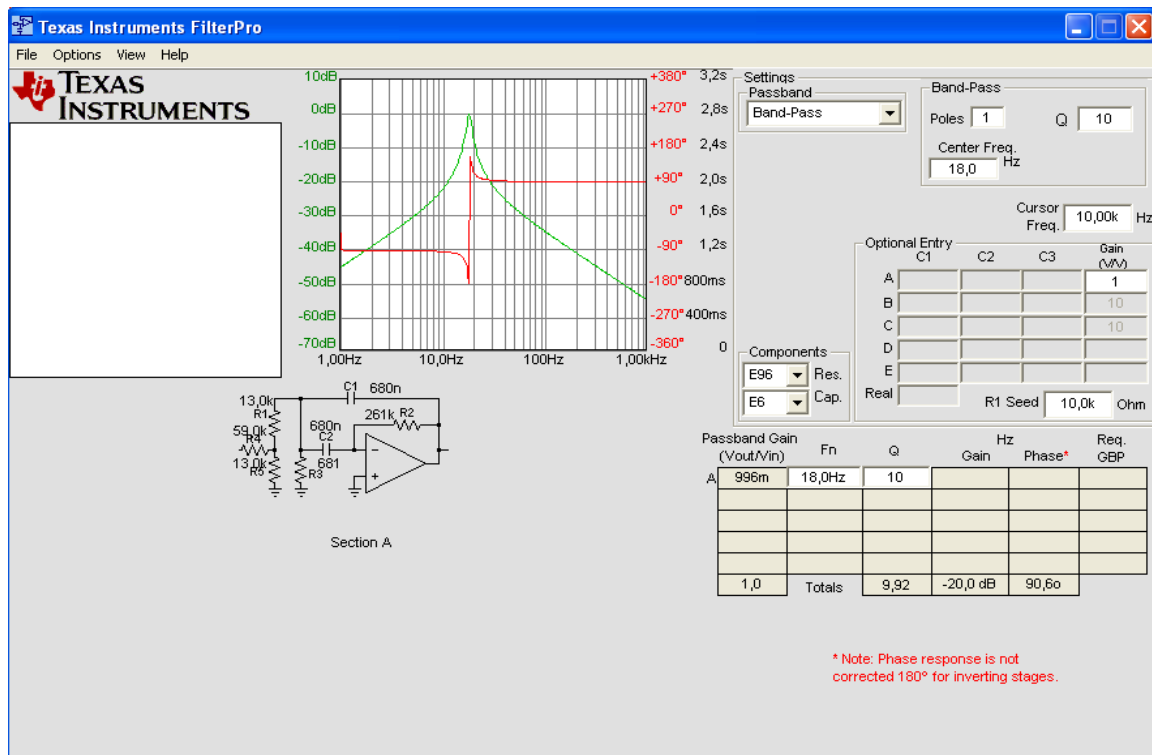
Pro srovnání frekvenčních charakteristik jsou v následujícím grafu zobrazeny všechny charakteristiky filtrů najednou.

Frekvenční charakteristika



Obr. 43 Frekvenční charakteristiky filtrů

Na následujícím obrázku je zobrazeno návrhové prostředí programu FilterPro s nastavením všech parametrů pro návrh požadovaného aktivního filtru. Program spočítá součástky a vygeneruje schéma zapojení, a také vykreslí frekvenční a fázovou charakteristiku.



Obr. 44 Prostředí programu FilterPro

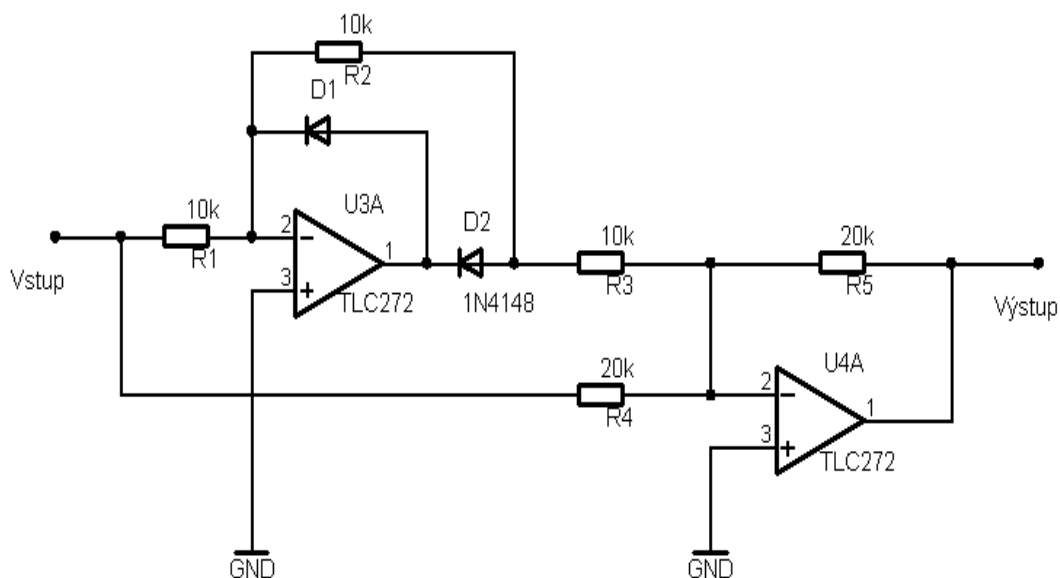
6.7 Usměrňovač

Dalším důležitým blokem pro správnou funkci kardi tachometru je usměrňovač. Jelikož je EKG signál závislý na umístění elektrod, usměrněním signálu se vyloučí vliv polarity signálu, které by vzniklo vzájemným prohozením elektrod. Takto upravený signál bude mít pouze kladné hodnoty, což je výhodné pro detekci R vln.

Nejednodušší by bylo použít můstkový diodový usměrňovač. Diody se však otevírají až od napětí zhruba 0,6V a při dynamice vstupního napětí okolo 2V by usměrňovač odřízl značnou část signálu. Proto se použije usměrňovač s operačními zesilovači, který odstraní koleno diod a dokáže tak usměrnit signál i nízkých úrovní. Ze simulace je vidět, jak je usměrněný signál s amplitudou 10mV bez oříznutí. Zesílení usměrňovače je 1 a operační zesilovače jsou použity obvody TLC274 v pouzdře DIL-14.

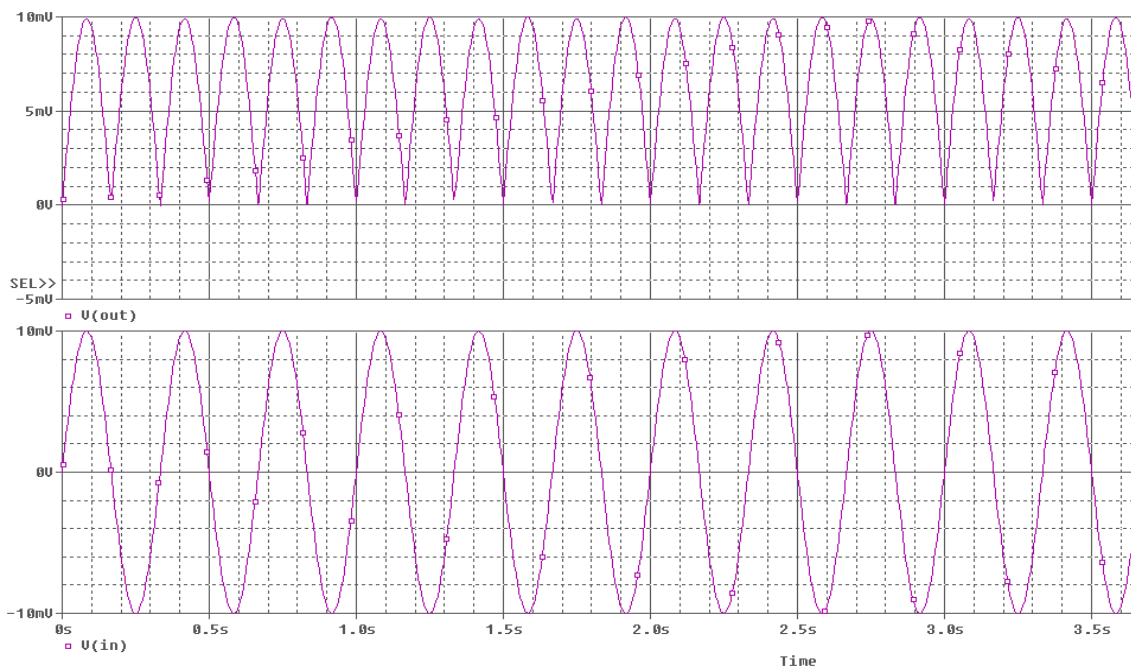
Vlastní usměrňovač je tvořen operačním zesilovačem U3A (TLC274), rezistory R1, R2 (10k Ω) a diodami D1 a D2 (1N4148). Protože operační zesilovač je zapojen jako invertující, objeví se na jeho výstupu záporné napětí proti GND, je-li na jeho vstupu kladné. Při záporné půl vlně je dioda D2 uzavřena a signál je veden pouze přes U4A, který signál invertuje. Při kladné půl vlně se dioda D2 otevře a na její anodě se objeví invertovaný vstupní signál. Na invertujícím vstupu zesilovače U4A zapojeného jako součtový invertující zesilovač se sečte invertovaný signál z usměrňovače se vstupním [27].

Schéma



Obr. 45 Dvoucestný usměrňovač, převzato z [27]

Průběhy

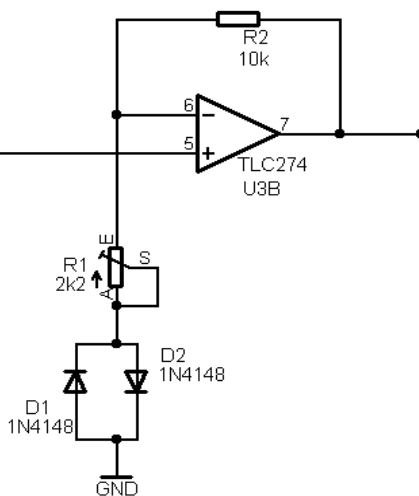


Obr. 46 Nahoře – usměrněný signál, dole – vstupní signál

6.8 Kvadrátor

Kvadrátor slouží ke zvětšení odstupů mezi QRS komplexem, P vlnou a T vlnou. QRS komplex má v EKG signálu největší amplitudu až několik milivoltů podle místa snímání a zajímá nás tedy nejvíce pro detekci R vlny. P vlna a T vlna mají amplitudu kolem 0,3mV a chceme je potlačit. U číslicového zpracování by se tento blok realizoval prostým umocněním signálu, kdy by se signál nízké úrovně potlačil a naopak signál velké úrovně v tomto případě QRS komplex zvýraznil. Jako analogový obvod poslouží nelineární zesilovač s exponenciální charakteristikou. Nelineárním prvkem je zde dioda. Vstupní signál malé úrovně se pohybuje na voltampérové charakteristice v oblasti před kolenem a signál tak není zesílen. Čím má vstupní signál větší úroveň, tím se víc posouvá za koleno charakteristiky a je i více zesilován. Dioda je zapojena v sérii s odporem R1, kterým se nastaví bod, od jaké úrovně vstupního napětí má zesilovač signál zesilovat. Operační zesilovač vybereme opět TLC274 v pouzdře DIL-14. Odpor R2 bude 10k, proměnný odpor R1 = 1k a diody 1N4148. Při tomto nastavení nebude zesilovač zesilovat vstupní signál do úrovně 0,25V. Od této hodnoty se bude zesílení exponenciálně zvětšovat s rostoucím vstupním napětím. Vstupní napětí může být od 0V do 0,8V. Při větším vstupním napětí by se již zesilovač dostal do saturace. Velikostí potenciometru R1 můžeme měnit sklon charakteristiky zesilovače, tedy i bod od kterého začne zesilovač zesilovat. Zvětšením hodnoty R1 se zvětší rozsah vstupního signálu ovšem klesne strmost charakteristiky, trimr R1 volíme R1 = 2k Ω . Výsledné nastavení rezistoru R1 se doladí při sestavení a zkoušení celého zapojení, buď v nepájivém poli nebo přímo na plošném spoji.

Schéma



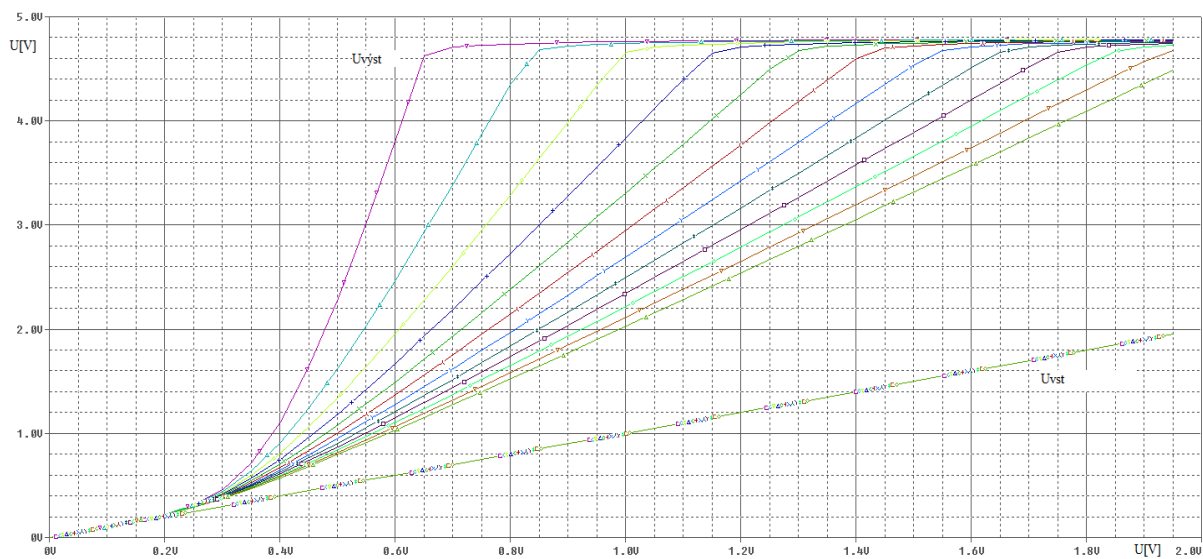
Obr. 47 Zapojení kvadrátoru

vztah pro zesílení neinvertujícího zesilovače

$$A = 1 + \frac{R2}{R1} \quad (6.4)$$

Charakteristiky

V obrázku je znázorněny vstupní a výstupní signál. Vstupní signál se lineárně zvětšuje od 0V do 2V. Rezistor R1 byl krokován od 500Ω po 6kΩ s krokem 500Ω. Z výstupních charakteristik je vidět nelineární zesílení zesilovače v závislosti na vstupní úrovni signálu a velikosti rezistoru R1.



Obr. 48 Vstupně výstupní charakteristiky, simulace v programu PsPice

6.9 Komparátor

Komparátor bude vytvářet signál obdélníkového průběhu. Šířka obdélníku bude závislá na tom, jak bude překračována komparační úroveň. Komparační úroveň bude nastavitelná na požadovanou a optimální hodnotu pro spolehlivou detekci R vln. Použit bude komparátor s hysterezí, kde kladná zpětná vazba z výstupu do neinvertujícího vstupu zajišťuje hysterezi překlápění. Vstupní napětí se zde porovnává nejen s referenčním napětím, ale částečně i s výstupním napětím. Úroveň překlápění tak závisí částečně i na stavu výstupu. Rezistory R1 a R2 tvoří dělič napětí, který určuje velikost hystereze. Vstupní napětí se porovnává s referenčním napětím získaným na děliči R3, R4. Pro menší vstupní napětí je výstup v záporné saturaci, pro větší vstupní napětí v kladné saturaci. Jako zesilovač bude použit obvod TLC274 s "rail-to-rail" výstupem [28].

Pro velikost hystereze přibližně platí [28]:

$$U_H = (U_{sat+} + U_{sat-}) \cdot \frac{R1}{R1 + R2} \quad (6.5)$$

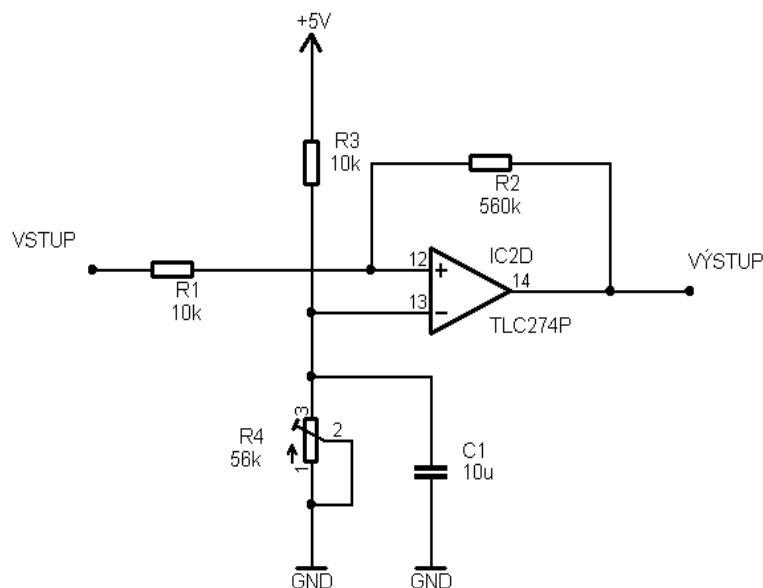
$$U_H = (4,9 + 4,9) \cdot \frac{10k}{10k + 500k} = 192mV$$

zvolí se: R1 = 10k

R2 = 500k

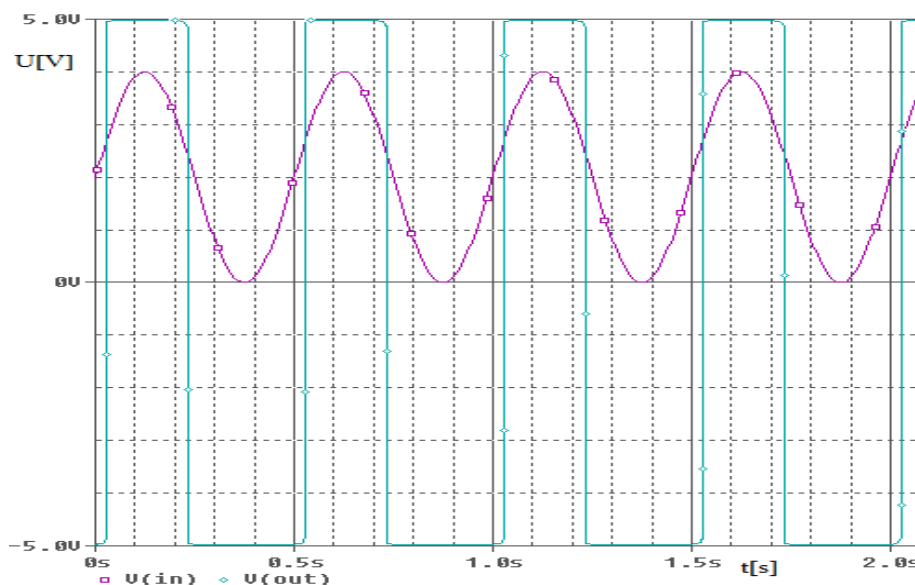
Komparační úroveň se nastaví pomocí děliče R3, R4. Rezistor R3 = 10k a potenciometr R4 = 56k.

Schéma



Obr. 49 Komparátor s hysterezí

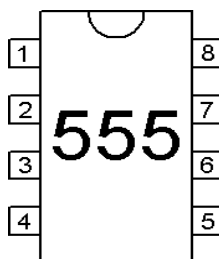
Ze simulace je vidět, že komparační úroveň je nastavená děličem R3, $R4 = 10k$ na $2,5V$ a hystereze změřená simulací je přibližně $150mV$, což odpovídá vypočteným hodnotám.



Obr. 50 Odezva komparátoru na harmonický signál

6.10 MKO s časovačem 555

Časovač se vyrábí ve dvou provedeních, klasickém a CMOS, ve druhém provedení existuje ještě dvojitý časovač pod označením 556. Jednoduchá verze se vyrábí v pouzdře DIL8. K napájení obvodu slouží vývody 1 a 8, na 8 se připojuje kladný pól napájení, na 1 záporný. Výhodou je, že stačí nesymetrický zdroj. U klasické verze by se mělo napájecí napětí pohybovat v intervalu od $4,5 V$ do $18 V$, verze CMOS se spokojí i s nižším. Vývod 3 slouží jako výstup, díky vnitřnímu zesilovači dokáže dodat proud až $200 mA$. Vývod 4 slouží k zablokování, nepoužíváme-li toho se připojí na napájecí napětí. Napěťový dělič složený ze tří rezistorů o stejném odporu rozděljuje napětí na třetiny, na vývodu 5 se tedy nachází $2/3$ napájecího napětí, je dobrým zvykem, není-li využita možnost změny poměru napětí, připojit tento vývod přes kondenzátor $10 nF$ na zem, u CMOS verze je to dokonce nutnost [29].



Obr. 51 Časovač 555, převzato z [29]

Monostabilní klopný obvod bude vytvářet obdélníkové impulzy konstantní šířky. Šířka impulsu musí mít takovou délku, že když komparátor zareaguje na překročení komparační úrovně a detekuje QRS komplex, bude impuls trvat dokud QRS komplex neskončí. Je to z důvodu, aby nebylo v jednom QRS komplexu falešně detekováno více R vln. Monostabilní klopný obvod se bude tedy chovat jako časový filtr. Při vyšší tepové frekvenci se R vlny k sobě přibližují, takže impuls nemůže být přehnaně dlouhý, aby nezasahoval do následujícího QRS komplexu.

Výpočet délky impulsu:

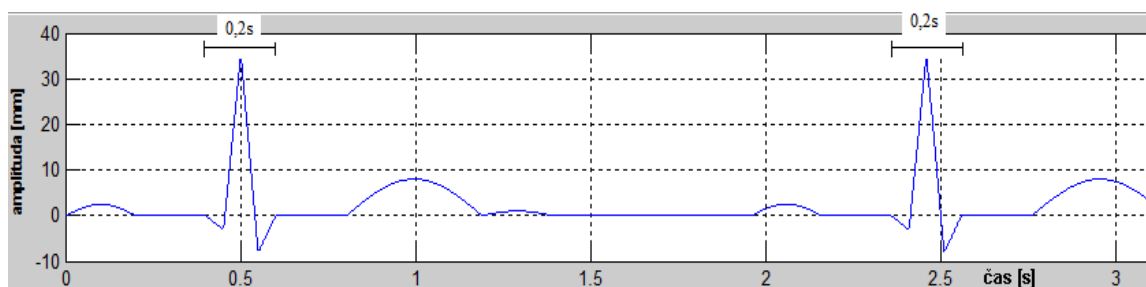
Rozsah měření tepových frekvencí 30 - 240 tepů/min

Doba trvání QRS komplexu při frekvenci 30 tepů/min je 0,2s.

Doba trvání QRS komplexu při frekvenci 240 tepů/min je 0,03s.

Doba mezi R vlnami při frekvenci 240 tepů/min je 0,25s.

Grafické znázornění

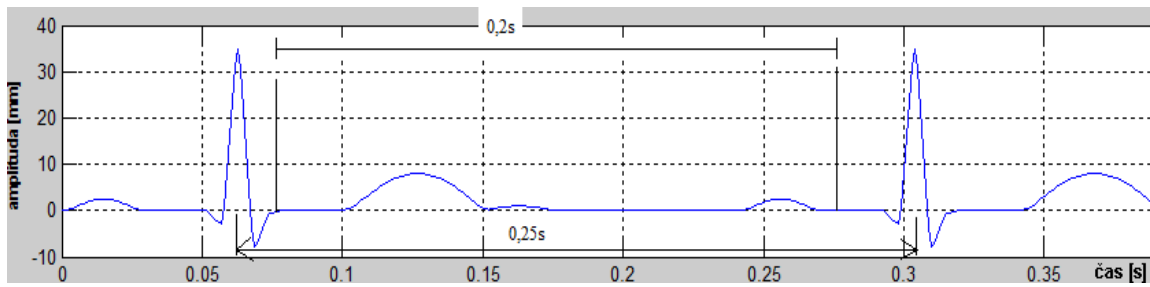


Obr. 52 RR interval při 30 tepů/min

Při frekvenci 30 tepů/min je šířka QRS komplexu 0,2 sekundy. Impuls MKO, který pokryje celou dobu QRS komplexu aniž by došlo k falešné detekci bude stačit 0,2sekundy.

Při frekvenci 240 tepů/min je šířka QRS komplexu asi 0,03 sekundy což 0,2sekundový impuls MKO zcela určitě pokryje. Limitujícím faktorem je vzdálenost sousedních R vln, které jsou od sebe 0,25s.

Nejhorší mezní případ, jaký by mohl nastat, je že v prvním QRS komplexu bude práh překročen až na jeho konci a v následujícím QRS by byl práh překročen na jeho začátku. Jak je z následujícího obrázku patrné, impuls MKO nebude ani v tomto případě zasahovat do dalšího QRS komplexu. Normální doba trvání je od 0.08s – 0.12s. Pro tyto mezní hodnoty, byly hodnoty odhadnuty z generátoru EKG signálu realizovaného v matlabu. Pro náš odhad je přesnost dostatečná.



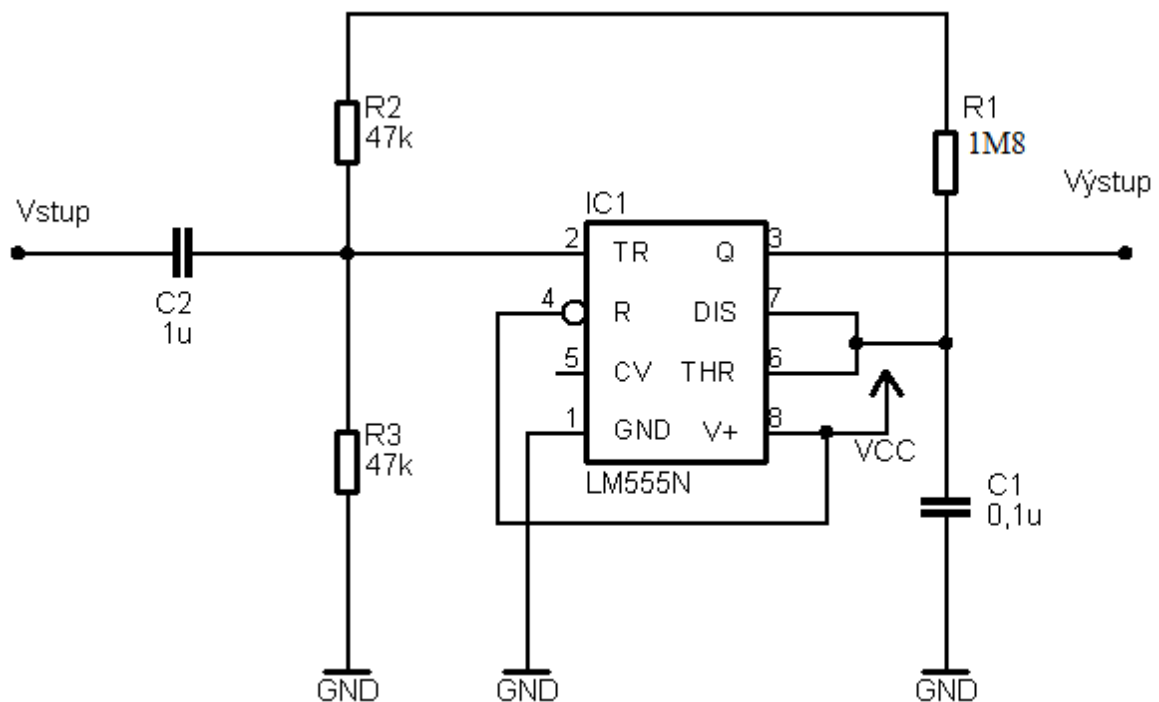
Obr. 53 RR interval při 240 tep/min

$C = 0,1\mu\text{F}$ zvolí se
 $t_i = 0,2\text{s}$ odhad z EKG signálu

$$t_i = 1,1 \cdot RC \quad [29] \quad (6.6)$$

$$R = \frac{t_i}{1,1 \cdot C} = 1,81\text{M}\Omega \quad \text{vybere se: } R = 1\text{M}\Omega$$

Schéma



Obr. 54 MKO

6.11 Zpracování a zobrazení

6.11.1 Zobrazení TF milivoltmetrem HD-3128

Jednou z možností jak zobrazit tepovou frekvenci, je pomocí milivoltmetru. Na výstupu časovače budou impulzy konstantní šířky. S tepovou frekvencí se bude měnit vzdálenost mezi impulzy. Přivedou li se impulzy na RC článek, získá se stejnosměrná hodnota napětí takového signálu, která se bude měnit s měnící se tepovou frekvencí. Bude-li vyšší tepová frekvence, budou i impulzy konstantní šířky blíže u sebe, tudíž bude větší střední hodnota signálu. Hodnota napětí tedy bude odpovídat tepové frekvenci. Jako vhodný by mohl být milivoltmetr HD-3128. Aby uměl kardiotačometr nejen měřit tepovou frekvenci, ale i například signalizovat překročení prahu, zaznamenávat maximální hodnotu a další funkce, bude využit mikrokontroler viz. další kapitola [30].



Obr. 55 Milivoltmetr HD-3128, převzato z [30]

Katalogové údaje milivoltmetru HD-3128:

max. vst. napětí: 199,9 mV DC

max. údaj LCD: 1999 s automatickou indikací polarity

zobrazení: LCD

měřící metoda: integrovaný A/D převodník

ind. Přetížení: "1"

vzorkování: 2-3 x vt.

vst. impedance: min. 100M Ω

přesnost: + 0,5%

nap. proud: 1 mA

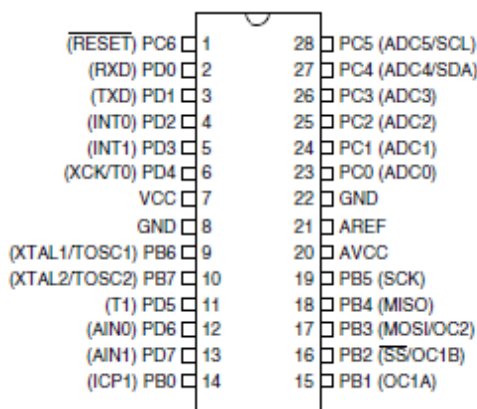
des. tečka: volitelná propojkou

napájení: 6 - 9 V DC

6.11.2 Mikrokontroler Atmega8

K měření a výpočtu tepové frekvence bude sloužit 8 bitový mikrokontroler AVR Atmega8. Tyto mikrokontrolery se vyznačují velmi malým odběrem a nízkou cenou. Napájecí napětí je v rozmezí 4,5-5,5V což je ideální pro tuto bateriově napájenou aplikaci. Mikrokontroler je zvolen i z důvodu případné rozšiřitelnosti aplikace naprogramováním dalších funkcí. Může se jednat o signalizaci překročení aerobního a anareobního prahu a například dobu strávenou v těchto pásmech, nebo zaznamenání maximální tepové frekvence. Mikrokontroler je vyráběn v pouzdře DIL-28-3 [31].

Výstup z časovače je přiveden na pin pro externí přerušení PD2(INT0) viz. Obr.56. Přerušení reaguje na vzestupnou hranu signálu. Dále je použit 16bitový čítač s nastavenou předděličkou 256. Po příchodu přerušení se vyčte hodnota registru čítače, uloží se do proměnné a registr se vynuluje. Čítač neustále čítá a až do příchodu dalšího přerušení plní svůj registr. Krystal je použit s frekvencí 4MHz.



Obr. 56 Zapojení pinů, převzato z [31]

Výpočet

Krystal $f = 4\text{MHz}$

Délka strojového cyklu

$$T = \frac{1}{f} = \frac{1}{4\text{MHz}} = 0,25\mu\text{s} \quad (6.7)$$

16bitový čítač – 65 536 hodnot

Při maximální délce měřeného RR intervalu $RR = 2\text{s}$ tedy tepové frekvenci 30Hz by bylo potřeba

$$N = \frac{RR}{T} = \frac{2}{0,25 \cdot 10^{-6}} = 8 \cdot 10^6 \text{ hodnot.}$$

Při použití předděličky 256 bude čítač čítat po

$$T1 = T * 256 = 0,25\mu * 256 = 64\mu s$$

a maximální hodnota v registru bude 31 250 a lze tedy využít 16bitový čítač.

Vypočet tepové frekvence

$$TF = 60/t = 60/(RR * 1/T1) = 60/(RR/15625) = 60 * 15625/RR = 93750/RR \text{ [tep/min]}$$

$$TF = \frac{60}{t} = \frac{60}{T1 \cdot RR} = \frac{60}{64 \cdot 10^{-6} \cdot RR} = \frac{93750}{RR} \text{ [tep / min]}$$

Tepová frekvence je vypočtena jako převrácená hodnota změřeného RR intervalu, tedy periody signálu. Tato okamžitá tepová frekvence ještě nebude zobrazena na displeji, ale je průměrována pomocí plovoucího okna za posledních 5 změřených hodnot.

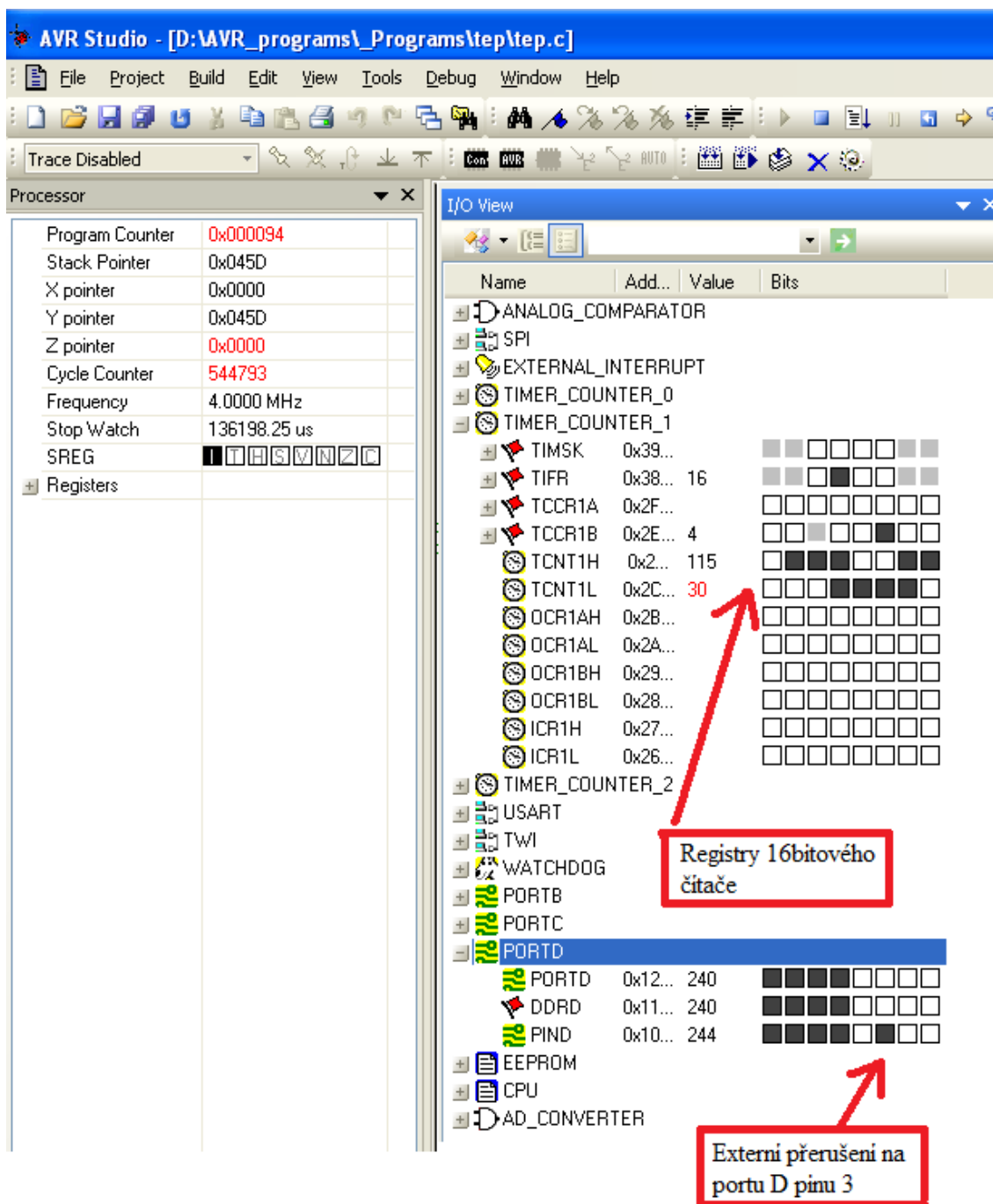
Program

```
int main ( void )
{
    SREG = 0b10000000;    // povoleni preruseni
    MCUCR = 0b00000011;  // externi preruseni INT0 se generuje na vzestupnou
hranu
    GICR = 0b01000000;    // povoleni preruseni INT0
    TCCR1B = 0b000000100; // spusteni citace 1, preddelicka citace 1 je 256

    while (1)
    {
        prumerny_cas = (cas0 / 5) + (cas1 / 5) + (cas2 / 5) + (cas3 / 5) + (cas4 / 5);    //
vypocet prumerneho casu mezi dvema tepy z poslednich peti tepu
        pocet_tepu = 937500 / prumerny_cas;
                                                // pocet tepu za minutu
    }
}

ISR( INT0_vect )
{
    zmereny_cas = TCNT1;    // zmereny_cas = cas intervalu RR
    TCNT1 = 0;

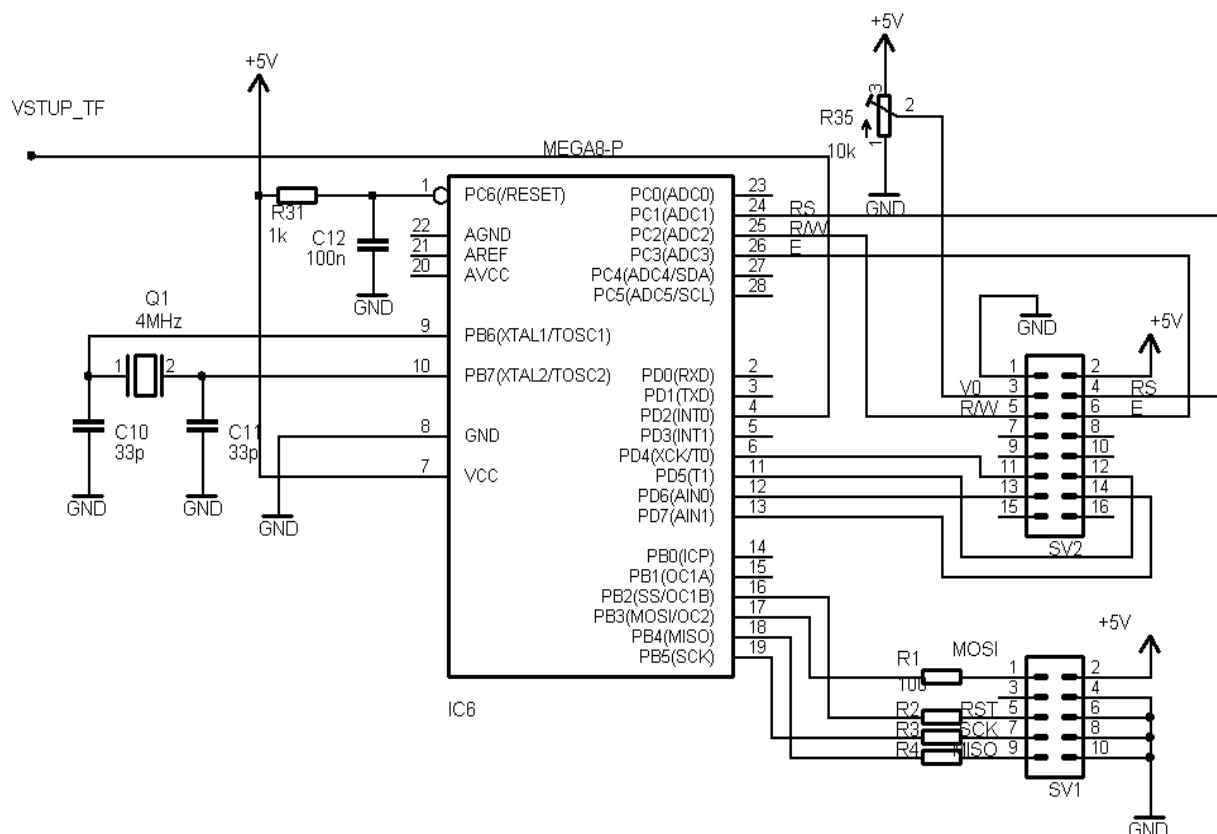
    cas4 = cas3;
    cas3 = cas2;
    cas2 = cas1;
    cas1 = cas0;
    cas0 = zmereny_cas;
}
}
```



Obr. 57 AVR Studio

Program byl odzkoušen v simulaci AVR studia. Po přivedení úrovně na PD2(INT0) dojde k přerušení, vyčtení registru čítače do proměnné a vynulování registru. Obr.: 57 AVR Studio

Schéma



Obr. 58 Zapojení Atmega8

Mikrokontroler se bude programovat pomocí ISP (In System Programming), což představuje standardní rozhraní, které slouží jak pro programování, tak pro připojení ISP periférií. Rozhraní ISP je nejjednodušší způsob zapsání programu do mikrokontroleru. Rozhraní umožňuje programovat procesor přímo v aplikaci, protože připojení k programátoru zabere pouze tři vývody procesoru využitelné k jiným účelům. Pro programování se používá SPI (Serial Peripheral Interface) rozhraní, tak je potřeba pouze konvertor z portu PC na SPI rozhraní, které vyživá čtyři vodičové připojení mikrokontroleru, popsané níže. Můžeme použít paralelní, sériový i USB port. Konektor pro připojení programátoru je použit ML10 [32].

-SCK - Shift Clock – Synchronizační impulsy generované programátorem.

-MOSI - Master Out - Slave In – Komunikační vodič z ISP programátoru do programovaného mikroprocesoru.

-MISO - Master In - Slave Out – Komunikační vodič z programovaného mikroprocesoru do ISP programátoru.

-RESET – Umožňuje ISP programátoru ovládat signál RESET programovaného mikroprocesoru [32].

6.11.3 Zobrazení

O zobrazení se bude starat LCD s řadičem HD44780 nebo jeho ekvivalentem, se kterým pracuje naprostá většina znakových displejů. Řadič HD44780 od firmy HITACHI se stal standardem. Displeje se vyrábějí v provedeních od 1x8 znaků do 4x40 znaků. K propojení s jednočipem je třeba 4 nebo 8 datových vodičů, jeden na přepínání zápisu instrukcí / dat (RS) a další s hodinovým signálem (E). Pro případné čtení obsahu displeje je třeba připojit ještě jeden (R/W), jinak je trvale uzemněn. Základní znakovou sadu lze doplnit osmi vlastními znaky. Pro připojení displeje je použit konektor ML16, datová komunikace bude probíhat po 4 datových vodičích. Displej je použit typ MC2002A-TGR LCD, 20x2, TN, reflexní, bez podsvícení s šedým pozadím, jelikož se jedná o displej s řadičem HD44780 je možné dodatečně vybrat jiný displej se stejným standardním řadičem. Na trhu jich je celá řada v různých provedeních a cenách [33].

Zapojení displeje :

Tab. 6.3: Zapojení displeje, převzato z [33]

vývod standard	vývod LCD4x40	název	popis
1	13	V _{SS}	napájení GND
2	14	V _{DD}	napájení +5V
3	12	V _O	kontrast 0V .. 5V (typ. 0,8V)
4	11	RS	Register Select (0=instrukce, 1=data)
5	10	R/W	Read / Write (0=zápis, 1=čtení)
6	9	E	Enable (1, hrana z 1 -> do 0)
7	8	DB0	Data Bus 0
8	7	DB1	Data Bus 1
9	6	DB2	Data Bus 2
10	5	DB3	Data Bus 3
11	4	DB4	Data Bus 4
12	3	DB5	Data Bus 5
13	2	DB6	Data Bus 6
14	1	DB7	Data Bus 7
15	-	A	podsvícení - anoda LED (jen některé typy)
16	-	K	podsvícení - katoda LED (jen některé typy)
-	15	E2	Enable (1, hrana z 1 -> do 0)
-	16	nc	nezapojen

7 Závěr

Úkolem diplomové práce bylo rozebrat možnosti měření tepové frekvence, vybrat jednu metodu a navrhnout bateriově napájený kardiotachomert, který pracuje v rozsahu tepových frekvencí 30-240tepů/min, zobrazuje tepovou frekvenci na displeji a je vybaven signalizací vybité baterie.

Z metod měření tepové frekvence byl vybrán detektor R vlny, který k detekci využívá EKG signál. Nejprve bylo navrženo blokové schéma a definovány základní požadavky na funkci jednotlivých bloků. Z energetické rozvahy vyplynuly základní požadavky na bateriový zdroj. Zdroj byl navržen symetrický 5 voltový, napájený z 5 bateriových článků. Zdroj je vybaven signalizací zapnutí a signalizací vybité baterie. Samotný kardiotachometr se skládá z několika analogových bloků u nichž je proveden rozbor funkce a výběr optimálního řešení. Pohlíželo se nejen na složitost a funkci, ale i na cenu použitých součástek. K výpočtu tepové frekvence bylo vybráno řešení s mikrokontrolerem Atmega8, u kterého lze naprogramováním dalších funkcí rozšířit možnosti měření tepové frekvence. Mikrokontroler posílá hodnotu tepové frekvence na LCD displej, kde je zobrazena.

Práce obsahuje požadované návrhy obvodů, celkové elektrické schéma, které se i s rozpiskou součástek nachází v příloze. Navíc byl navrhnut i plošný spoj zdroje a kardiotachometru.

8 Literatura

- [1] Chmelař, M.: *Lékařská přístrojová technika*. Brno: CERM, 1995
- [2] Rozman J a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. Academia Praha 2006;407s, ISBN 80-200-1308-3.
- [3] Hampton, J: *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha Grada Publishing, 2003
- [4] Honzíková, N.: Honzík, P.: *Biologie člověka*. Elektronické skriptum Brno: FEKT Brno: 2003
- [5] Kolář, R.: - *Lékařská diagnostická technika*. Přednášky Brno: ÚBMI VUT Brno
- [6] Hodnocení variability srdeční frekvence. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WWW: <http://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xbcr/zc/1881.pdf>
- [7] Heart Rate Variability [Online]. [cit. 20. března 2009]. Dostupné na WWW: <http://www.macses.ucsf.edu/Research/Allostatic/notebook/heart.rate.html>
- [8] Lowest Power Zero-Drift Instrumentation Amp. [Online]. [cit. 20. dubna 2009]. Dostupné na WWW: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/239865/TI/INA333.html>
- [9] Oběhový systém. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WWW: mck.pardubice.cz/obehovy_system.htm
- [10] Výukový web. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WWW: <http://ekg.kvalitne.cz/obsah.htm>
- [11] Wordpress. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WW: <http://febelia.wordpress.com/2008/10/22/hari-hari-menjadi-anak-kedokteran/>
- [12] EKG signál. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WWW: <http://www.zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>
- [13] EKG. [Online]. [cit. 10. března 2009]. Dostupné na WWW: www.encyclopedia.vbxml.net/T_wave_alternans
- [14] Kozumplík, J.: Kolář, R.: Jan, J.: *Číslicové zpracování a analýza signálů – Počítačová cvičení* Brno: FEKT VUT v Brně, 2006.
- [15] Stavba EKG. [Online]. [cit. 20. dubna 2009]. Dostupné na WWW: <http://dandys.cz/category/elektronika/>
- [16] DC/DC nábojové pumpy a jak na ně. [Online]. [cit. 5. února 2010]. Dostupné na WWW: http://pandatron.cz/?914&dc%2Fdc_nabojove_pumpy_a_jak_na_ne

- [17] Nábojové pumpy. [Online].[cit. 5. února 2010]. Dostupné na WWW: http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/2004/sbornik/02-Magisterske_projekty/06-Mikroelektronika_a_technologie/11-xmamed00.pdf
- [18] Very low drop voltage regulators with inhibit. [Online].[cit. 20. ledna 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.st.com/stonline/products/literature/ds/2573.htm>
- [19] Varta . [Online].[cit. 18. dubna 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.en.varta-consumer.com/content.php?path=/maxitech.html&&domain=www.en.varta-consumer.com>
- [20] Datasheet LM336 - 2.5V VOLTAGE REFERENCES - STMicroelectronics. [Online].[cit. 5. dubna 2010]. Dostupné na WWW: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/22766/STMICROELECTRONICS/LM336.html>
- [21] ICL7660 - CMOS Voltage Converters - Intersil Corporation. [Online].[cit. 5. února 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/67436/INTERSIL/ICL7660.html>
- [22] I. Krois, *The amplifier input protection circuit for a inoperative evoked potential monitoring szstem*, Dubrovnik, 2004.
- [23] Přepěťová ochrana trochu jinak. [Online].[cit. 4. února 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.cq.sk/modules.php?name=News&file=article&sid=1030>
- [24] AD623 - Single Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier - Analog Devices. [Online].[cit. 4. února 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/48093/AD/AD623.html>
- [25] VTL5C3 - Photoconductive Cells and Analog Optoisolators (Vactrols) - PerkinElmer Optoelectronics. [Online].[cit. 20. dubna 2010]. Dostupné na WWW: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/84389/PERKINELMER/VTL5C3.html>
- [26] Bleskový návrh kmitočtových filtrů. [Online].[cit. 12. března 2010]. Dostupné na WWW: <http://hw.cz/teorie-a-praxe/art2679-bleskovy-navrh-kmitoctovych-filtru.html>
- [27] RUDOLF, J. *NELINEÁRNÍ OBVODY S PROUDOVÝMI OPERAČNÍMI ZESILOVAČI*. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2009.
- [28] Komparátory. [Online].[cit. 20. dubna 2010]. Dostupné na WWW: http://www.tzb-info.cz/download.py?file=docu/texty/0001/000102_opakovani_oz.pdf
- [29] Časovač 555. [Online].[cit. 15. dubna 2010]. Dostupné na WWW: <http://nehudek.wz.cz/elektro/555.php>

- [30] HD-3128. [Online].[cit. 5. dubna 2010].Dostupné na WWW:
http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/722/722-198/czn.722-198.1.pdf
- [31] Datasheet AVR Atmega8. [Online].[cit. 10. dubna 2010].Dostupné na
WWW:[http://www.gme.cz/_dokumentace/dokumenty/958/958-102/dsh.958-102.1.pdf]
- [32] SVĚRÁK, J. *Univerzální programátor mikrokontrolérů AVR*. Bakalářská práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2009.
- [33] Ovládání znakových LCD s řadičem HD44780. [Online].[cit. 20. dubna 2010].
Dostupné na WWW:
<http://elektronika.kvalitne.cz/ATMEL/necoteorie/LCDmatice.html>
- [34] Active Filter Design Application. [Online].[cit. 16. února 2010]. Dostupné na
WWW:<http://focus.ti.com/docs/toolsw/folders/print/filterpro.html>

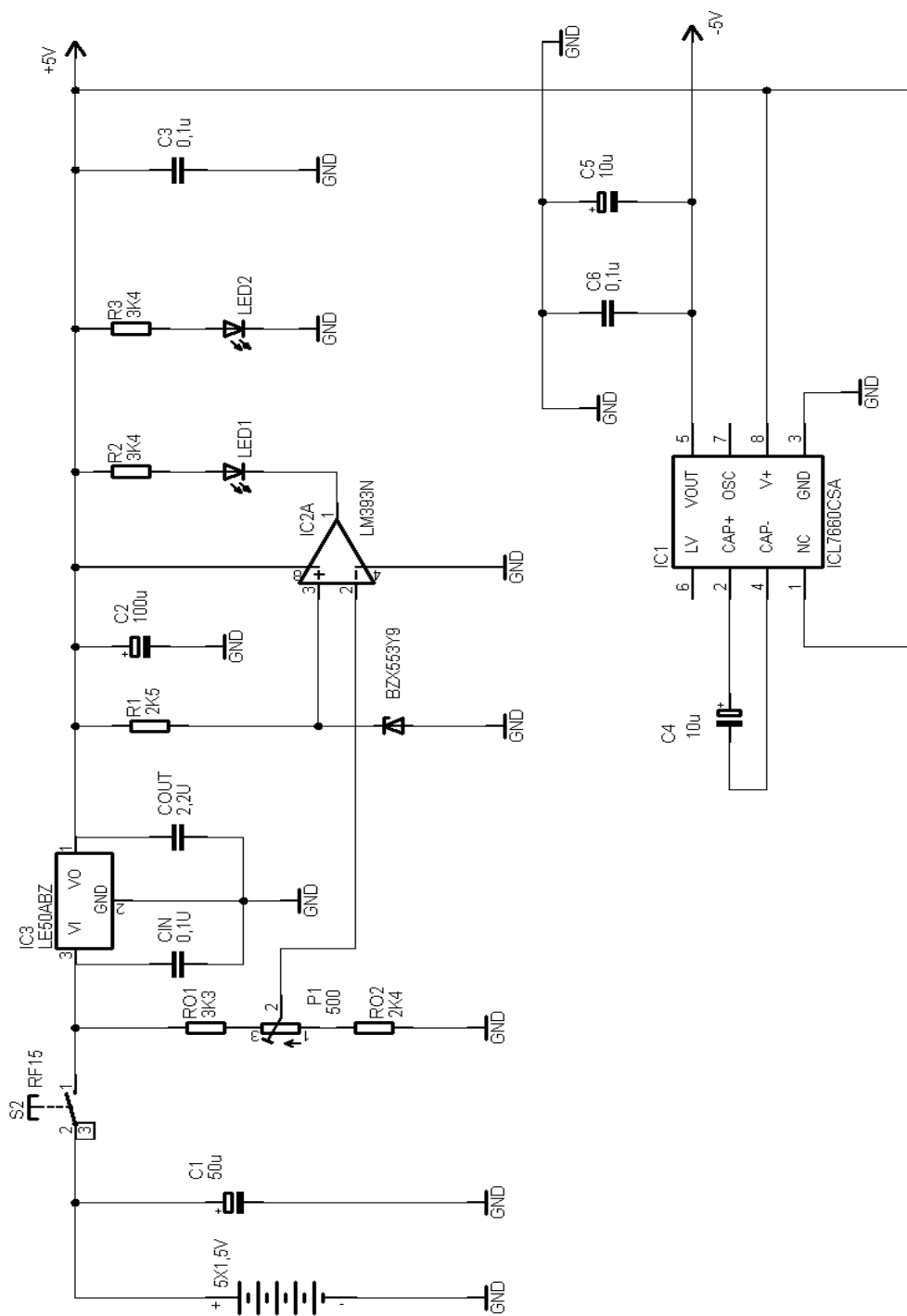
9 Seznam použitých zkratek

AVC	Automatic volume control, automaticke nastavení citlivosti
AVR	8-bitové mikroprocesory
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
CMRR	Common-mode rejection ratio
DRL	Driven Right Leg
EKG	Elektrokardiograf
GND	Ground
HRV	Heart Rate Variabilit, variabilita tepové frekvence
ISP	In System Programming
LCD	Liquid crystal display
LED	Light emitting diode
MISO	Master In- Slave Out
MKO	Monostabilní klopný obvod
MOSI	Master Out- Slave In
RSA	Respirační sinusová arytmie
VCC	Napájecí napětí

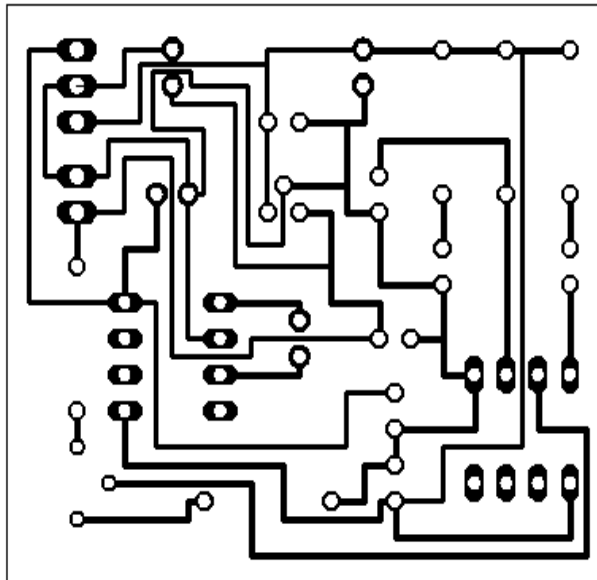
10 Seznam příloh

PŘÍLOHA A OBVODOVÉ ZAPOJENÍ ZDROJE.....	65
PŘÍLOHA B DESKA PLOŠNÉHO SPOJE ZDROJE.....	66
PŘÍLOHA C SEZNAM SOUČÁSTEK ZDROJE.....	67
PŘÍLOHA D OBVODOVÉ ZAPOJENÍ KARDIOTACHOMETRU.....	68
PŘÍLOHA E DESKA PLOŠNÉHO SPOJE KARDIOTACHOMETRU	69
PŘÍLOHA F DESKA PLOŠNÉHO SPOJE KARDIOTACHOMETRU.....	70
PŘÍLOHA G SEZNAM SOUČÁSTEK KARDIOTACHOMETRU	70

Příloha A Obvodové zapojení zdroje

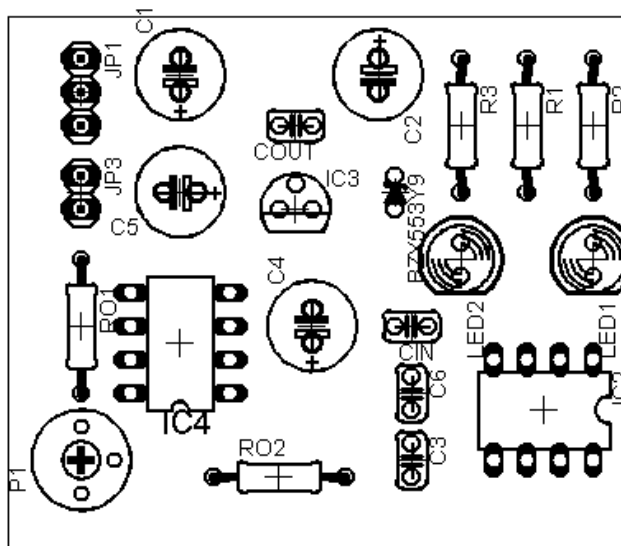


Příloha B Deska plošného spoje zdroje
Deska plošného spoje – bottom (strana spojů)



Rozměr desky 48x40 [mm], měřítko M 2:1

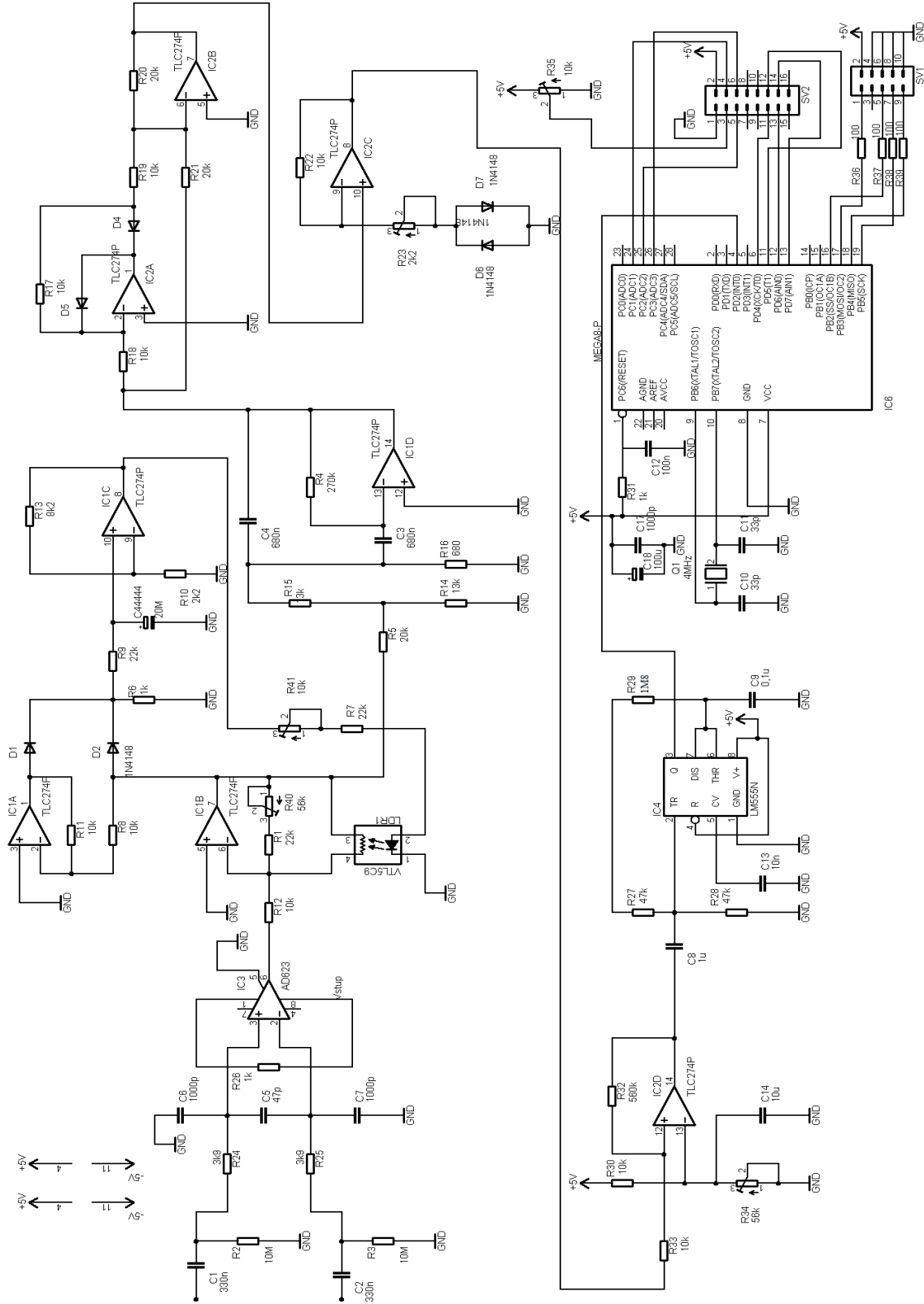
Deska plošného spoje – top (strana součástek)
Osazení desky plošných spojů



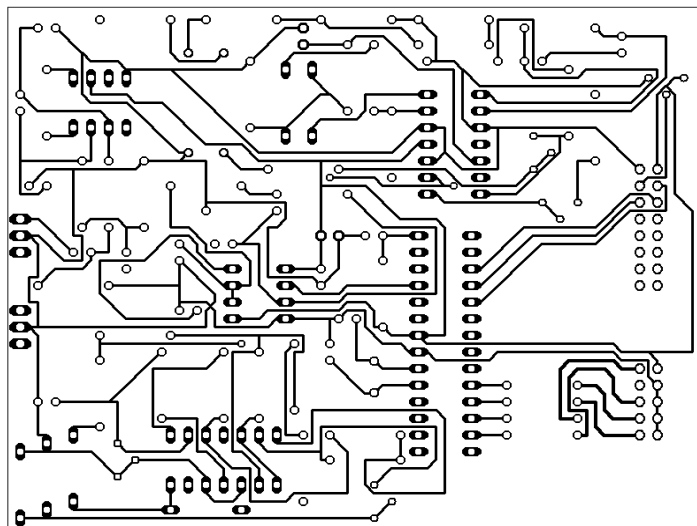
Příloha C Seznam součástek zdroje

Označení	Hodnota	Pouzdro	Počet
BZX553Y9	2.5V	BZX83V002.5	1
C1	50u	E47M/50V-HBT	1
C2	100u	E100M/100V	1
C3	0,1u	CF1-100N/J	1
C4, C5	10u	E10M/50V-HB	2
C6, Cin	0,1u	CF1-100N/J	2
COUT	2,2u	MKS4-2M2/100V	1
IC2	LM393N	DIL08	1
IC3	LE50ABZ	TO92	1
IC4	TC7660DIL8	DIL8	1
LED1, LED2	Červená	LED5MM	2
P1	500	PT10VE500	1
R1	2K2	RRU 2K2	1
R2, R3, R01	3K3	RRU 3K3	3
RO2	2K4	RRU 2K4	1

Příloha D Obvodové zapojení kardiotačometru

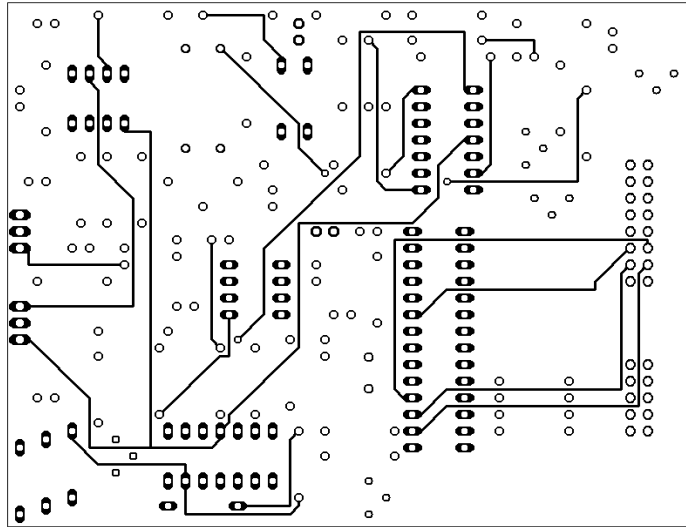


Příloha E Deska plošného spoje kardiotalchometru
Deska plošného spoje – bottom (strana spojů)



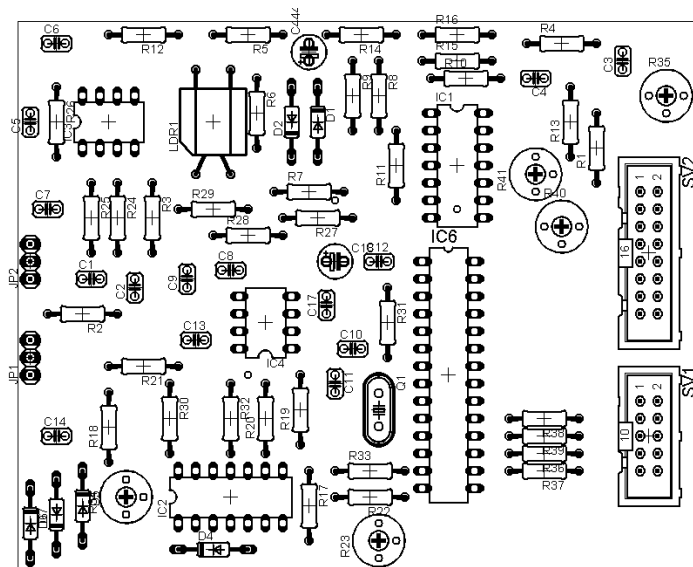
Rozměr desky 100 x 80 [mm], měřítko M1:1

Příloha F Deska plošného spoje kardi tachometru Deska plošného spoje – top (strana součástek)



Rozměr desky 100 x 80 [mm], měřítko M1:1

Osazení desky plošných spojů



Příloha G Seznam součástek kardi tachometru

Označení	Hodnota	Pouzdro	Počet
C1, C2	330n	CK 330N/50V	2
C3,C4	680n	CK 680N/50V	2
C5	47p	CK 47P/500V	1
C6,C7,C17	1000p	CK 1N/3000V	3
C8	1u	CF1-1M0/J	1
C10,C11	33p	CK 33P/500V	2
C12, C9	100n	CK 100N/50V2	2
C13	10n	CK 10N/100V2	1
C14	10u	MKS2-10M/16V	1
C18	100u	E100M/100V	1
C44	20u	E22M/50V	1
D1, D2, D3 ,D4, D5, D6, D7	1N4148	DO35	7
IC1, IC2	TLC274P	DIL14	2
IC3	D623	DIL08	1
IC4	LM555N	DIL08	1
IC6	MEGA8-P	DIL28-3	1
LDR1	VTL5C	VTL5C	1
Q1	4MHz	HC49/S	1
R1, R9, R7	22k	RRU 22K	3
R2, R3	10M	RRU 10M	2
R4	270k	RRU 270K	1
R5, R20, R21	20k	RRU 20K	3
R6, R26, R31	1k	RRU 1K	3
R8, R11, R12, R17, R18, R19, R22, R30, R33, R35	10k	RRU 10K	10
R10	2k2	RRU 2K2	1
R13	8k2	RRU 8K2	1
R14, R15	13k	RRU 12K	2
R16	680	RRU 680R	1
R24, R25	3k9	RRU 3K9	2
R27, R28	47k	RRU 47K	2
R29	1M8	RR 1M8	1
R32	560k	RRU 560K	1
R36, R37, R38, R39	100	RRU 100R	4
R41	10k	PT10VK010	1
R34, R40	56k	PT10VK050-CZ	2
R23	2k2	PT10VK002.5	1
SV1	ML10	Konektor ML10L	1
SV2	ML16	Konektor ML6L	1

