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

PŘENOSNÝ MONITOR EKG

TRANSPORTABLE ECG MONITOR

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. HANA VEPŘKOVÁ
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.
SUPERVISOR

BRNO 2015

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Studentka:	Bc. Hana Vepřková	***ID:***	133989
Ročník:	2	***Akademický rok:***	2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Přenosný monitor EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte vlastnosti EKG signálu. 2) Rozeberte vypovídací hodnotu 12 svodového systému používaného pro klinické hodnocení EKG. 3) Rozeberte technické požadavky na zesilovač EKG používaný pro dlouhodobé sledování pacientů. 4) Rozeberte požadavky na přenosné monitorovací zařízení určené pro snímání EKG signálu. 5) Navrhněte blokové schéma monitoru EKG. 6) Navrhněte přenosný, bateriově napájený monitor EKG. Návrh musí obsahovat schéma zapojení, výpočet jednotlivých prvků, energetickou bilanci monitoru a rozpisku součástek. 7) Monitor realizujte a ověřte jeho vlastnosti. Výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MALCOLM S. THALER. EKG a jeho klinické využití, GRADA 2012, ISBN 978-80-247-4193-2.
[2] KITCHIN, C., COUNTS, L. A designer's guide to instrumentation amplifiers. Analog Devices 2004.

Termín zadání:	9.2.2015	***Termín odevzdání:***	22.5.2015

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

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
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 následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

První dvě kapitoly práce jsou věnovány rozboru teoretické části problematiky týkající se přenosného EKG monitoru. Tyto kapitoly si kladou za cíl podrobněji seznámit čtenáře s danou problematikou pro následné snazší pochopení dalších kroků při realizaci přístroje uvedených v následujících kapitolách. První kapitola je spíše lékařského charakteru. Popisujeme zde anatomii a funkční vlastnosti srdce. V následující kapitole se zabýváme podrobněji elektrokardiografem a podmínkami pro jeho správnou funkci.

Další kapitoly jsou věnované samotné realizaci zařízení. Zabýváme se zde problematikou sestavení funkčního přenosného EKG monitoru. Tato praktická část začíná čtvrtou kapitolou, kde je sestaveno blokové schéma přístroje a rozebírá požadované parametry zařízení. Následující nejobsáhlejší kapitola je věnována podrobnému rozpisu jednotlivých elektrických obvodů včetně výpočtu jednotlivých komponentů. Poslední kapitola popisuje výsledek realizace a měření na pokusných osobách.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, srdce, akční potenciál, předzesilovač EKG, monitor, kalibrace

ABSTRACT

The first two chapters are devoted to theoretical analysis of issues relating to portable EKG monitor. This chapters are aimed to further acquaint the reader with the issue for subsequent easier of understanding on further steps in the implementation of the device which will be contain in the following chapters. The first chapter is mainly a medical nature. We describe the anatomy and functional properties of the heart. In the next chapter we are deal with detail of electrocardiograph and the conditions for its proper function.

Other chapters are devoted to the actual implementation of the facility. We are dealing with the issue of build functional portable EKG monitor. This practical part begins by fourth chapter, which consists block diagram of the device and discusses the required parameters. Next most extensive chapter is devoted to a detailed breakdown of the electrical circuit, including the calculation of the individual components. The last chapter describes the implementation and outcome measurements on test persons.

KEYWORDS

ECG, heart, action potential, ECG amplifier, monitor, calibration

Bibliografická citace

VEPŘKOVÁ, H. *Přenosný monitor EKG.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 79 s., 10 s. příloh. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma Přenosný EKG monitor vypracovala 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestně právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne: Podpis autora: ……

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za ochotu, pomoc, cenné rady a trpělivé vedení diplomové práce. Dále děkuji rodině a kamarádům za jejich podporu během celého studia.

V Brně dne: Podpis autora: ……

Obsah

1. Úvod 1
2. Srdce 2
2.1. Funkční morfologie srdce 2
2.2. Akční potenciál 3
2.3. Převodní systém srdeční 4
2.3.1. Anatomie převodního systému 4
2.3.2. Vznik a řízení elektrického impulsu 5
2.3.3. Šíření elektrického vzruchu 5
2.3.4. Náhradní zdroje elektrického impulsu 6
3. EKG 7
3.1. Historie a význam EKG pro klinickou praxi 7
3.2. EKG přístroj, příprava, údržba, nastavení 9
3.2.1. Nastavení parametrů přístroje 9
3.2.2. Elektrody 10
3.2.3. Rušení elektrorozvodnou sítí 13
3.2.4. Drift nulové izolinie 14
3.2.4. Artefakty způsobené myopotenciály 14
3.2.5. Pohybové artefakty 14
3.2.6. Impulsní šum 15
3.3. Záznam EKG 15
3.3.1. 12 svodové EKG 17
3.3.2. Zadní svody 18
3.3.3. Svody z pravostranného prekordia 19
3.4. Normální EKG křivka 19
3.5. Elektrická srdeční osa 21
3.5.1. Stanovené elektrické osy srdeční 22
4. Návrh řešení 23
4.1. Parametry zařízení 24
4.2. Energetická bilance 24

5. Realizace ... 27
5.1. Napájení ... 27
5.1.1. Zdroj elektrické energie ... 27
5.1.2. Popis integrovaného obvodu LT1173 ... 28
5.1.3. Tlumivka měniče ... 30
5.1.4. Výpočet děliče pro detekci nízkého napětí baterie ... 32
5.1.5. Určení hodnot rezistorů pro LED a spínače pro detektor nízkého napětí ... 33
5.1.6. Zdroj záporného napětí ... 35
5.2. Náhradní zdroj ... 36
5.3. EKG předzesilovač ... 37
5.3.1. Potlačení vf rušení ... 41
5.3.2. Ochrana před statickou elektřinou ... 41
5.3.3. Ochrana vstupů před přepětím ... 42
5.3.4. Ochranné obvody na vstupu předzesilovače ... 42
5.3.5. Přístrojový zesilovač AD620 a obvod pro potlačení stejnosměrné složky ... 42
5.3.6. Invertující zesilovač U2B ... 44
5.3.7. Obvod pro řízení pravé nohy U1B ... 46
5.4. Kalibrace ... 47
5.4.1. Časovač pro realizaci třech kalibračních impulsů ... 48
5.4.2. Spouštěcí časovač ... 52
5.5. Převodník napětí na frekvenci ... 54
5.6. Převodník frekvence na napětí ... 60
5.7. Vysílač TX – 4MSIL ... 64
5.8. Přijímač RX – 4MM5 ... 66
6. Zhotovený přenosný EKG monitor ... 68
6.1. Testování funkčnosti obvodu ... 69
6.2. Zhodnocení ... 73
7. Závěr ... 74
Použitá literatura ... 75
Seznam příloh ... 79

Obvodové zapojení 80
Napájení 80
Náhradní zdroj 81
EKG předzesilovač 82
Kalibrace 83
Převodník napětí na frekvenci 84
Převodník frekvence na napětí 85
Rozpiska součástek 86
Napájení 86
EKG předzesilovač 86
Kalibrace 87
Převodník napětí na frekvenci 87
Převodník frekvence na napětí 88
Náhradní zdroj 89

Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie srdce [5]. 2
Obrázek 2: Akční potenciál na membráně kardiomyocytu pracovního myokardu [2]. 4
Obrázek 3: Akční potenciál buněk převodního systému [2]. 4
Obrázek 4: Anatomie převodního systému. 5
Obrázek 5: Pokus Luigiho Galvani [9]. 7
Obrázek 6: Jimmy s tlapkami ponořenými v elektrolytu [7]. 8
Obrázek 7: Einthovenův přístroj založený na strunovém galvanometru [8]. 8
Obrázek 8: Elektrokardiogram při posunu papíru rychlostí 25 mm/s [10]. 9
Obrázek 9: Elektrokardiogram při posunu papíru rychlostí 50 mm/s [10]. 9
Obrázek 10: Náhradní elektrické schéma rozhraní elektroda – elektrolyt. 11
Obrázek 11: Hrudní i končetinové Ag/AgCl EKG elektrody [40]. 12
Obrázek 12: Jednorázové EKG elektrody [40]. 13
Obrázek 13: Ukázka EKG signálu poškozeného síťovým brumem 50 Hz [22]. 13
Obrázek 14: Ukázka EKG signálu poškozeného driftem nulové izolinie [22]. 14
Obrázek 15: Impulsní šum [14]. 15
Obrázek 16: Einthovenův trojúhelník [16]. 16
Obrázek 17: Vytvoření Wilsonovy svorky [25]. 16
Obrázek 18: Unipolární Goldbergerovy svody [24]. 17
Obrázek 19: Zapojení hrudních svodů [23]. 17
Obrázek 20: Průběh srdeční revoluce na EKG [11]. 19
Obrázek 21: Možné tvary QRS komplexu [12]. 20
Obrázek 22: Fyziologický růst R kmitu v hrudních svodech [12]. 20
Obrázek 23: Elektrická osa srdeční [2]. 22
Obrázek 24: Blokové schéma přenosného EKG monitoru. 23
Obrázek 25: Blokové schéma testovacího zařízení. 24
Obrázek 26: Vnitřní uspořádání válcového akumulátoru NiMH [41]. 27
Obrázek 27: Vybíjecí charakteristika NiCd a NiMH akumulátoru [43]. 28
Obrázek 28: Blokový diagram obvodu LT1073 [19]. 29
Obrázek 29: Doporučené zapojení zdroje pomocí měniče LT1173 [19]. 29
Obrázek 30: Principiální zapojení zvyšujícího DC-DC měniče [28]. 30
Obrázek 31: dělič pro detekci nízkého napětí 32
Obrázek 32: Maximální proud měničem LT1173 [19]. 35
Obrázek 33: obvod pro vytvoření záporného napětí. 35
Obrázek 34: Schéma náhradního zdroje. 36
Obrázek 35: Schéma operačního zesilovače [31] 37
Obrázek 36: Schéma invertujícího operačního zesilovače [31]. 38
Obrázek 37: Schéma zapojení neinvertujícího zesilovače [31]. 38

Obrázek 38: Schéma zapojení sumačního zesilovače. 39
Obrázek 39: Schéma diferenčního zesilovače [31]. 39
Obrázek 40: Vnitřní zapojení AD620 [17]. 43
Obrázek 41: Označení vstupů [17]. 43
Obrázek 42: Obvod U2A EKG předzesilovače. 44
Obrázek 43: Obvod U2B EKG předzesilovače. 45
Obrázek 44: Obvod pro řízení pravé nohy u EKG předzesilovače 46
Obrázek 45: Odezva systému po sepnutí tlačítka kalibrace. 47
Obrázek 46: Astabilní klopný obvod TS555 [32]. 48
Obrázek 47: vnitřní zapojení časovače TS555 [32]. 49
Obrázek 48: Schéma kalibračního obvodu TS555. 50
Obrázek 49: Odporový dělič pro nastavení výstupního napětí 1 mV. 51
Obrázek 50: Schéma spouštěcího časovače TS555. 52
Obrázek 51: Odporový dělič R21, R22 53
Obrázek 52: Zjednodušené blokové schéma integrovaného obvodu LM331AN [34]. 54
Obrázek 53: Obvod pro nastavení klidového kmitočtu modulátoru. 56
Obrázek 54: Odporový dělič určující vstupní napětí. 56
Obrázek 55: Zapojení sumačního zesilovače v obvodu modulátoru. 57
Obrázek 56: Graf závislosti frekvence na vstupním napětí. 58
Obrázek 57: Zapojení integrovaného obvodu LM331AN v obvodu modulátoru. 59
Obrázek 58: Kmitočtová modulace EKG. 60
Obrázek 59: Zjednodušené schéma jednoduchého převodníku frekvence na napětí [34]. 61
Obrázek 60: Doporučené zapojení precizního demodulátoru [34]. 61
Obrázek 61: Zapojení zesilovače TLC272 v obvodu demodulátoru. 62
Obrázek 62: Zesilovač pro úpravu hodnot vstupního napětí. 63
Obrázek 63: Výstup modulátoru a demodulátoru. 64
Obrázek 64: Detail modulovaného signálu. 64
Obrázek 65: Fotografie vysílače TX - 4MSIL [36]. 66
Obrázek 66: Fotografie přijímače RX - 4MM5 [35]. 66
Obrázek 67: Pohled na desku ze strany součástek 68
Obrázek 68: Fotografie realizovaného zařízení. 68
Obrázek 69: Fotografie realizace testovacího zařízení. 69
Obrázek 70: EKG signál ze simulátoru EKG, měřeno na výstupu zesilovače. 70
Obrázek 71: EKG signál sejmutý na výstupu demodulátoru. 70
Obrázek 72: Kalibrace přístroje. 71
Obrázek 73: EKG signál sejmutý z pacienta bez srdečního onemocnění. 71
Obrázek 74: Změněný EKG signál – prodloužené T – P intervaly. 71
Obrázek 75: Morfologické změny EKG signálu. 72
Obrázek 76: Přítomnost myopotenciálů při snímání EKG signálu. 72

Seznam tabulek

Tabulka 1: Bipolární končetinové svody [2]. 18
Tabulka 2: Unipolární končetinové svody [2]. 18
Tabulka 3: Unipolární hrudní svody - Wilsonovy [2]. 18
Tabulka 4: Maximální spotřeba proudu (přenosná část) z baterie 25
Tabulka 5: Průměrná spotřeba proudu (přenosná část) z baterie 26
Tabulka 6: Výpočet výstupního napětí časovače TS555. 52
Tabulka 7: Výpočet frekvence v závislosti na vstupním napětí. 58

Seznam použitých zkratek

SA	sinoatriální
AV	atrioventrikulární
EKG	elektrokardiograf
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
OZ	operační zesilovač

1. Úvod

V druhé kapitole se zabýváme anatomii srdce a jeho funkčními vlastnostmi. Tato kapitola slouží pro uvedení čtenáře do problematiky a lepšímu porozumění textu v následujících kapitolách. Tato kapitola je rozdělena na podkapitoly, ve kterých se zabýváme především vznikem a šířením akčního potenciálu myokardem.

Třetí kapitola si klade za cíl seznámit čtenáře s problematikou EKG signálu. Tato část je opět rozdělena do několika podkapitol. Je zde uvedena historie přístroje, dále je zde rozebráno nastavení elektrokardiografu, výběr vhodných elektrod pro snímání EKG signálu a i s tím spojené možné zdroje rušení. V další části se zabýváme možnostmi snímání EKG signálu, především pak se věnujeme popisu 12 svodového systému.

Následující kapitoly se zabývají vlastní realizací přenosného EKG monitoru. Ten je určen pro pacienty, kteří nemusí být nutně upoutáni na lůžku, ale mohou se volně pohybovat v rámci nemocničního oddělení. Zaznamenaná data budou přenesena z přenosného EKG monitoru do sledovacího zařízení a následně vyhodnocena lékařem. Tento přístroj je vhodný pro pacienty, kteří trpí kardiovaskulárními nemocemi jako je hypertenze, onemocněními srdce nebo zažitými symptomy jako je dušnost nebo bušení srdce.

V další kapitole tedy bude čtenář seznámen s blokovým schématem zařízení a parametry, které na přístroj klademe.

Další kapitola je nejobsáhlejší část práce. Je zde podrobně rozepsána funkce a realizace jednotlivých elektrických obvodů včetně potřebných výpočtů a zdůvodnění jednotlivých komponentů daného obvodu. Kompletní schémata jsou potom uvedena v příloze práce.

Poslední kapitola je věnována výsledkům realizace samotné práce. Jsou zde uvedeny fotografie desky, na níž je obvod umístěn. Dále jsou zde výsledky měření při testování obvodu a z měření provedených na dobrovolnících.

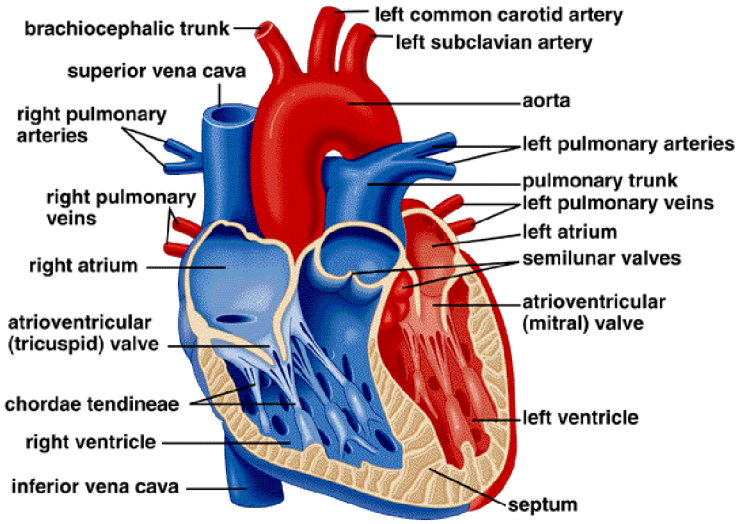
2. Srdce

2.1. Funkční morfologie srdce

Srdce je nepárový dutý svalový orgán zajišťující neustálou cirkulaci krve v krevním řečišti. Je umístěno v dutině hrudní, kde dvě třetiny leží vlevo a jedna třetina vpravo od střední čáry.

Z anatomického hlediska je srdce tvořeno třemi vrstvami. Vnitřní vrstva pokrývající srdeční dutiny je tvořena tenkou lesklou blanou endotelovým endokardem, který pevně srůstá s myokardem. Srdeční chlopně jsou v podstatě duplikatury endokardu. Střední vrstva, myokard, má největší podíl svaloviny, nejmohutnější je v levé komoře z důvodu překonání tlaku. Vlákna myokardu jsou kratší a silnější v porovnání s vlákny kosterního svalstva. Jednotlivé myofibrily se vzájemně propojují a vytváří pevnou síť myokardu. Z funkčního hlediska svalovinu dělíme podle její funkce na svalovinu pracovní a vodivou. Pracovní svalovina zajišťuje srdeční cyklus, zatímco svalovina převodního systému zabezpečuje srdeční automacii a koordinaci mezi stahy síní a komor. Výživu myokardu zajišťují koronární tepny kolem. Pravá a levá koronární tepna vychází z aorty a větví se na velké množství vlásečnic prostupující myokardem. Celý orgán je obalený v pevném vazivovém perikardiálním vaku. Ten se skládá ze dvou listů. Vnitřní list, epikardium, je tenká vazivová vrstva v těsné blízkosti srdeční svaloviny a přilehlých cév. Epikardium v oblasti cév přechází na endokardium. Mezi oběma listy se nachází dutina osrdečníková s malým množstvím tekutiny. Perikard celé srdce ohraničuje a zároveň umožňuje klouzání epikardu a endokardu během srdečního cyklu.

Srdce lze zjednodušeně rozdělit na dvě poloviny. Každou z nich tvoří komora (ventriculus) a síň (atrium). Pro usměrnění toku krve ze síní do komor a z komor do aorty a plicní tepny je přítomno několik chlopní. Mezi pravou komorou a síní je trojcípá chlopeň (valvula tricuspidalis), mezi levou komorou a síní je dvojcípá mitrální chlopeň (valvula bicuspidalis). Dalšími chlopněmi jsou poloměsíčité chlopně oddělující levou komoru od aorty (valva aortae) a pravou komoru od plicní tepny (valva trunci pulmonalis) [1].



Obrázek 1: Anatomie srdce [5].

2.2. Akční potenciál

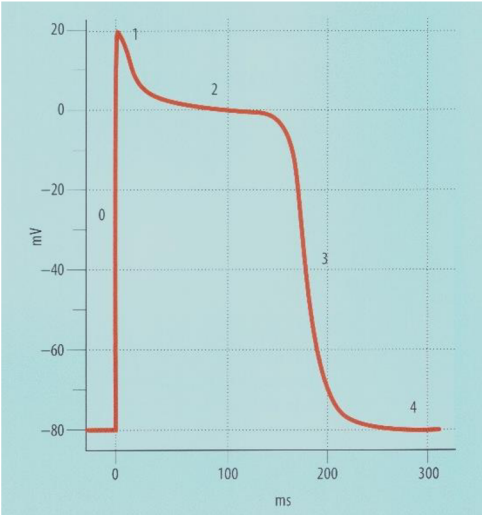
Prostředí živé buňky se oproti vnějšímu okolí ustaluje na jiném elektrickém potenciálu. Při měření membránového napětí, definovaného jako rozdíl potenciálů měřených uvnitř a vně buňky, dostáváme klidové membránové napětí. O tomto membránovém napětí hovoříme v případě, že je buňka v klidu. U živočišných buněk se hodnota napětí pohybuje v rozmezí -90 mV až -50 mV, u kardiomyocytů je to asi -70 mV. Záporné znaménko značí dle zavedené konvence fakt, že vnitřní prostředí má oproti vnějšímu záporný potenciál [5].

V klidovém stavu, jak již bylo zmíněno výše, je na membráně buňky přítomen klidový membránový potenciál o hodnotě asi -70 mV pro buňky převodního systému a asi -90 mV pro buňky pracovního myokardu. Hodnota membránového potenciálu je dána polopropustností membrány kardiomyocytu (póry nejsou propustné pro velké ionty sodíku, draslíku a vápníku) a aktivním vyčerpáváním iontů sodíku z buňky. Výsledkem těchto dějů je větší koncentrace iontů sodíku vně buňky. Tímto nerovnoměrným rozložením iontů uvnitř a vně buňky je dána polarizace buňky.

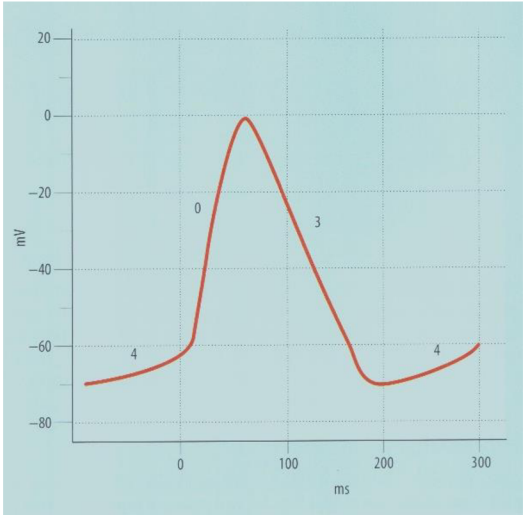
V případě, že se sodíkové kanály přítomné uvnitř membrány otevřou, začnou ionty sodíku proudit po svém koncentračním i elektrickém gradientu dovnitř buňky. V momentě kdy dojde k vyrovnání klidového rozdílu v koncentraci iontů a polarity uvnitř a vně buňky dochází k rychlé depolarizaci, k tzv. fázi 0 akčního potenciálu. Rychlé kanály, kterými se sodík dostává dovnitř buňky, jsou napěťově řízené. V klidovém stavu udržuje klidové membránové napětí kanály uzavřené, jakmile však začne hodnota potenciálu klesat až do kritické hodnoty -55 mV, kanály se otevřou a umožní sodíkovým iontům proniknout dovnitř buňky. Na vrcholu akčního potenciálu se rozdíly polarity mezi vnitřním a vnějším prostředí buňky vyrovnají, nebo se polarita uvnitř buňky stane kladnější, dochází tedy k transpolarizaci buňky.

Kardiomyocty jsou propojeny tzv gap junctions. Pokud tedy dojde ke vzniku akčního potenciálu u jedné buňky, otevřou se rychlé sodíkové kanály sousedních kardiomyocytů, což vede k šíření akčního potenciálu celým myokardem. Rychlost vedení vzruchu je různá, nižší rychlost má vedení pracovním myokardem (0,3 - 0,5 m/s), zatímco vedení např. v Purkyňových vláknech dosahuje hodnoty až 4 m/s.

Po vyrovnání rozdílů nábojů nebo jejich obrácení – depolarizaci se tok iontů zastaví a nastává fáze 1, tzv. fáze rychlé repolarizace. V této fázi dochází rychle k poklesu membránového napětí směrem ke klidovým hodnotám. V tomto okamžiku však už dochází k otevření pomalých kanálů pro sodík a vápník, jimiž proudí Na^+ a Ca^{2+} ven z buňky. Tím nastává fáze plató, kdy se na membráně kardiomyoctu udrží po jistou dobu dosažená depolarizace, tedy vyrovnaná polarita uvnitř a vně buňky. Pomalé kanály se opět uzavírají a sodíkové ionty jsou opět aktivně vyčerpávány ven z buňky a draslík se naopak dostává do buňky. Čímž je dosaženo ve fázi 3 a 4 pomalé depolarizace, klidového membránového potenciálu.



Obrázek 2: Akční potenciál na membráně kardiomyocytu pracovního myokardu [2].



Obrázek 3: Akční potenciál buněk převodního systému [2].

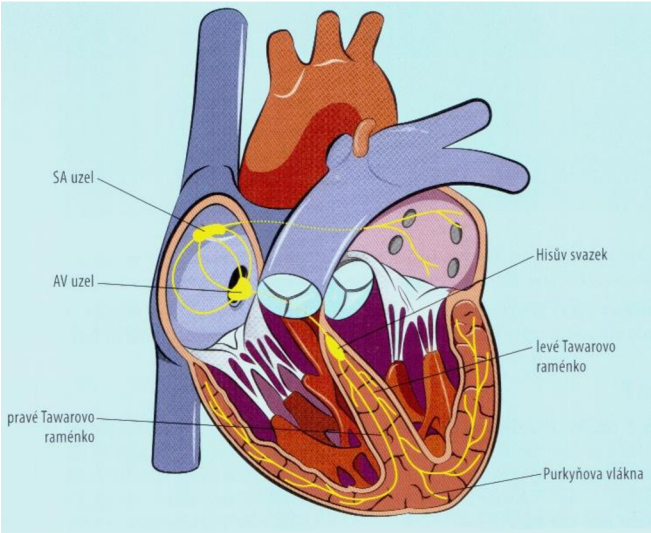
V buňce, respektive membráně pracovního myokardu je mezi dvěma akčními potenciály přítomen po celou dobu klidový membránový potenciál. Zatímco buňky převodního systému srdečního mají schopnost spontánní diastolické depolarizace a průběh akčního potenciálu se tedy liší. V klidové fázi buněk převodního systému dochází postupně spontánně ke snížení napětí na membráně, které jakmile dosáhne prahové hodnoty, vyvolá akční potenciál. Frekvence vzniku spontánní diastolické depolarizace převodního systému má přímý vztah k frekvenci kontrakcí srdečního svalu. Nejvyšší frekvence vzniku akčního potenciálu je u buněk SA uzlu, který je nazýván primárním pacemakerem [2], [6].

2.3. Převodní systém srdeční

2.3.1. Anatomie převodního systému

Buňky myokardu (kardiomyocyty) můžeme podle jejich funkce rozdělit na dvě hlavní skupiny. Na buňky pracovního myokardu schopné kontrakce srdečního svalu a buňky převodního systému srdečního. V následujícím textu se budeme zabývat především druhou skupinou.

Hlavní funkcí převodního systému srdečního je tvorba elektrických impulsů a jejich vedení k buňkám pracovního myokardu, tím zajišťují srdeční automacii a koordinaci kontrakcí síní a komor. Do převodního systému patří sinoatriální uzel (SA), atrioventrikulární (AV) uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. Výše popsaná anatomie převodního systému srdečního je znázorněna na obrázku 4 [1], [2].



Obrázek 4: Anatomie převodního systému.

2.3.2. Vznik a řízení elektrického impulsu

Ve zdravém srdci vznikají elektrické impulsy v sinoatriálním (SA) uzlu, který se nachází v horní části pravé srdeční síně v blízkosti vyústění horní duté žíly. SA uzel tedy určuje sinusový srdeční rytmus a je nazýván primárním pacemakerem, z důvodu nejvyšší frekvence tvorby elektrických impulsů (v klidu asi 60/min). Jak již bylo uvedeno v kapitole 2.2 Akční potenciál, má shluk buněk SA uzlu jiný průběh akčního potenciálu, dochází u nich, na rozdíl od buněk pracovního myokardu, ke spontánní diastolické depolarizaci. Klidový membránový potenciál klesá směrem k prahové hodnotě. Jakmile této hodnoty dosáhne, nastává úplná depolarizace. Činnost SA uzlu je regulována autonomním nervstvem, kdy sympatikus frekvenci akčních potenciálů zvyšuje, naopak parasympatikus tuto frekvenci snižuje. Při fyzické námaze nebo při emočně náročných situacích, kdy pracuje sympatikus, vzniká impulsů více. Při spánku, kdy převažuje činnost parasympatiku je tepová frekvence nižší. Srdeční automacie, tedy spontánní depolarizace SA uzlu je sice autonomním nervstvem regulována, ovšem na rozdíl od buněk kosterního svalstva, není autonomní systém pro vytvoření elektrického impulsu třeba [2].

2.3.3. Šíření elektrického vzruchu

Elektrické impulsy se od SA uzlu šíří buňkami svaloviny síní, kde probíhá všemi směry. Přednostně se však šíří tzv. preferenčními síňovými dráhami, které tento vzruch šíří několikanásobně rychleji, než buňky pracovního myokardu. Vzruch se tedy šíří buňkami svaloviny síní směrem k síňokomorové přepážce. Ta je elektricky nevodivá s výjimkou atrioventrikulárního (AV) uzlu, ten leží pod endokardem na spodině pravé síně nad septálním cípem trikuspidální chlopně. AV uzlem se elektrický impuls převede ze síní na komory. Je to místo s nejnižší rychlostí vedení vzruchu, důvodem tohoto jevu je potřeba spojení elektrické a mechanické kontrakce. Tím, že dojde ke zpomalení vedení elektrického impulsu, je mechanická

kontrakce komor oproti síním zpomalena, a síně stačí doplnit komory krví. Spodní část AV uzlu přechází v Hisův svazek, který prostupuje síňokomorovou (vazivovou) přepážkou na mezikomorové septum, kde se vzruch šíří naopak velmi rychle. AV uzel a horní část Hisova svazku se nazývá AV junkce. Vzruch se šíří ze síní na komory právě jen pomocí AV junkce. V mezikomorovém septu Hisův svazek přechází v pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé raménko je jedno vlákno, zatímco levé raménko se dále dělí na silnější zadní fascikl a slabší přední. Každé raménko aktivuje určitou část svaloviny komor. Od ramének se elektrický impuls vede dále Purkyňovými vlákny k buňkám pracovního myokardu komor. Jakmile se vzruch dostane do komor, je nutné jej co nejrychleji dostat ke všem buňkám pracovního myokardu. Je to z toho důvodu, aby se při kontrakci myokardu komory kontrahovalo co nejvíce kardiomyocytů a kontrakce tak byla co nejvíce synchronní [2], [3].

2.3.4. Náhradní zdroje elektrického impulsu

Jak již bylo uvedeno výše, spontánní depolarizace není vlastností pouze SA uzlu, ačkoliv u zdravého srdce se vzruch vytváří právě v tomto bodě. Schopnost tvorby elektrického impulsu má celý převodní systém srdeční, avšak rychlost spontánní depolarizace směrem od SA uzlu distálněji klesá.

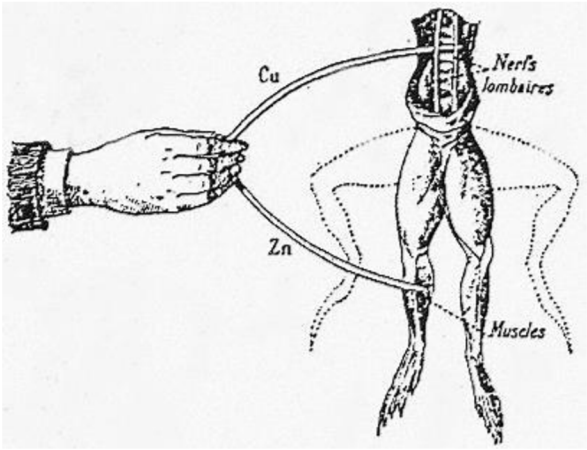
Fyziologicky je tedy primárním pacemakerem SA uzel u kterého dochází k depolarizaci přibližně 60/min. Pokud je jeho funkce porušena a dojde k výpadku impulsů, jeho funkci převezme oblast AV junkce, označována jako sekundární pacemaker. V tomto případě označujeme výsledný rytmus jako junkční (nodální). Frekvence spontánních depolarizací je v tomto případě okolo 40-50/min. Ze záznamu na elektrokardiografii (EKG) můžeme pozorovat štíhlé QRS komplexy, obě komory jsou totiž fyziologicky aktivovány AV uzlem. Vlny P jsou však skryty v QRS komplexu, protože v tomto případě začíná aktivace síní od AV uzlu, což je opačný průběh fyziologického procesu. Navíc aktivace síně i komor probíhá ve stejném čase. V případě, že by došlo i k výpadku AV junkce, nebo při blokádě vedení vzruchu na úrovni distálního uzlu, převezme funkci tzv. terciální pacemaker, tedy oblast Tawarových ramének. Rytmus generovaný terciálním pacemakerem se nazývá idioventrikulární s frekvencí asi 30/min. Na EKG se objevují široké QRS komplexy, kdy se impuls nešíří přes AV uzel synchronně do obou komor, ale vzniká přímo v myokardu jedné z komor.

Spontánní diastolické depolarizace jsou přítomny po celém průběhu převodního systému. Avšak z důvodu nižší frekvence směrem k distálnímu konci se na vzniku impulsu za fyziologických podmínek neuplatňují. Tento systém funguje tak, že dříve, než by došlo ke spontánní depolarizaci distálnější partie převodního systému (např. sekundární pacemaker), přijde z nadřazené soustavy (primární pacemaker) akční potenciál, který vyvolá spontánní diastolickou depolarizaci buněk [2], [4].

3. EKG

3.1. Historie a význam EKG pro klinickou praxi

Historie elektrokardiografu (EKG) začíná objevení a pochopením elektřiny a biologických potenciálů. Zmíněné téma by obsáhlo několik kapitol, proto zde zmíním jen některé zásadní objevy. Luigiho Galvani, jehož oborem byla především anatomie a fyziologie, objevil, že sval mrtvé žáby se po impulsu statické elektřiny stáhne. Při dalších pokusech zjistil, že sval se stáhne i v případě působení různých elektrických impulsů. Tento fyziologický jev se označuje jako tzv. „galvanismus“. Galvani se domníval, že se jedná o „živočišnou elektřinu“, kterou nervy přenášejí do svalů a samotné svaly mají schopnost její generace.



Obrázek 5: Pokus Luigiho Galvani [9].

Galvaniho teorii chtěl se svými pokusy popřít Alessandro Volta. Ten vyslovil domněnku, že Galvaniho „živočišná elektřina“ má fyzikální základ, že jejím zdrojem je chemická reakce dvou kovů. Pro dokázání své myšlenky sestrojil první elektrický článek (Voltův článek). Dnes víme, že oba z vědců měli v zásadě pravdu.

Koncem 18. století se objevují důkazy o tom, že při použití elektrického proudu bylo dosaženo úspěšné resuscitace zdánlivě mrtvých lidí i pokusných zvířat. Touto tématikou se zabýval ve své knize i Giovani Aldini. V první polovině 19. století Leopold Nobilim, italský profesor fyziky, sestrojil dostatečně senzitivní galvanometr využívající elektromagnetické pole. Známými přístroji potom bylo možné prokázat elektrické potenciály šířící se nervy experimentálních žab. Avšak až Carlo Matteucci prokázal, že každá srdeční kontrakce je spojena se vznikem elektrického potenciálu. Akční potenciál poprvé popsal Emil Du Bois-Reymond, který pro popis deflexí na svém galvanometru použil symbol -o pro rovnováhu, a písmena –p, -q, -r, -s pro různé výchylky.

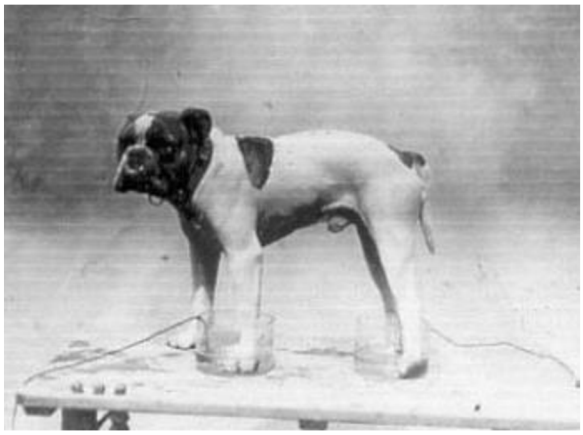
Další výzkum elektrické aktivity srdce pokračuje již poměrně rychle díky pokrokovým možnostem měření. V roce 1850 popsal Ludwig Hoff eratické kontrakce srdečních komor při působení elektrického proudu, tedy dnešní komorovou fibrilaci. S postupem času je potvrzena

hypotéza akčních potenciálů i elektrických impulsů vázaných na srdeční kontrakce. Během následujících let jsou vyvinuty citlivější přístroje pro měření elektrických impulsů.

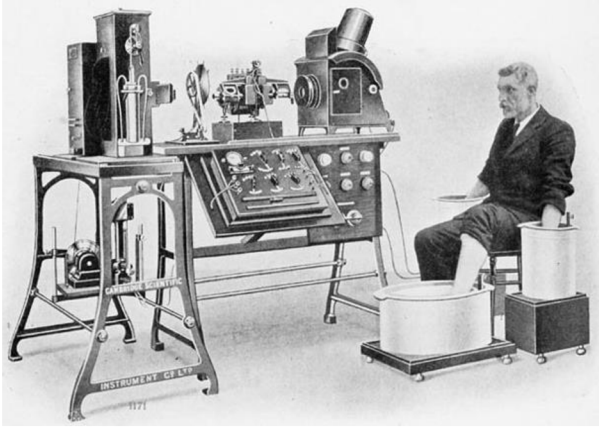
V roce 1876 byl proveden Johnem Burdonem Sandersonem pokus záznamu elektrického potenciálu srdce želvy na fotografický papír pohybující se za kapilárou. K tomuto pokusu byl použit tzv. Lippmanův kapilární galvanometr. Tento princip záznamu EKG signálů byl na dlouhou dobu jediným používaným způsobem. Pravděpodobně se jednalo o první záznam bifazického potenciálu srdce.

Prvním, kdo skutečně zaznamenal lidský elektrokardiogram, byl britský fyziolog Augustus Desiré Waller. Waller zjistil, že pro měření EKG signálu postačuje záznam pomocí elektrod položených na hrudník nebo snímání potenciálu z končetin. Toto sestavení často demonstroval na svém psu, který měl tlapky ponořené do misek s elektrolytem.

Práce Wallera inspirovala Willema Einthovena, který je považovan za zakladatele EKG a je autorem dodnes platných principů. V roce 1895 publikuje popis EKG křivky (*Einthoven W. Ueber die Form des menschlichen electrocardiograms. Erch f d Ges Physiol. 1895;60:101 – 123)*, kdy popisuje zaznamenané výchylky, aplikuje na registrované potenciály aritmetickou korekci a označuje je poté písmeny: P, Q, R, S a T. Kdy největší výchylku bez ohledu na její polaritu připisuje písmenu R, tzv. kmit R.



Obrázek 6: Jimmy s tlapkami ponořenými v elektrolytu [7].



Obrázek 7: Einthovenův přístroj založený na strunovém galvanometru [8].

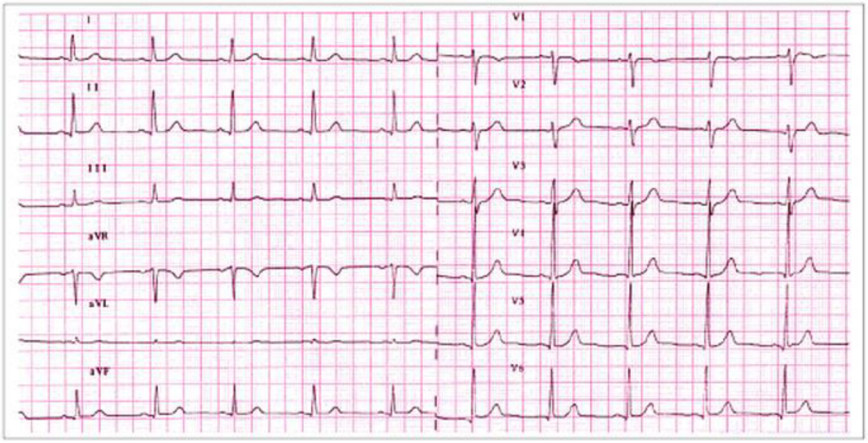
Práce holandského fyziologa Einthovena je v následujících letech základem pro další vývoj kardiografie. V roce 1902 byl poprvé použit strunový galvanometr, př jehož vývoji Einthoven definoval některé dodnes platné standarty. Jedním z nich je posun registračního papíru 25 mm/s, dále výchylka 1 cm odpovídající 1 mV.

První popisy poruch srdečního převodu jsou připisovány Wenckebachovi a Hayovi na začátku 20. století. Avšak několik dalších nálezů včetně pozorování hypertrofie komor a síní, včetně jejich rozšíření, komorové extrasystoly, flutter síní, AV blokády i objev vlny U publikuje v roce 1906 Einthoven. V roce 1913 popisuje princip „Einthovenova trojúhelníku“ pro stanovení elektrické osy srdce. Za své objevy dostává v roce 1924 Nobelovu cenu [2].

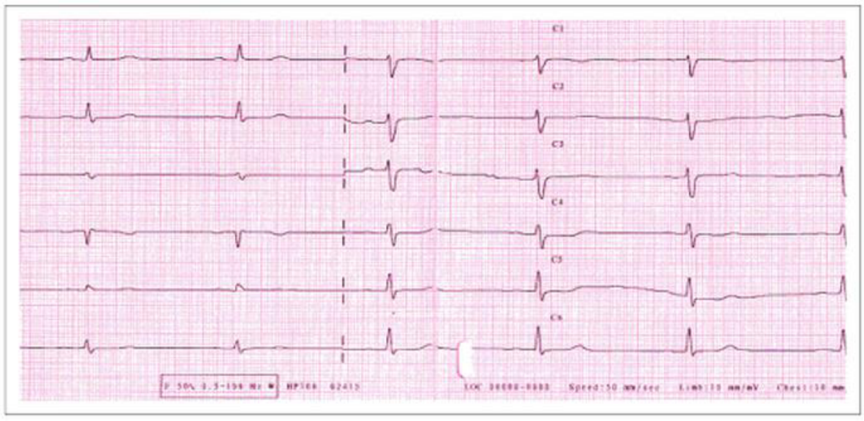
3.2. EKG přístroj, příprava, údržba, nastavení

3.2.1. Nastavení parametrů přístroje

Základním nastavitelným parametrem je měřítko časové osy, tedy rychlost posuvu papíru. Pro běžný záznam volíme obvykle 25 mm/s. Při tomto nastavení odpovídá jeden centimetr časovému intervalu 400 ms. Potom 25 mm odpovídá časovému záznamu jedné sekundě. Pokud ale budeme elektrokardiogram rozměřovat ručně, je vhodnější použít možnost o rychlosti posuvu 50 mm/s. Díky této modifikaci je signál jakoby „roztaženější“ a rozměřování tak bude přesnější. Rychlost posuvu papíru je vždy na záznamu uvedena [2].



Obrázek 8: Elektrokardiogram při posunu papíru rychlostí 25 mm/s [10].



Obrázek 9: Elektrokardiogram při posunu papíru rychlostí 50 mm/s [10].

Dalším parametrem můžeme jmenovat nastavení zesílení signálu, tedy stanovení měřítka napěťové osy. Ve standartním nastavení mluvíme o hodnotě 10 mm/mV. Pro kontrolu funkčnosti přístroje slouží tzv. kalibrační impuls o velikosti 1 mV, který je vykreslen vždy na počátku každého elektrokardiogramu. Při zesílení 10 mm/mV musí být kalibrační impuls vysoký 10 mm.

Při dalším nastavení můžeme manipulovat s různými druhy filtrů pro potlačení řady artefaktů. Základním filtrem je filtr síťového rušení (50 Hz), myopotenciálový filtr, filtr driftu nulové izolinie, automatický adaptabilní filtr aj. Použití filtrů je taktéž zobrazeno v každém EKG záznamu.

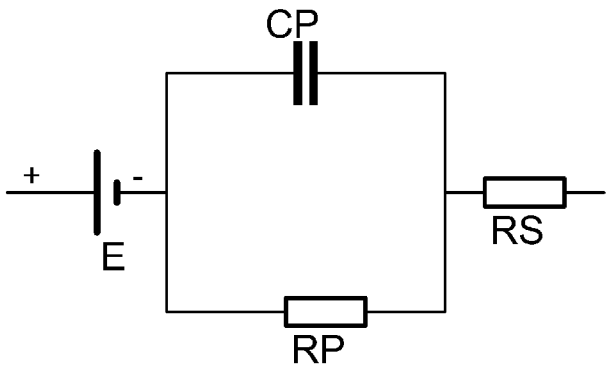
U přístrojů je dnes možné vybrat si, jestli chceme snímat záznam v automatickém nebo manuálním režimu. Při zvolení automatického módu načte přístroj data do paměti (obvykle jde o záznam o délce 5 s z končetinových a 5 s z hrudních svodů), dále je zpracuje a vytiskne dle předem určených parametrů. Výsledkem pak často bývá elektrokardiogram vytištěný na papíře velikosti A4, který obsahuje pětisekundové záznamy z každého svodu. Součástí elektrokardiogramu bývá rozměření signálu a jeho slovní interpretace. Tyto funkce jsou však pouze orientační a nelze pouze na jejich základě určit diagnózu [2].

3.2.2. Elektrody

Ke snímání elektrické aktivity srdce z povrchu těla využíváme elektrody připevněné na kůži pacienta. Měly by mít takové vlastnosti, aby minimálně ovlivňovali snímaný signál a neškodily pacientu. Pro snímání neinvazivního EKG používáme povrchové elektrody. Nastává zde však několik problémů, které je nutné vyřešit pro optimalizaci diagnostické metody.

Pro elektrody využívající pro svou funkci elektrolyt (vodivá pasta) na přechodu elektroda – kůže je nutné si uvědomit následující fakta. Lidský organismus je vodičem druhé třídy, tedy přenos elektrického proudu je zprostředkován ionty. Zatímco přívodní vodiče umístěné od elektrokardiografu ke snímací elektrodě jsou tvořeny převážně kovem tedy vodičem první třídy. Elektrický proud v této části tedy přenášejí elektrony. Na rozraní elektroda – elektrolyt dochází ke změně typu vodivosti. Mezi elektrodou přiloženou k pacientu a elektrolytem nelze předávat elektrony ale ionty. Toto spojení je v sérii se snímaným signálem a tak špatné vlastnosti elektrod výsledný signál značně ovlivní [38].

Další vlastností je impedance elektrod. Ta je tvořena kapacitancí, odporem povrchu elektrody, elektrolytu a tkáně. Pro snížení impedance elektrod ovlivněné odporem kůže a podkožní tkáně mezi elektrodami se doporučuje zvýšení jejich velikosti. Počáteční impedance elektrod je velmi vysoká. Její snížení dosáhneme i tím, že elektrodu více připevníme na povrch těla, pokožku případě oholíme, odstraníme zrohovatělou kůži, odmastíme a naneseme vhodný elektrodový gel, kterým snížíme přechodový odpor mezi elektrodou a kůží [38]. Náhradní elektrické schéma rozhraní elektroda – elektrolyt je zakresleno na obrázku 10.



Obrázek 10: Náhradní elektrické schéma rozhraní elektroda – elektrolyt.

Na výše uvedeném obrázku můžeme pozorovat náhradní elektrické schéma přechodu elektroda – elektrolyt. Toto rozhraní je tvořeno elektrickým potenciálem $E_{Ag/AgCl}$, který vzniká na elektrodě. Ve schématu je tento potenciál označen jako E. Paralelní kombinace rezistoru Rp a kondenzátoru Cp představuje skutečnou hodnotu kapacity přechodu elektroda – elektrolyt. Tato kapacita je tvořena nábojovou dvouvrstvou iontů na tomto rozhraní a sériově zapojeným rezistorem Rs ilustrující elektrický odpor elektrolytu. Výsledná impedance je však velmi závislá na frekvenci signálu [44].

Elektrody můžeme dále dělit na polarizovatelné a nepolarizovatelné. Polarizovatelné elektrody jsou ty, u kterých se průchodem proudu mění elektrodový potenciál v důsledku koncentrační nebo chemické polarizace. V případě, že hovoříme o koncentrační polarizaci, mění se koncentrace iontů v okolí elektrod. První elektroda bude například kationty vylučovat, druhá je přijímat. Vytvoří se tak koncentrační článek, jehož rovnovážné napětí bude proti napětí vnějšímu. Podobný případ bude chemické polarizace. U tohoto případu se však z elektrod budou uvolňovat plyny. Do skupiny polarizovatelných elektrod řadíme především kovové elektrody, obzvláště zhotovené ze vzácných kovů. Dokonale nepolarizovatelná elektroda však neexistuje. V praxi se využívají elektrody stříbrochloridové (Ag-AgCl). Tyto elektrody můžeme pozorovat níže na obrázku 11 [39].

Obrázek 11: Hrudní i končetinové Ag/AgCl EKG elektrody [40].

Pro EKG je nejpoužívanější elektrodou pro snímání klidového klinického EKG plošná kovová elektroda přiložená na povrch těla pacienta. Tato elektroda je polarizovatelná. Mezi elektrodu a povrchem těla naneseme elektrolyt (EKG pasta). Po té se na elektrodě oproti druhé vytvoří polarizační stejnosměrný potenciál o hodnotě desítek až stovek milivoltů. Jakmile však dojde k pohybu elektrody a povrchu těla pacienta nastávají významné pohybové artefakty [37].

Pro zlepšení popsaných nežádoucích vlastností se používají plošné stříbrné nepolarizovatelné elektrody s vrstvou chloridu stříbra (AgCl). Jejich potenciálový rozdíl je stabilní a má hodnotu jen několik milivoltů. Další možností jsou plovoucí nepolarizovatelné elektrody nejčastěji stříbrné s kontaktní vrstvou chloridu stříbra, tedy Ag/AgCl. Tyto elektrody oproti předchozímu typu obsahují komůrku vyplněnou EKG pastou, která zajišťuje lepší přechod elektrického potenciálu z kůže na kov [37].

Při snímání EKG signálu tedy musíme hlídat několik faktorů, které by mohly výsledné měření zkreslit nebo zcela znehodnotit. V prvé řadě musí být povrch těla, na kterém bude měření provedeno zbaven všech nečistot pro snížení impedance. Dále u plovoucích elektrod musí být nanešeno na kůži dostatečné množství EKG gelu. Při jeho vysychání dochází opět ke zvýšení impedance. Při snímání klinického EKG musíme zamezit většímu pohybu pacienta. Při pohybu může dojít ke změně koncentrace iontů a tak i ke změně půlčlánkového potenciálu.

Pro snímání EKG pomocí námi zhotoveného přenosného EKG monitoru jsme použili jednorázové EKG elektrody. Tyto elektrody jsou typu Ag/AgCl a je na nich nanesen EKG gel což ulehčuje jejich použití. Fotografie použitých elektrod je uvedena níže na obrázku 12.

Obrázek 12: Jednorázové EKG elektrody [40].

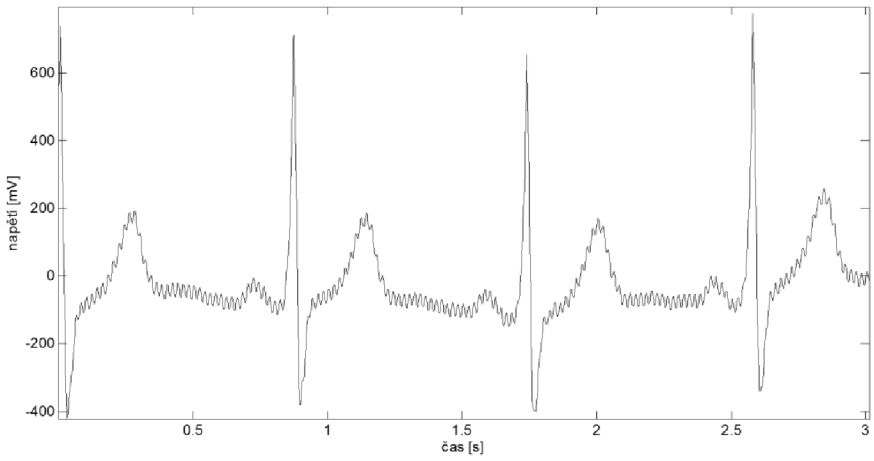
3.2.3. Rušení elektrorozvodnou sítí

Rušení elektrorozvodnou sítí neboli síťový brum, je úzkopásmové rušení signálu, které vzniká v elektrorozvodné síti, při frekvenci 50 Hz (v Evropských státech a přibližně při 60 Hz v Amerických zemích), na kterou je připojen EKG přístroj nebo zařízení v blízkém okolí.

Ve frekvenčním spektru postiženého signálu se projevuje jako výchylka na základní frekvenci a jejích násobcích (22, s. 17). To můžeme pozorovat na níže uvedeném obrázku 13. Při tomto rušení nemůžeme na záznamu pozorovat například vlnu P a výše popsané automatické rozměření signálu je při tomto druhu rušení zcela nemožné.

Příčina síťového brumu může být například zvýšený přechodový odpor mezi elektrodou a kůží pacienta. Tento jev nastává v případě nedostatku vodivého gelu, špatným kontaktem elektrody nebo větším množství nečistot mezi elektrodou a kůží.

Pro odstranění rušení zkontrolujeme nejprve kontakt elektrod a pacientský kabel popř. očistíme kůži a zbavíme ji nečistot. Zamezíme působení dalších elektrických zařízení v blízkosti pacienta. Dále prověříme, zdali kabely vedoucí od monitorované osoby nejsou kříženy s jinými kabely nebo se nachází v blízkosti elektrické zástrčky [2], [22].

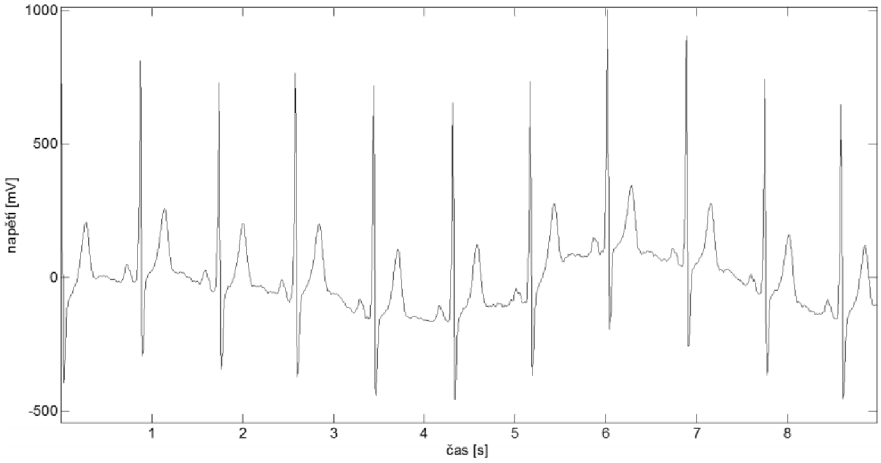


Obrázek 13: Ukázka EKG signálu poškozeného síťovým brumem 50 Hz [22].

3.2.4. Drift nulové izolinie

Dalším běžně se vyskytujícím artefaktem je drift nulové izolinie. Ten může být způsoben dýcháním, kdy dochází ke změně polohy elektrod vůči srdci nebo změnou vodivosti tkáně. Tento druh rušení, způsobený dýchacími pohyby, má typicky opakující se charakter. Dalším důvodem může být pohyb pacienta nebo pomalé elektrochemické děje na povrchu elektrody, které způsobují trvalý posun izolinie ke kladným nebo záporným hodnotám.

Z pravidla se jedná o nízkofrekvenční rušení do 2 Hz vyznačující se kolísáním nulové izolinie. Příklad EKG signálu poškozeného driftem nulové izolinie můžeme vidět níže na obrázku 14. Pro odstranění rušení se velmi často používá filtrace horní propustí o velmi nízké mezní frekvenci [22].



Obrázek 14: Ukázka EKG signálu poškozeného driftem nulové izolinie [22].

3.2.4. Artefakty způsobené myopotenciály

Tento druh artefaktu je způsoben elektrickými signály vycházejícími z kosterního svalstva. Do této skupiny artefaktů tedy patří pohyb pacienta i samotné dýchání. Tento druh rušení částečně postihuje i frekvence užitečného signálu, vyskytuje se nejčastěji ve frekvenci nad 100 Hz při klidovém EKG a v oblasti kolem 10 Hz při zátěžovém EKG. Tento artefakt je velice těžké účinně odfiltrovat. Záleží totiž na intenzitě svalové kontrakce, pozici elektrody vůči kontrahovanému svalu atd. Největší podíl těchto artefaktů obsahují tzv. zátěžové EKG a EKG snímané u malých dětí [2],[14].

3.2.5. Pohybové artefakty

Při pohybovém artefaktu dochází k porušení ustálené dvojvrstvy elektrického náboje na povrchu rozhraní elektroda-elektrolyt. Rozdílná koncentrace iontů na rozhraní se projeví krátkodobou změnou půlčlánkového potenciálu, který vzniká důsledkem změny chemických reakcí mezi elektrodou a elektrolytem. Tyto artefakt bohužel nelze účinně filtrovat. Musíme

jim však věnovat zvýšenou pozornost, protože mohou být zaměnitelné s patologickými křivkami [2].

3.2.6. Impulsní šum

Posledním zmíněným typem šumu je impulsní šum. Ten vzniká v blízkém okolí silových elektrických zařízení nebo komunikačních signálů. Na EKG signálu jej pozorujeme jako skokovou změnu, směrem ke krajním hodnotám. Tento typ šumu nelze efektivně odstranit. Při jeho výskytu se musí celé snímání signálu opakovat [14].

Obrázek 15: Impulsní šum [14].

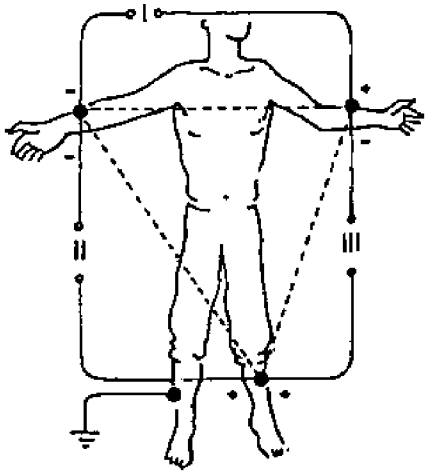
3.3. Záznam EKG

Snímání EKG signálu se provádí dvěma základními způsoby. Jde o klidový a zátěžový záznam signálu. Pacient obvykle podstupuje klidové snímání EKG. Pokud však chceme zjistit některé patologie nebo fyziologické procesy, u pacienta provádíme zátěžové EKG [14].

V následujícím textu budeme popisovat výhradně klidové snímání EKG. Pacient při tomto vyšetření leží v klidu nejčastěji na zádech. Pro minimalizaci artefaktů musí být pacient klidný v místnosti s přiměřenou teplotou. Při snímání se uplatňuje nezanedbatelný přechodový odpor na rozraní elektroda – kůže. Pro dosáhnutí co nejlepšího signálu, který můžeme následně podrobit kvalitativní analýze, musíme snížit přechodový odpor za použití dostatečného množství gelu [2], [15].

V současnosti nejčastějším zapojením je 12 svodové EKG. Skládá se ze šesti hrudních unipolárních svodů V_1 – V_6, třech bipolárních končetinových svodů I, II, III a třech zesílených unipolárních svodů aVR (pravá paže), aVL (levá paže) a aVF (levá noha).

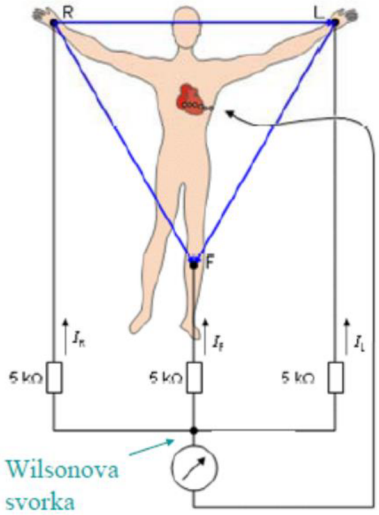
Jako bipolární označujeme ty elektrody, které zaznamenávají rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami. Místa, na kterých jsou elektrody umístěné, dávají Einthovenův trojúhelník, uvedený níže na obrázku 16. Pro korektní EKG záznam musíme dbát na správné umístění elektrod, které jsou zpravidla barevně odlišeny. Elektroda patřící na pravou paži má červenou barvu, na levou paži žlutou, na levou nohu patří elektroda zelené barvy a poslední elektroda na pravou nohu má barvu černou pro uzemnění.



Obrázek 16: Einthovenův trojúhelník [16].

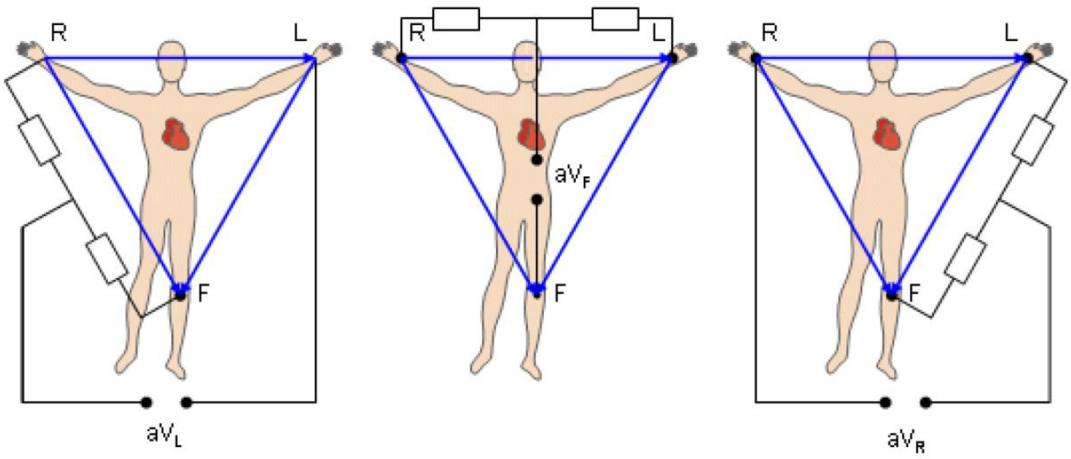
Svody označené jako unipolární měří potenciál mezi diferentní a indiferentní elektrodou. Jako diferentní elektrody při 12 svodovém EKG označujeme tři místa na končetinách, shodných se standartními svody, a šest hrudních svodů.

Místo s trvale nulovým napětím však na lidském těle neexistuje, proto je nutné indiferentní elektrodu vytvořit jinak. Indiferentní elektrodu neboli Wilsonovu svorku (obrázek 17) vytvoříme spojením elektrod přes dostatečně velký odpor, tím získáváme hledané místo s nulovým potenciálem [23], [26].



Obrázek 17: Vytvoření Wilsonovy svorky [25].

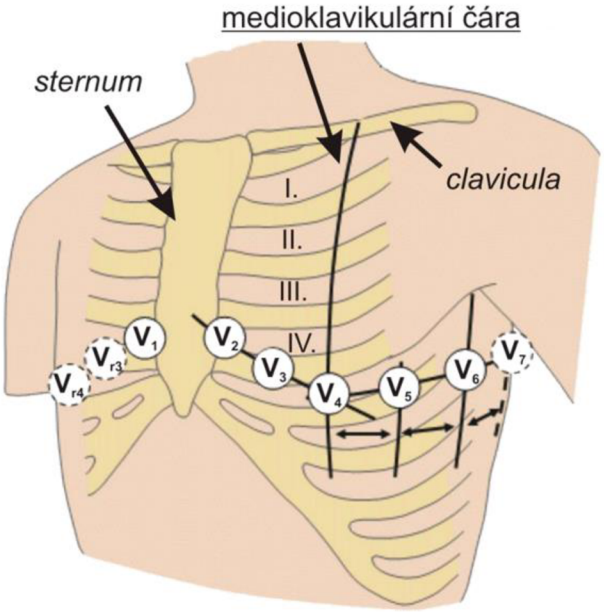
Druhým typem unipolárních svodů jsou Goldbergrovy svody (aVR,aVF,aVL), které měří rozdíly průměru potenciálů mezi dvěma končetinovými svody proti třetímu. Zvolíme si měřící elektrodu a zbylé dvě jsou zapojeny přes rezistor. Hodnotíme potom rozdíl potenciálů mezi měřící elektrodou a výstupem spojených svodů [25].



Obrázek 18: Unipolární Goldbergerovy svody [24].

3.3.1. 12 svodové EKG

Při standartním 12 svodovém záznamu EKG používáme šest hrudních elektrod a čtyři končetinové. Konkrétní uspořádání elektrod je následující. 12 svodové EKG se skládá se ze šesti hrudních unipolárních svodů $V_1 – V_6$ (obrázek 19), třech bipolárních končetinových svodů I, II, III a třech Goldbergerových svodů aVR (pravá paže), aVL (levá paže) a aVF (levá noha). Konkrétní rozmístění jednotlivých elektrod je uvedeno v tabulkách níže.



Obrázek 19: Zapojení hrudních svodů [23].

Tabulka 1: Bipolární končetinové svody [2].

Bipolární končetinové svody - Einthovenovy				
Svod		**Zapojení svodu**		
I	+	Levá horní končetina	-	Pravá horní končetina
II		Levá dolní končetina		Pravá horní končetina
III		Levá dolní končetina		Levá horní končetina

Tabulka 2: Unipolární končetinové svody [2].

Unipolární končetinové svody - Golbergerovy	
Svod	**Zapojení svodu**
aVR	Zesílený svod na pravé horní končetině
aVL	Zesílený svod na levé horní končetině
aVF	Zesílený svod na levé dolní končetině

Tabulka 3: Unipolární hrudní svody - Wilsonovy [2].

Unipolární hrudní svody - Wilsonovy	
Svod	**Zapojení svodu**
V1	4.mezižebří vpravo od sterna
V2	4.mezižebří vlevo od sterna
V3	mezi svody V2 a V4
V4	5.mezižebří medioklavikulární čára
V5	5.mezižebří přední axilární čára
V6	5.mezižebří střední axiální čára

3.3.2. Zadní svody

Zadní svody se používají pro zobrazení zadní stěny levé komory, která se za standartních podmínek při 12 svodovém EKG přímo nepromítá. Její záznam je nutný získat především u pacientů s podezřením na ischemii nebo infarktovou jizvu v oblasti zadní stěny levé komory. EKG záznam zadními svody se doporučuje u pacientů s infarktem spodní stěny a při podezření na akutní koronární syndrom, který na klasickém 12 svodovém EKG není viditelný.

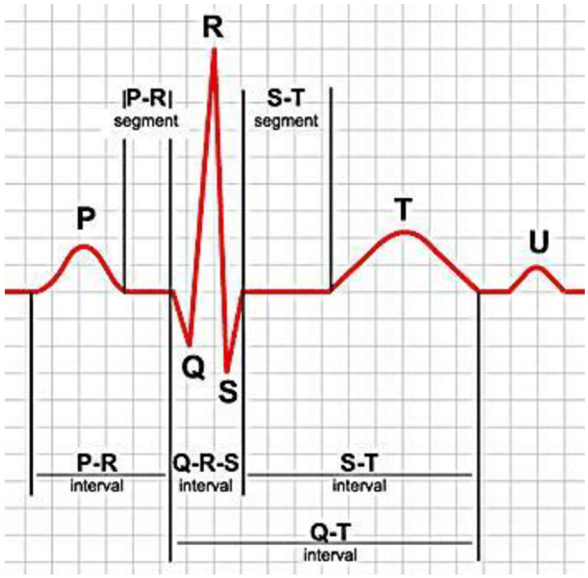
Při snímání uložíme pacienta na pravý bok a svody umístíme do 5. mezižebří. Rozmístění elektrod můžeme provést tak, že svod V4 umístíme do polohy zadní axilární čáry a označíme jej jako V7. Svod V5 do úrovně levé skapulární čáry a označíme jej jako V8. Poslední svod V6 umístíme do oblasti obratlových trnů. V tomto případě přepíšeme na svod V9. Tyto změny musíme zanést i na vytištěný elektrokardiogram [2].

3.3.3. Svody z pravostranného prekordia

Svody z pravostranného prekordia snímáme z důvodu diagnózy postižení pravé komory infarktem myokardu. Svody V3 – V6 jsou umístěny analogicky jako standartní 12 svodové zapojení pouze s tím rozdílem, že jsou zrcadlově obráceny. Jsou označeny přidáním písmene R – V3R, V4R, V5R, V6R. Opět je nutné na výsledné elektrokardiogramu názvy svodů upravit [2].

3.4. Normální EKG křivka

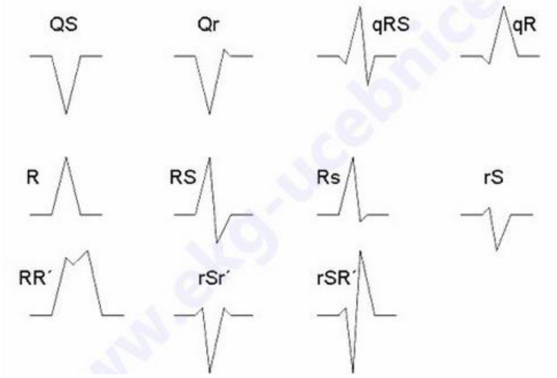
Výchylky na křivce EKG označujeme jako vlny a kmity. Oblast mezi těmito výchylkami jako segmenty nebo intervaly. Na EKG křivce zdravého jedince se vyskytují tři vlny (P, T, U) a tři kmity (Q, R, S). Tato křivka je znázorněna níže na obrázku 20.



Obrázek 20: Průběh srdeční revoluce na EKG [11].

Vlna P odpovídá depolarizaci kardiomyocytů obou síní, její délka je přibližně 80 ms a amplituda asi 0,25 mV. Elektrický impuls se šíří z SA uzlu, který se nachází v pravé síni kraniálně v blízkosti vyústění horní duté žíly, svalovinou pravé síně směrem kaudálně a septálně (k síňokomorové přepážce). Do levé síně přechází impuls kraniálně přes Bachmannův svazek a kaudálně přes svalovinu koronárního sinu. Po vlně P následuje krátká nulová izolinie, která znázorňuje šíření AV uzlem. PQ segment trvá 50-120 ms, je to časové rozmezí od ukončení depolarizace síní do začátku depolarizace komor. V klinické praxi se ovšem tento segment běžně neměří. Standardně je ale měřen interval PQ tedy čas uplynulý od začátku vlny P po začátek QRS komplexu. Je to doba, kdy dochází ke vzniku akčního potenciálu v SA uzlu, jeho vedení svalovinou síní, AV uzlem, až po převedení vzruchu na svalovinu komor. Časové rozmezí pro tento interval je fyziologicky 120 až 200 ms, přičemž jeho délka ovlivňuje především vedení AV uzlem.

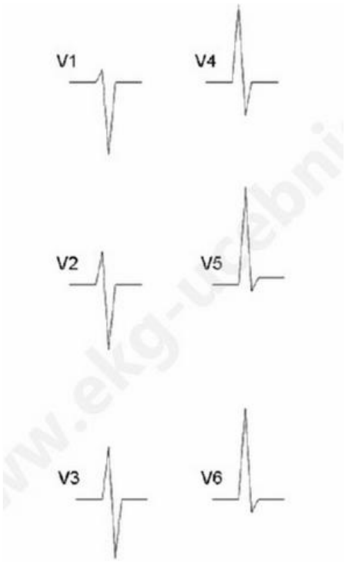
Za vlnou P následuje výrazný QRS komplex, který se skládá z kmitů Q, R a S. Tento komplex vyznačuje akční potenciál ve svalovině komor. První záporný kmit se označuje jako Q, pozitivní jako R a druhý negativní kmit jako S. V případě dalšího pozitivního kmitu se nabízí označení R nebo r, podle velikosti výchylky. Časový interval, do kterého QRS komplex spadá, se uvádí 80 až 120 ms.



Obrázek 21: Možné tvary QRS komplexu [12].

Vzruch se poté u zdravého srdce šíří zleva doprava mezikomorovým septem. Po tomto převodu dochází k aktivaci levé komory, což se na svodech V3 – V6 projeví jako pozitivní kmit R. Za fyziologických podmínek není aktivace pravé komory patrná z důvodu mnohem menšího množství svaloviny ve srovnání s levou komorou. Aktivace pravé komory je tedy „zastiněna“ aktivací komory levé. Kmit Q nepřesahuje ¼ amplitudu kmitu R téhož svodu, jeho časové rozmezí je do 30 ms. Přechod QRS komplexu v úsek ST se označuje jako bod J.

Tvar vlny R je pro diagnostiku velmi důležitý. Absence růstu kmitu R v prekordiálních svodech vždy poukazuje na patologii. V hrudních svodech se výchylka kmitu R fyziologicky zvětšuje ve směru doleva. Ve svodu V1 je R kmit minimální, naopak S kmit je velmi výrazný. Ve svodech V3 a V4 (označuje se také jako přechodová zóna) jsou kmity R a S téměř stejně vysoké. Ve svodech V5 a V6 je R kmit dominantní. Popsaná problematika je znázorněna níže na obrázku 22.



Obrázek 22: Fyziologický růst R kmitu v hrudních svodech [12].

Posledním částí QRS komplexu je kmit S, který má opět zápornou výchylku. Její velikost se od V1 do V6 zmenšuje. Ve svodech V5 a V6 nemusí být už patrný.

Po výrazném QRS komplexu následuje ST segment. Tento segment má nulovou izolinii, vyznačuje stav, kdy jsou komory depolarizovány a zároveň ještě nenastala jejich repolarizace. ST segment je ukončen vlnou T, která znázorňuje repolarizaci komor a je ve stejném směru jako komplex QRS. U zdravého srdce má pozitivní výchylku ve svodech I, II, V3-V6 a negativní ve svodu aVR. ST segment trvá do 200 ms.

Interval QT značí průběh elektrické aktivity srdečních komor, tedy součet doby trvání depolarizace a repolarizace. Tento interval je měřen od začátku QRS komplexu do konce vlny T. Při tepové frekvenci 60 za minutu, se délka QT intervalu pohybuje v závislosti na pohlaví vyšetřovaného jedince 450 – 470 ms. Kvůli závislosti měřeného intervalu na tepové frekvenci (při vyšší tepové frekvenci se délka zkracuje) se délka intervalu koriguje tepovou frekvencí QTc. Korigovaný interval se vypočítá pomocí Bazettovy rovnice (3.1) uvedené níže.

$$\mathrm{QTc} = \frac{\mathrm{QT}}{\sqrt[2]{\mathrm{R-R}}} \tag{3.1}$$

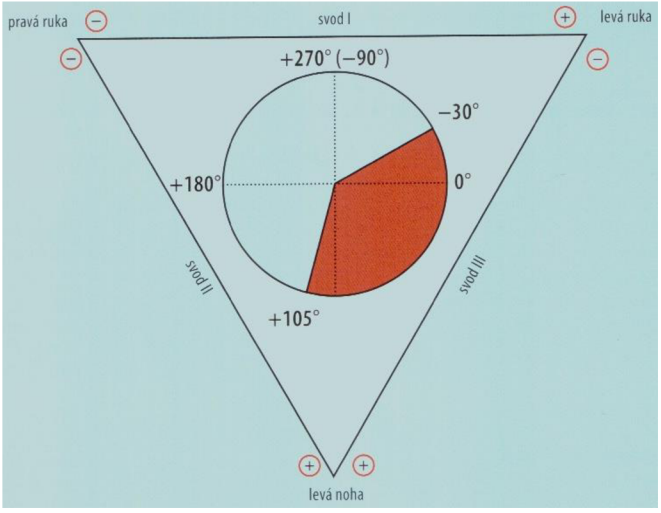
Poslední vlnou, která však není na všech EKG záznamech patrná, je vlna U. Projevuje se zejména u pomalejších tepových frekvencí, je nejspíše projevem afterdepolarizace. Pokud je vlna přítomna, má stejnou orientaci jako T vlna v daném svodu a dosahuje asi 1/3 její amplitudy [2].

3.5. Elektrická srdeční osa

Elektrickou osu srdeční lze určit za pomocí Einthovenova trojúhelníku. Vyjadřuje směr vektoru elektrické aktivity srdce ve frontální rovině v průběhu depolarizace komor. Nevyjadřuje tedy elektrickou osu celého srdce. Lze vyjádřit elektrickou osu síní (na EKG záznamu vlnu P), ta však nemá velký praktický význam.

Dochází k záměně pojmů elektrická a anatomická osa srdeční, které se ale vždy neshodují. Pokud je rytmus srdce sinusový a akční potenciál se šíří AV uzlem, oběma Tawarovými raménky do komor o obvyklé velikosti jsou obě osy velmi podobné. Pokud ale bude srdce stimulováno kardiostimulátorem v hrotu pravé srdeční komory, anatomická osa zůstane stejná, zatímco elektrická osa se téměř obrátí. V tomto případě bude vektor vedení vzruchu elektrické osy směr od srdečního hrotu k jeho bazi. Z výše jmenovaných důvodů má stanovení elektrické osy srdeční velký význam pro diagnostiku zejména při posouzení blokád ramének a fasciklů, hypertofie komor a při diferenciální diagnostice některých komorových arytmií.

Sklon srdeční osy se může měnit i bez diagnózy srdeční vady, může se měnit při změně polohy těla, hlubokém dýchání atd. Změnu polohy srdeční osy můžeme očekávat u těhotných žen a obézních jedinců [2], [13].



Obrázek 23: Elektrická osa srdeční [2].

3.5.1. Stanovené elektrické osy srdeční

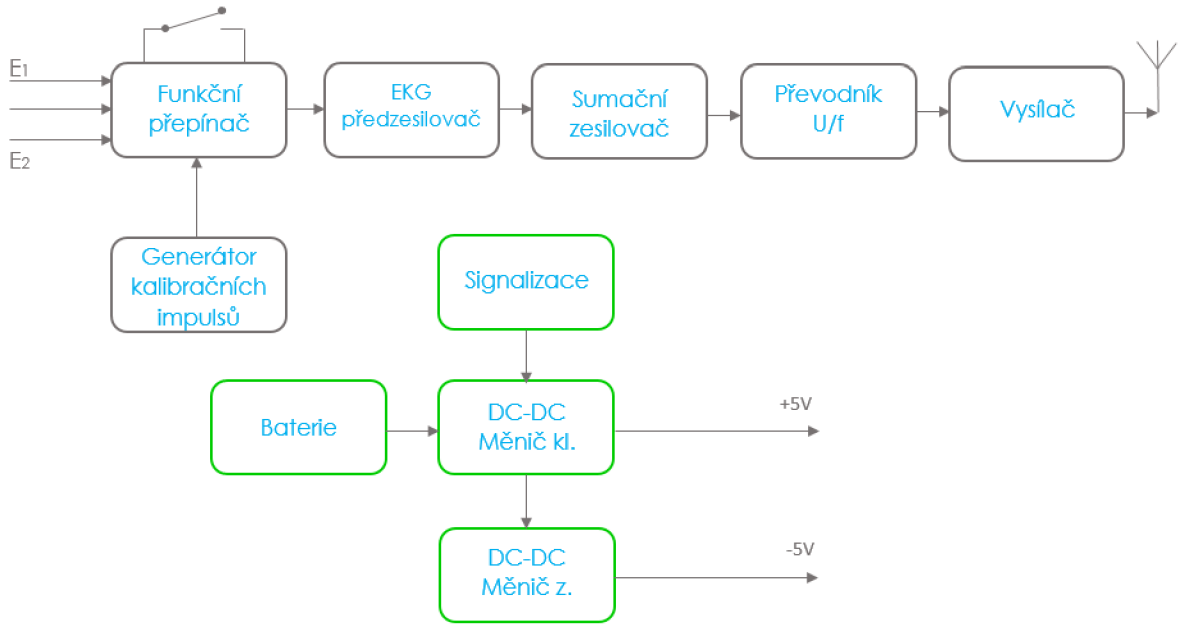
Vzhledem k faktu, že stanovujeme elektrickou srdeční osu pouze ve frontální rovině, využíváme k tomu jen končetinových svodů (I, II, III, aVL, aVR a aVF). Intermediární srdeční osa má rozsah od -30° do +105°. Osa, která má hodnotu nižší než -30°, se nazývá horizontální, pokud má osa hodnotu vyšší než +105° hovoříme o ní jako o vertikální.

4. Návrh řešení

Navrhované zařízení má být schopno dlouhodobě snímat signál EKG a snímaná data vysílat do sledovacího zařízení. Toto zařízení je určeno především pro orientační sledování EKG signálu pacienta po proběhlé operaci apod. Jakmile se na sledovacím zařízení objeví změny v elektrokardiogramu, je předpoklad k provedení klinického 12 - svodového EKG pro odhalení možné patologie.

Vzhledem k tomu, že zařízení má být přenosné, musíme dbát na snadný pohyb pacienta v rámci daného nemocničního oddělení. Budeme tedy snímat 1 – svodové EKG ze tří elektrod umístěných na hrudníku pacienta. Systém bude bateriově napájen, čímž je zajištěna elektrická bezpečnost pacienta. Pro bateriově napájený zdroj použijeme NiMH akumulátory *Recyko gp* vzhledem k jejich výhodným vlastnostem. Napájení přístroje bude symetrické a zdroj bude stabilizovaný. Vybití baterie a stav zapnutí přístroje bude signalizován příslušnými LED diodami. LED signalizace vybití baterie bude s dostatečným časovým předstihem problikávat pro rychlejší reakce personálu. Pro vzdálený přenos do sledovacího zařízení bude využit vf přenos, kdy vysílač bude umístěn na výstupu modulátoru a přijímač na vstupu sledovacího zařízení. Pro otestování obvodu jsme sestavili jednoduchý demodulátor, na jehož vstup je tento přijímač umístěn.

V následujících kapitolách jsou podrobně rozepsány jednotlivé obvody náležící zařízení, včetně výpočtů jednotlivých komponentů. V příloze tohoto dokumentu jsou uvedeny schémata všech realizovaných obvodů. Na obrázku 24 je uvedeno blokové schéma přenosné části zhotoveného zařízení. Zelenou barvou orámované objekty značí obvod napájecího zdroje přenosného EKG monitoru.



Obrázek 24: Blokové schéma přenosného EKG monitoru.

Následující blokové schéma (obrázek 25) znázorňuje sestavené testovací zařízení uspořádané na kontaktním poli. U dvojice vysílač/přijímač je nutné přidat anténu, která není součástí.

Obrázek 25: Blokové schéma testovacího zařízení.

4.1. Parametry zařízení

Na elektrokardiograf obecně klademe následující požadavky. Z důvodu potlačení rušení síťovým signálem volíme vstupní odpor 10 MΩ. Tuto hodnotu lze snadno získat operačním zesilovačem AD620 od firmy *Analog Devices*, který bude pro realizaci použit.

Pro přenos EKG signálu využijeme kmitočtový rozsah o dolním mezním kmitočtu 0,5 až 1 Hz a horním mezním kmitočtu 110 Hz. Tyto mezní kmitočty zamezují přenosu stejnosměrné složky, která znehodnocuje diagnostický záznam. Pro klinický EKG záznam bychom volili dolní mezní kmitočet 0,05 Hz. V případě přenosného EKG monitoru ovšem počítáme s pohybem pacienta, proto volíme hodnotu vyšší (0,5 až 1 Hz). V případě, že bychom tuto hodnotu ještě zvýšili, snížili bychom citlivost zařízení k pohybovým artefaktům. Pokud bychom horní mezní kmitočet (110 Hz) snížili, snížili bychom i jeho citlivost na rušení myopotenciály.

Záznam EKG musí být standardizován, proto použijeme citlivost 10 mm výchylky záznamové stopy na 1 mV vstupního signálu. Totéž platí pro kalibrační impuls o hodnotě 10 mm/mV. Ochrana proti defibrilačnímu výboji je pro zařízení snímající EKG běžně vyžadována. V našem případě však nebudeme možnost defibrilačního výboje uvažovat.

Posledním důležitým požadavkem je, aby diskriminační činitel (CMRR – Common Mode Rejection Ratio) měl hodnotu vyšší než 90 dB. Velikost CMRR určuje, do jaké míry bude soufázový signál oproti rozdílovému signálu potlačen. V současné době mají špičkové diferenční zesilovače hodnotu CMRR okolo 120 dB. Při návrhu ovšem musíme dbát na to, zda se jedná o hodnotu samotného zesilovače, nebo zda se započítává i vliv přechodového odporu snímacích elektrod [27].

4.2. Energetická bilance

V této kapitole je rozepsána energetická bilance navrhovaného přenosného EKG monitoru. V tabulce 4 počítáme s nejhoršími možnými případy tedy s variantou nejvyšší možné vlastní spotřeby daných integrovaných obvodů. V následující tabulce (tabulka 5) počítáme s tzv. typickou vlastní spotřebou integrovaných obvodů.

S uvážením maximální spotřeby obvodů dle údajů výrobce

EKG předzesilovač

	Zdroj +		Zdroj -		Poznámka
AD620	1,3	mA	0		
TLC272	4	mA	0		
TLC272	4	mA	0		
Reference	0,5	mA	0		
Celkem	**9,8**	mA	**0**	mA	
Kmitočtový modulátor					
TLC272	4	mA	4	mA	
LM331	6	mA	0		
Dělič1			0,1	mA	
P4	0,2	mA	0,2	mA	
Celkem	**10,2**	mA	**4,3**	mA	
Kalibrace					
TS555	0,2	mA	0		
TS555	0,2	mA	0		
Relé	28	mA	0		po dobu 3 sekund
Celkem	**28,4**	mA	**0**	mA	
Modul vysílače					
TX – 4MSIL	6	mA	0		
Celkem	**6**	mA	**0**	mA	
Zdroj definitivní					
LT1173	0,11	mA	0		
ICL76660	0,1	mA	0		
LED 1	2	mA	0		Odběr pouze při vybité baterii-nezní započítáno
LED 2	2	mA	0		Signalizace zapnutí
Celkem	**2,21**	mA	**0**	mA	
Zdroj+ celkem	56,61	mA			
Zdroj - celkem	4,3	mA			
Z baterie celkem	**60,91**	**mA**			

Poznámka - tento proudový odběr platí v okamžiku kalibrace, tj. po dobu 3s

Proudový odběr bez kalibrace je:

Z baterie celkem **32,91** **mA** (Při napájecím napětí 5V)

Při použití AA akumulátoru s kapacitou 2700mA bude monitor pracovat:

82,04193254 hodin = 3,418413856 dny

Tabulka 4: Maximální spotřeba proudu (přenosná část) z baterie

Tabulka spotřeby proudu (pouze pro část nesenou pacientem) z baterie

Poznámka - v tomto případě jsou uvažovány průměrné spotřeby proudu podle údajů výrobce

EKG předzesilovač

	Zdroj +	Zdroj -	Poznámka
AD620	0,9 mA	0	
TLC272	1,4 mA	0	
TLC272	1,4 mA	0	
Reference	0,5 mA	0	
Celkem	**4,2** mA	**0** mA	
Kmitočtový modulátor			
TLC272	1,4 mA	1,4 mA	
LM331	6 mA	0	
Dělič1		0,1 mA	
P4	0,2 mA	0,2 mA	
Celkem	**7,6** mA	**1,7** mA	
Kalibrace			
TS555	0,2 mA	0	
TS555	0,2 mA	0	
Relé	28 mA	0	po dobu 3 sekund
Celkem	**28,4** mA	**0** mA	
Modul vysílače			
TX – 4MSIL	6 mA	0	
Celkem	**6** mA	**0** mA	
Zdroj definitivní			
LT1173	0,11 mA	0	
ICL76660	0,1 mA	0	
LED 1	2 mA	0	Pouze při vybité baterii-není započítáno
LED 2	2 mA	0	Signalizace zapnutí
Celkem	**2,21** mA	**0** mA	
Zdroj+ celkem	48,41 mA		
Zdroj - celkem	1,7 mA		
Z baterie celkem	**50,11 mA**		

Poznámka - tento proudový odběr platí v okamžiku kalibrace, tj. po dobu 3s

Proudový odběr bez kalibrace je:

Z baterie celkem 22,11 mA (při napájecím napětí 5V)

Při použití AA akumulátoru s kapacitou 2700mA bude monitor pracovat:

122,1166893 hodin = 5,088195387 dní

Tabulka 5: Průměrná spotřeba proudu (přenosná část) z baterie

5. Realizace

5.1. Napájení

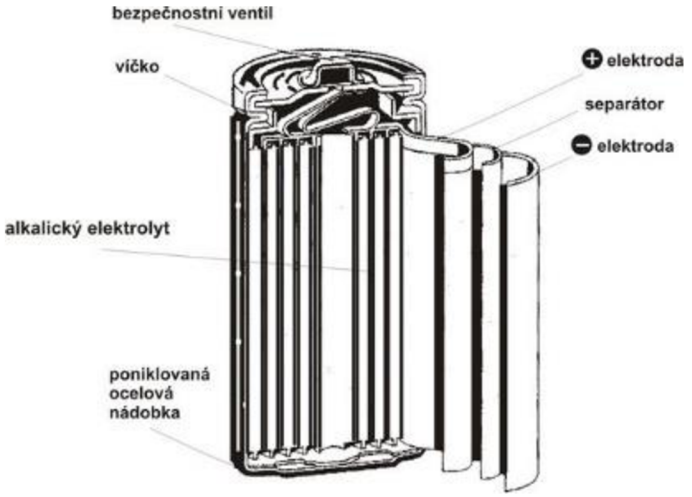
Dle zadání, má být EKG monitor přenosný, z tohoto důvodu je napájení obvodu realizováno dvěma bateriemi zapojených do série. Pro správnou funkci obvodu ale potřebujeme dosáhnout napětí 5V. To je realizováno pomocí spínaného zdroje využívajícího integrovaný obvod LT1173, který nám zároveň zajišťuje stabilizaci napětí při vybíjení baterií.

Bateriově napájený zdroj byl vybrán také z důvodu elektrické bezpečnosti pacienta a vyloučení nežádoucího šumu z elektrorozvodné sítě. Obvod dále signalizuje stav baterií pomoci LED osvětlení. LED1 upozorňuje na pokles napětí ve zdroji a to tak, že v dostatečném časovém předstihu začne červeně poblikávat. LED2 znázorňuje zapnutí přístroje. Svítí ihned po zapnutí zdroje. V následujících podkapitolách bude podrobně popsán výpočet jednotlivý komponentů obvodu pro napájení přenosného EKG monitoru.

5.1.1. Zdroj elektrické energie

Jak již bylo zmíněno výše, pro napájení přenosného EKG monitoru byly zvoleny akumulátory. Tyto elektrochemické zdroje mohou dodávat proud ihned po jejich nabití. Můžeme je nabíjet opakovaně, některé až tisíckrát krát v závislosti na typu akumulátoru a jejich správnému používání a údržbě. Vzhledem k tomu, že uvažujeme užívání přenosného EKG monitoru opakovaně, zvolili jsme tento typ elektrochemického zdroje.

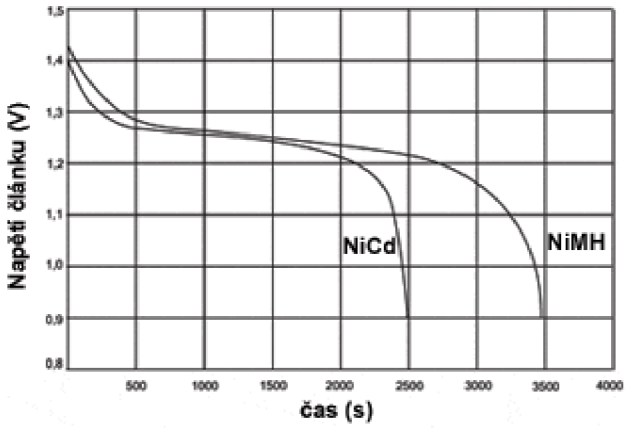
Jako konkrétní typ akumulátoru jsme zvolili NiMH. Tento akumulátor se skládá z kladné desky hydroxid niklu, záporné desky tvořené slitinou vhodně reagující s vodíkem. Dále jsou zde přítomny separátory vyrobeny z jemných vláken nasáklých alkalickým elektrolytem. Celý akumulátor je uzavřen v kovovém pouzdře s těsnící destičkou ve vrchní části a bezpečnostním přetlakovým ventilem. Celkové uspořádání válcového akumulátoru je identické s NiCd akumulátorem. Tedy kladná i záporná deska společně se separátory jsou stočeny do válce a zasunuty do příslušného pouzdra [42].



Obrázek 26: Vnitřní uspořádání válcového akumulátoru NiMH [41].

NiMH mají podobné vybíjecí charakteristiky jako NiCd, avšak oproti NiCd mají NiMH ve stejném rozměru dvojnásobnou kapacitu. U těchto akumulátorů není použito kadmium, takže neškodí tolik životnímu prostředí. Navíc na rozdíl od NiCd nemají paměťový efekt. Ve srovnání s Li-ion akumulátory mají nižší vnitřní odpor. Další výhodou je možné použití speciálních nabíječů pro rychlé (hodinové) nabití akumulátoru. Jejich životnost je přibližně 500 nabíjecích a vybíjecích cyklů [42].

Jejich hlavní nevýhoda je vyšší samovybíjení (lehce vyšší než NiCd, výrazně vyšší oproti Li-ion. Ve srovnání s oběma dalšími zmíněnými typy mají akumulátory NiMH vyšší hmotnost a menší rozsah klimatické odolnosti. Dále nejsou vhodné pro extrémně velké vybíjecí proudy, to ale v našem případě nemusíme uvažovat [42].



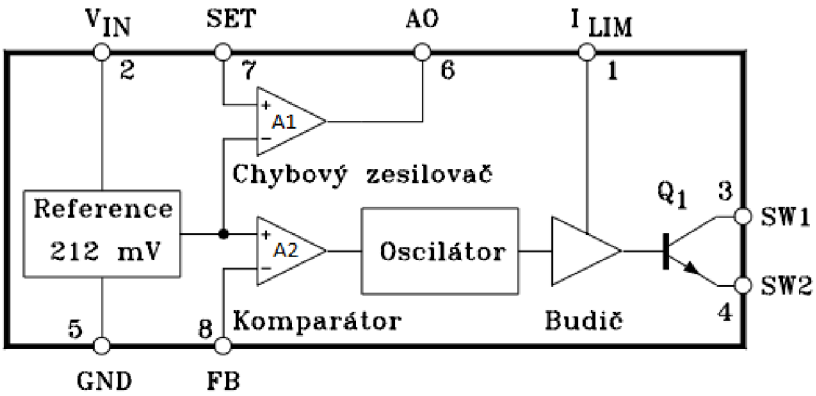
Obrázek 27: Vybíjecí charakteristika NiCd a NiMH akumulátoru [43].

5.1.2. Popis integrovaného obvodu LT1173

Pro bateriově napájené zařízení je použit spínaný zdroj, ve kterém je použita tlumivka, jako akumulační prvek. Spínané zdroje se vyznačují vysokou účinností. V řadě případů je lze použít jako integrované obvody pro snižování tak i zvyšování výstupního napětí. Totéž platí pro námi zvolený obvod LT1173 od společnosti Linear Technology.

Tento obvod umožňuje konstrukci obou typů DC-DC měničů pro výstupní napětí 5V nebo 12V. Námi zvolená součástka je konstruována pro výstupní napětí 5V. Tento obvod je vhodný např. pro pagery, kamery, laptopy, převodníky napětí jednoho článku na 5V, zálohovací bateriové zdroje, přenosné přístroje, napájení 4 – 20 mA smyček měřících přístrojů atd. je tedy mnohostranně použitelný, vyžaduje tři externí součástky pro nastavení pevného výstupního napětí 5V nebo 12V. Velkou výhodou obvodu je minimální vstupní napájecí napětí od 1V, tento fakt umožňuje použití v aplikacích, kde je napájecím zdrojem jediný článek, který může být ve stavu částečného vybití a přitom bude obvod stále pracovat.

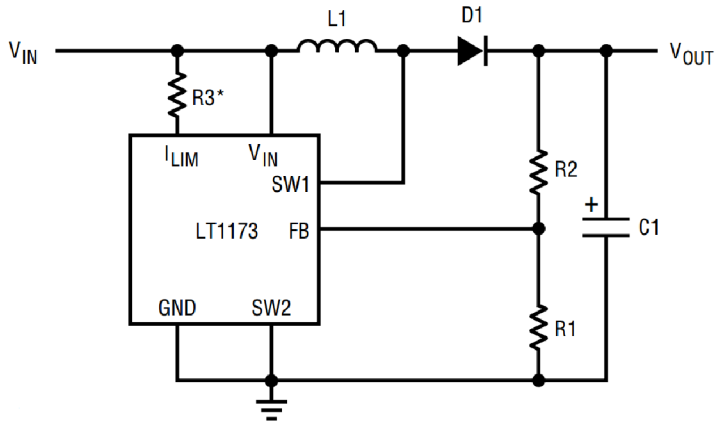
Pomocný zesilovač na čipu můžeme použít jako detektor poklesu napětí napájení (tužkové baterie), nebo jako regulátor s nízkým napájecím napětím. Vnitřní zapojení integrovaného obvodu LT1173 je znázorněno na obrázku 28 [19].



Obrázek 28: Blokový diagram obvodu LT1073 [19].

Jak již bylo výše nastíněno, jako spínaný zdroj jsme vybrali integrovaný obvod LT1173 jako zvyšující DC-DC výkonový měnič pro výstupní napětí 5V. Tento měnič byl vybrán především kvůli vlastní nízké spotřebě. Obvod se skládá ze dvou polovodičových spínačů – diody a tranzistoru dále ze zdroje referenčního napětí, chybového zesilovače, komparátoru a oscilátoru. Na výstupu měniče je připojen kondenzátor pro akumulaci energie a pro vyhlazení možného zvlnění výstupního napětí. U některých spínaných zdrojů napájených bateriově je nutné do zapojení přidat zařízení pro stabilizaci napětí. Vybrali jsme však zdroj, který má již stabilizaci napětí zahrnutu ve svém obvodu.

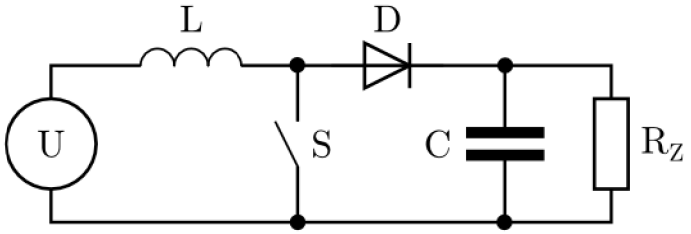
Pro to, aby bylo dosáhnuto co nejlepších výsledků, musí spínače v obvodu pracovat co nejrychleji a nesmí na nich vznikat velké ztráty. Na obrázku 29 je uvedeno doporučené zapojení spínaného měniče LT1173 pro zvýšení výstupního napětí dle katalogového listu.



Obrázek 29: Doporučené zapojení zdroje pomocí měniče LT1173 [19].

Abychom získali vyšší napětí, než je na vstupu měniče, musí spínače pracovat velmi rychle. Princip tohoto zapojení (obrázek 30) tedy sestává ze dvou stavů, z vypnutého a sepnutého spínače. V reálném zapojení není použit mechanický spínač, ale polovodičový spínač – tranzistor. Jestliže je spínač S sepnutý, potom je indukčnost L připojena paralelně ke zdroji napětí U a začne jí procházet proud. Dioda D, je v této části nepřipojena. Jakmile je spínač S vypnut, je indukčnost L ve které je akumulována energie z předešlého cyklu zapojena sériově

se zdrojem napětí U. Dioda D potom sepne a protéká jí proud, kterým společně se zdrojem napětí U nabíjí kondenzátor C na vyšší napětí, než je napětí vstupní. Kondenzátor v tomto zapojení slouží především ke snížení zvlnění výstupního napětí. Rezistor Rz v pravé části schématu představuje zatěžovací odpor, kterým taktéž protéká proud. S ohledem na zákon o zachování energie musí platit, že výstupní proud je nižší, než proud vstupní. Na účinnosti měniče se podílí také odpor vinutí cívky, na kterém se ztrácí část výkonu měniče.



Obrázek 30: Principiální zapojení zvyšujícího DC-DC měniče [28].

5.1.3. Tlumivka měniče

Jak již bylo předesláno, pro uchování energie používá DC-DC měnič magnetický tok v jádře tlumivky. Díky tomu může být výstupní napětí měniče vyšší, než napětí vstupní. Na tlumivku však kladem několik požadavků. Prvním z nich je velikost její indukčnosti.

Ta musí být přiměřeně velká, aby byla schopna přijmout dostačující množství energie i v případě, že je dodána nejnižší možná hodnota napájecího napětí za nejkratší dobu sepnutí spínače. Její hodnota musí být ale zároveň dostatečně vysoká, aby při maximálním proudu integrovaným obvodem LT1173 nepřekročil dovolenou hodnotu a to i za předpokladu nejdelší doby spínání a nejvyšší hodnoty vstupního napětí. Jestliže by měl odpor cívky hodnotu vyšší než 1Ω, ztrácel by se na ni nepřiměřeně velký výkon a tím by se snižovala účinnost měniče LT1173. V neposlední řadě by docházelo k nežádoucímu zahřívání tlumivky. Posledním požadavkem je, aby tlumivka byla schopna pojmout požadovaný magnetický tok, aniž by se přesytila [29].

Při výpočtu indukčnosti cívky musíme brát ohled na to, aby nebyla překročena maximální dovolená hodnota proudu stanovená pro obvod LT1173. Proud by v tomto obvodu neměl překročit asi 1A, kdy absolutně nepřekročitelná hodnota je stanovena na 1,5 A.

V následující části práce jsou uvedeny jednotlivé rovnice pro stanovení indukčnosti tlumivky.

V prvním kroku vypočítáme požadovaný výkon tlumivky, ten je dán součinem rozdílového napětí na cívce a maximálního proudu I_{OUT}, který bude ze zdroje odebírán. Tento vztah popisuje rovnice (5.1) [29].

$$P_L = (V_{OUT} + V_D - V_{IN}) \times I_{OUT} \tag{5.1}$$

Kde V_{OUT} je výstupní napětí měniče LT1173, V_D značí úbytek napětí na zvolené diodě (V našem případě se jedná o Schotkyho diodu, která má výhodu nízkého úbytku napětí při

rychlém spínání.) úbytek napětí je tedy 0,5V. V_{IN} je minimální vstupní napětí měniče tedy napájecí napětí (vzhledem k naší volbě dvou článků jako zdroje napětí je normalizovaná minimální hodnota 1,1V na článek, tedy 2,2V) a I_{OUT} je proud odebíraný na výstupu měniče. Po dosazení námi zvolených hodnot do vzorce:

$$P_L = (V_{OUT} + V_D - V_{IN}) \times I_{OUT} = (5 + 0{,}5 - 2{,}2) \times 50 \times 10^{-3} = 0{,}165\ W = 165\ mW$$

K akumulaci energie v tlumivce tedy dochází pouze při sepnutém obvodu LT1173. Další podmínkou je, že energie požadovaná od tlumivky při každém sepnutí musí být rovna nebo větší než podíl výkonu tlumivky P_L a frekvence spínání f_{OSC} (rovnice 5.2). Dle katalogového listu má proměnná f_{OSC} hodnotu pro obvod LT1173 23kHz.

$$E_L \geq \frac{P_L}{f_{OSC}} \tag{5.2}$$

$$\frac{P_L}{f_{OSC}} = \frac{0{,}165}{23 \times 10^3} = 7{,}174 \times 10^{-6}\ J$$

Z tohoto výpočtu tedy vyplývá, že hodnota energie tlumivky by měla být nejméně 7,174 µJ. Po sepnutí vnitřního zapojení měniče začne tlumivkou protékat proud I_L dle rovnice 5.3.

$$I_L(t) = \frac{V_{IN}}{R_{EKV}} \times \left(1 - e^{-\frac{R_{EKV} \times t}{L}}\right) \tag{5.3}$$

Kde $I_L(t)$ značí proud měnící se v tlumivce v závislosti na čase. R_{EKV} je tzv. ekvivalentní odpor, který je tvořen součtem vnitřního odporu sepnutého spínače R_M a odporu tlumivky R_T. V_{IN} značí minimální vstupní napětí měniče. Rovnice (5.3) platí za předpokladu, že proud tlumivkou je v čase t=0 nulový. Pro výpočet jsme vybrali tlumivku o hodnotě 100 µH a odporu 0,097Ω.

$$R_{EKV} = R_M + R_T \tag{5.4}$$

Rovnice 5.4 představuje dílčí výpočet k předešlému výpočtu proudu tlumivkou při sepnutém spínači. R_{EKV} je ekvivalentní odpor, R_M je odpor měniče, tato hodnota je získána z katalogového listu obvodu LT1173. Jeho hodnota je 0,8Ω. Odpor námi vybrané tlumivky R_T je 0,097Ω. Při součtu těchto hodnot dostáváme ekvivalentní odpor o hodnotě 0,897Ω. Spínací čas byl dosazen opět dle katalogového listu LT1173 22µs. Po dosazení hodnot do rovnice 5.3 dostáváme:

$$I_L(t) = \frac{V_{IN}}{R_{EKV}} \times \left(1 - e^{-\frac{R_{EKV} \times t}{L}}\right) = \frac{2{,}2}{0{,}897} \times \left(1 - e^{-\frac{0{,}897 \times 22 \times 10^{-6}}{100 \times 10^{-6}}}\right) = 0{,}439\ A = 439\ mA$$

Poslední hodnota, kterou zbývá vypočítat je energie v tlumivce na konci spínací doby. Tento výpočet je uveden v rovnici 5.5.

$$E_L = \frac{1}{2} L I_{PEAK}^2 \tag{5.5}$$

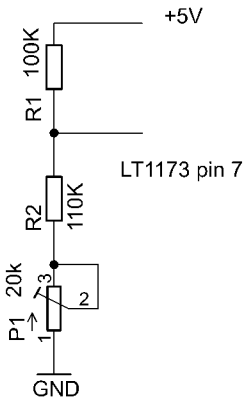
Kde I_{PEAK} je označení pro proud tlumivkou na konci spínací doby. V našem případě dle katalogového listu LT1173 je tato hodnota stanovena na 22µs. Využijeme tedy předchozí výpočet a dosadíme následující hodnoty:

$$E_L = \frac{1}{2} L I_{PEAK}^2 = \frac{1}{2} \times 100 \times 10^{-6} \times 0{,}439^2 = 9{,}646\ \mu J$$

Po dosazení vypočítaných hodnot do rovnice (5.2) kdy E_L=9,646 µJ a $\frac{P_L}{f_{osc}}$ = 7,174 µJ platí nerovnost 9,646 µJ > 7,174 µJ. Vybraný měnič tedy bude schopen dodat potřebnou energii. Zvolená hodnota tlumivky 100 µH je tedy vyhovující a vypočítaná hodnota $I_{L(PEAK)}$ =0,439 A zdaleka nepřesahuje povolenou hodnotu proudu měničem 1A.

5.1.4. Výpočet děliče pro detekci nízkého napětí baterie

Pro detekci nízkého napětí bateriově napájeného zdroje, která je pak signalizována LED1 je realizován napěťový dělič tvořený rezistory R1, R2 a potenciometrem P1. Pro detekci nízkého napětí pomocí integrovaného obvodu LT1173 je použit komparátor A1, kdy analyzované napětí přivádíme na pin 7 (SET). Z katalogového listu měniče plyne, že pokud V_{SET} = V_{REF}, tedy porovnávané napětí je stejné, jako napětí referenční, prochází měničem proud maximálně 100 nA, tuto hodnotu si označme jako I_{SET}. Napěťový dělič, znázorněný na obrázku 31, je tedy tvořen rezistory R1 a R2 a potenciometrem P1. Jeho vstupním napětím je napětí dodávané ze dvou článků akumulátorů NiMh *GP- RECYKO.* Výstup děliče je zapojen mezi zemí a sériovým zapojením rezistoru R2 a potenciometru P1.



Obrázek 31: dělič pro detekci nízkého napětí

Pro výpočet budeme uvažovat opět minimální hodnotu napětí na akumulátorech jako 2×1,1V, tedy 2,2V. Tato hodnota je v následující rovnici uvedena jako V_{MIN}. Pro přehlednější výpočet si sériové zapojení rezistoru R2 a potenciometru P1 označme jako proměnnou R_N. Dle katalogového listu integrovaného obvodu LT1173, je hodnota napětí v případě vybití

akumulátorů na výstupu děliče 1,245V. Což je napětí vnitřního referenčního zdroje napětí měniče LT1173. Označme si tuto hodnotu jako V_{OUT}. Proud děličem I_C tedy bude $100 \times I_{SET} = 100 \times 100 \times 10^{-9} = 1 \times 10^{-5} = 10\mu A$.
Vztah pro celkový odpor děliče tedy bude následující:

$$R_D = \frac{V_{MIN}}{I_C} = R_1 + R_N \tag{5.6}$$

Po dosazení výše uvedených hodnot získáváme celkový odpor děliče: $R_D = \frac{2,2}{10 \times 10^{-6}} = 220k\Omega$
Pro výpočet proměnné R_N použijeme vztah uvedený níže v rovnici (5.7):

$$V_{OUT} = V_{MIN} \frac{R_N}{R_1 + R_N} \tag{5.7}$$

Z toho vyplývá následující:

$$R_N = \frac{V_{OUT} \times (R_D)}{V_{MIN}} = \frac{1,245 \times (220 \times 10^3)}{2,2} = 124,5k\Omega$$

$$R_1 = R_D - R_N = (220 \times 10^3) - (124,5 \times 10^3) = 95,5k\Omega$$

Po zaokrouhlení vypočítaných hodnot do řady dostáváme R_1=100kΩ, R2 dopočítáme a zaokrouhlíme do řady jako metalizovaný rezistor o hodnotě 110kΩ. Trimr P1 vybíráme jako cermetový víceotáčkový stojatý o hodnotě 20kΩ pro citlivější nastavení odpovídající hodnoty.

5.1.5. Určení hodnot rezistorů pro LED a spínače pro detektor nízkého napětí

Rezistory R6 a R7 mají náležitost k LED, ke kterým patří. LED1 signalizuje nízké napětí napájecího zdroje, jejím předřazeným rezistorem je rezistor R6. LED2 značí aktivní stav přístroje s předřazeným rezistorem R7. Při výpočtu budeme předpokládat proud diodami I_D = 1mA a úbytek napětí na diodách V_D = 1,7V. Kvůli zanedbatelné hodnotě úbytku napětí na tranzistoru Q1, která je při proudu LED 1mA pouze 0,02V, tuto hodnotu zanedbáme. Dále budeme předpokládat, že LED mají shodné vlastnosti, budeme tedy počítat podle rovnice (5.8).

$$R_6 = R_7 = \frac{V_{OUT} - V_D}{I_D} \tag{5.8}$$

Po dosazení výše uvedených hodnot dostáváme:

$$\frac{5 - 1,7}{1 \times 10^{-3}} = 3,3k\Omega$$

Hodnota 3,3kΩ v řadě metalizovaný rezistorů existuje. Potom tedy velikost rezistorů R_6=R_7=3,3kΩ. Pro spínání LED1, která signalizuje vybití baterie, bylo nutné použít pomocný PNP tranzistor Q1. Tento tranzistor byl zvolený kvůli nízké hodnotě proudu z obvodu LT1173, která činí pouze 100nA.

V této části obvodu je rezistor R5 zapojený mezi emitor a bázi tranzistoru, jeho funkcí je snížení zbytkového proudu. Z praxe byla tato hodnota určena na R5=10kΩ. tranzistor Q1 fungoval jako spínač, musí být po sepnutí v tzv. nasyceném stavu. Aby tranzistor Q1 fungoval jako spínač, musí být po sepnutí v tzv. nasyceném stavu. Aby bylo možno započíst výrobní tolerance tohoto tranzistoru, používá se opravný činitel, který bývá označován jako činitel nasycení. Z praxe tomu odpovídá činitel nasycení *s* rovno 3.

Z katalogového listu PNP tranzistoru BC327 získáme další hodnoty: V_{BES}=0,6V, β=100, maximální kolektorový proud tranzistoru I_{KM}=1 mA. Z těchto hodnot můžeme vypočítat proud báze pro nasycení PNP tranzistoru Q1. Tento vztah je uveden níže v rovnici 5.9 [29].

$$I_{BN} = \frac{I_{KM} \times s}{\beta} \tag{5.9}$$

Po dosazení hodnot do rovnice 5.9 dostáváme proud báze pro nasycení tranzistoru Q1 rovný 30 µA. Proud rezistorem R4 tedy bude následující:

$$I_{R4} = I_{BN} + I_{R5} = I_{BN} + \frac{V_{BES}}{R_5} = 90\ \mu A$$

Pro výpočet hodnoty odporu rezistoru R4, musíme nejdříve vypočítat jeho napětí. To je rovno napětí výstupnímu V_{OUT} s odečteným V_{BES}. Pro výpočet napětí na rezistoru R4 (V_{R4}) tedy můžeme psát:

$$V_{R4} = V_{OUT} - V_{BES} = 5 - 0{,}6 = 4{,}4V$$

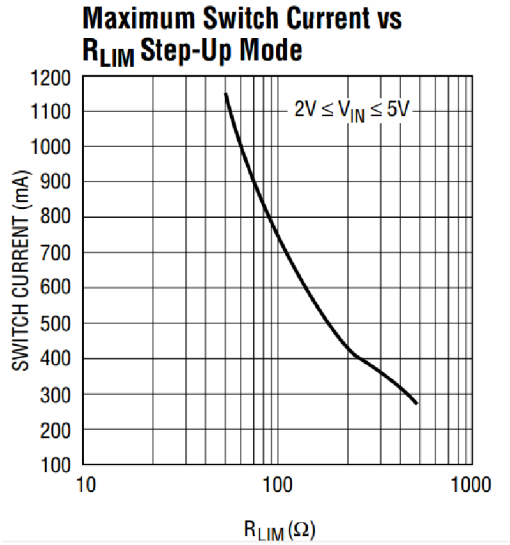
Pro výpočet hodnoty odporu rezistoru R4 použijeme rovnici 5.10. Kdy proměnná V_{R4} značí hodnotu napětí na rezistoru R4 a IR4 značí proud rezistorem R4.

$$R_4 = \frac{V_{R4}}{I_{R4}} \tag{5.10}$$

Po dosazení výše vypočítaných hodnot do rovnice 5.10 stanovíme hodnotu rezistoru R4 na 48.8kΩ. Tato hodnota však v řadě rezistorů není dostupná. Musíme ji tedy zaokrouhlit. V tomto případě však musíme dbát na to, abychom zaokrouhlením do řady nesnížili činitel nasycení tranzistoru. Toho bychom dosáhli, kdybychom hodnotu rezistoru R4 zaokrouhlili směrem k vyšším hodnotám. Hodnotu rezistoru zaokrouhlíme tedy dolů na nejbližší hodnotu, tedy R4 = 47kΩ [29].

Další hodnota komponentu, kterou je třeba určit je rezistor R3. Ten je v obvodu zapojen z důvodu ochrany vnitřního spínače integrovaného obvodu LT1173. Jak již bylo několikrát řečeno, největší dovolený proud obvodem by měl mít hodnotu okolo 1mA. Absolutně nepřekročitelná hodnota je v katalogovém listu uvedena jako 1,5 mA. Pokud bychom tuto hodnotu překročili, riskovali bychom poškození obvodu. Výše byl vypočítán maximální proud tlumivkou na konci spínací doby, který činí 439 mA. Pro stanovení hodnoty rezistoru R3 slouží

graf uvedený taktéž v katalogovém listu LT1173. Tento graf je uvedený níže na obrázku 32 [29].

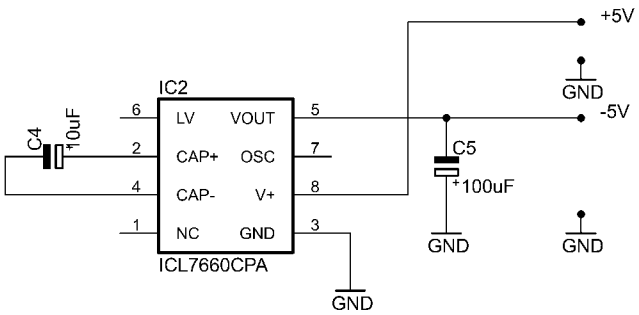


Obrázek 32: Maximální proud měničem LT1173 [19].

Pro stanovení rezistoru R3 zvolme spínací proud o něco vyšší, např. 0,5 A. Za tohoto předpokladu tedy můžeme zvolit rezistor R3 o hodnotě 68Ω [29].

5.1.6. Zdroj záporného napětí

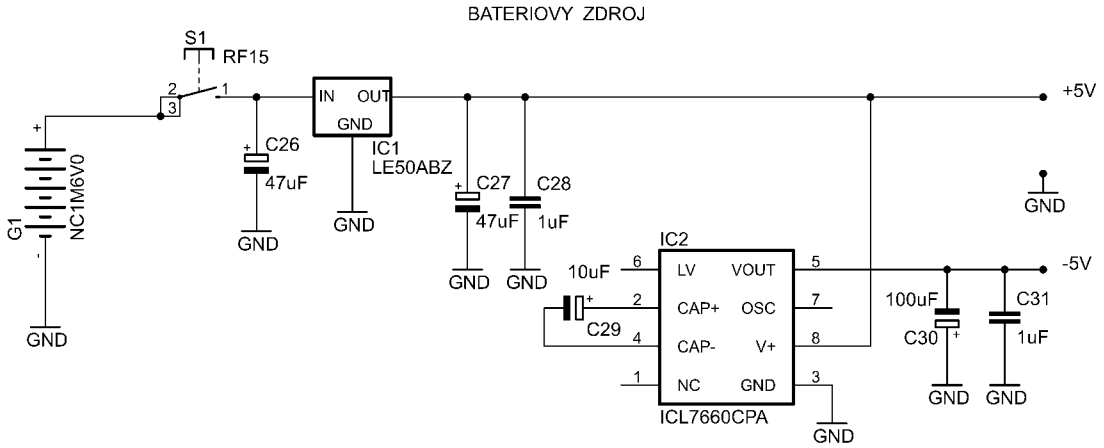
Poslední částí napájecího zdroje je obvod pro vytvoření záporného napětí -5V. Tento obvod je znázorněn na obrázku 33. V tomto zapojení je využit integrovaný obvod ICL7660CPA, který můžeme popsat jako tzv. nábojovou pumpu. Tyto obvody umožňují s minimem dalších součástek vytvořit zdroj záporného napětí, jehož absolutní hodnota je stejná, jako vstupní napětí připojené na pin 8. Vlastní spotřeba je 170 µA a jeho typická účinnost podle údajů výrobce je 98%. Obvod je zapojen dle doporučení v katalogovém listě. Jako C4 byl zvolen elektrolytický kondenzátor o hodnotě 10 µF dle doporučení v katalogovém listě. Hodnotu elektrolytického kondenzátoru C5 jsme zvolili vyšší, než je minimální doporučená hodnota kvůli vyhlazení zvlnění napětí na výstupu obvodu.



Obrázek 33: obvod pro vytvoření záporného napětí.

5.2. Náhradní zdroj

Vzhledem k dlouhodobé nedostupnosti integrovaného obvodu LT1173 jsme se rozhodli použít jednoduchý náhradní bateriově napájený zdroj s napětím ± 5V. Na tento zdroj klademe podobné požadavky, jako u zamýšleného obvodu. Tento obvod je zobrazen níže na obrázku 34.



Obrázek 34: Schéma náhradního zdroje.

Na vstup zdroje je přes spínač S1 připojena baterie, která sestává z pěti NiMh akumulátorů značky *GP- RECYKO.* K baterii je paralelně připojen elektrolytický kondenzátor C26 o hodnotě 47 µF, který má za úkol zabránit rozkmitání stabilizátoru. Minimální hodnota připojeného kondenzátoru je dána výrobce stabilizátoru.

Výstup spínače společně s elektrolytickým kondenzátorem C26 je připojen na stabilizátor kladného napětí +5V. Stabilizátor je zde zařazen vzhledem k vybíjecí charakteristice akumulátorů, tedy pro vytvoření konstantního napětí během celého životního cyklu akumulátorů.

Jako stabilizátor napětí jsme zvolili obvod LE50ABZ, ten byl vybrán především kvůli nízkému úbytku napětí. Výstupní napětí stabilizátoru je rovno 5V při minimální hodnotě vstupního napětí 5,2V. Přičemž maximální dovolená hodnota vstupního napětí je 20V. U tohoto stabilizátoru navíc nedochází k poklesu napětí mezi vstupem a výstupem obvodu pod 0,2V. Pro napájení bude využito 5 akumulátorů, jak již bylo zmíněno výše. Tudíž limitní hodnota vstupního napětí zdaleka nedosahuje maximálního dovoleného napětí. Maximální hodnota klidového proudu je asi 3 mA. Vlastní spotřeba obvodu je tedy velmi nízká. Výhodný je také malý úbytek napětí.

K zachování požadavků výrobce stabilizátoru LE50ABZ je nutné na vstup připojit kondenzátor o minimální hodnotě 0,1 µF a na výstup kondenzátor o kapacitě minimálně 2,2 µF. Na výstup je tedy připojen elektrolytický kondenzátor C27 o hodnotě 47 µF a fóliový kondenzátor C28 o hodnotě 1 µF. Tyto kondenzátory mají funkci obdobnou s kondenzátorem

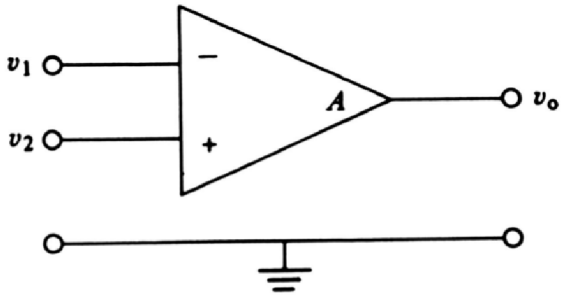
C26. Minimální hodnota kondenzátoru C27, doporučená výrobcem stabilizátoru, je 2,2 µF. Použili jsme ale vyšší hodnotu (47 µF) vzhledem k možné vazbě mezi dalšími obvody. Minimální doporučená hodnota kondenzátoru C28 je 0,1 µF, což je zde dodrženo.

Součástí obvodu je i integrovaný obvod ICL7660CPA pro vytvoření záporného napětí. Zapojení obvodu je stejné a jeho funkce však již byla popsána v předchozí kapitole 5.1.6. Jeho schéma můžeme pozorovat v téže kapitole na obrázku 33.

5.3. EKG předzesilovač

Nejdůležitější částí EKG monitoru je jeho EKG předzesilovač. Výstupní signál z elektrod aplikovaných na pacientovi bude velmi malý s amplitudou kolem 1 mV. Pro další zpracování je však velmi důležité, aby na výstupu EKG předzesilovače byla napěťová úroveň tisíc krát vyšší než úroveň vstupní. Jestliže tedy na vstupu dostaneme signál o velikosti 1 mV, potřebujeme dosáhnout na výstupu předzesilovače 1 V. Hlavní funkcí EKG předzesilovače je tedy zvýšení napěťové úrovně signálu na takovou hodnotu, aby mohlo probíhat další zpracování signálu. Další neméně důležitou funkcí je galvanické oddělení celého zařízení od pacienta.

Pro realizaci zesilovače máme v zásadě dvě možnosti. Můžeme jej realizovat z diskrétních součástek, vhodnější však bude realizace pomocí integrovaných obvodů polovodičových operačních zesilovačů, které jsou nejčastěji používanými pro realizaci přístrojů snímajících biologické signály. Operační zesilovač má dva vstupy (invertující a neinvertující) a jeden výstup [31]. Označení operačního zesilovače je uvedeno na obrázku 35.

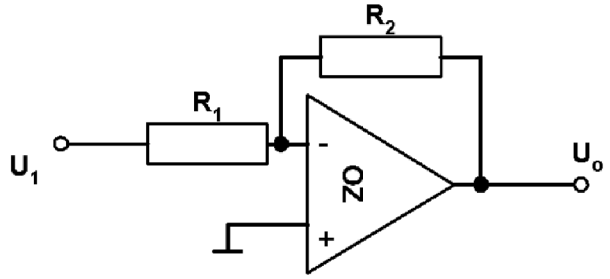


Obrázek 35: Schéma operačního zesilovače [31]

Pro výpočet dalších součástek určujících vlastnosti daného zesilovače jsou odvozeny rovnice, které vycházejí z tzv. ideálního operačního zesilovače. Ten se vyznačuje následujícími vlastnostmi: Nekonečně vysoká hodnota napěťového zesílení, nulová hodnota výstupní impedance, nekonečně vysoká hodnota vstupní impedance, nulový šum a nutnost, aby oba vstupy měly stejný potenciál. Ideální zesilovač neexistuje, proto je vždy nutné brát v potaz údaje výrobce uváděné v katalogovém listu (datasheetu) daného zesilovače. Operační zesilovače můžeme realizovat v několika zapojeních. Jako příklad můžeme uvést invertující a neinvertující zesilovač, součtový a rozdílový (diferenční) zesilovač, komparátor atd. [31].

Invertující zesilovač, uvedený na obrázku 36, obrací fázi o 180°. Jestliže tedy přivedeme na vstup zesilovače kladné napětí, na výstupu dostáváme napětí záporné. Tento zesilovač je

zapojen tak, že neinvertující vstup je připojen k zemnící svorce. Vstupní napětí U_1 je přivedeno k zesilovači přes rezistor R_1 na invertující vstup. Rezistor R_2 je zde zapojen do tzv. záporné zpětné vazby.

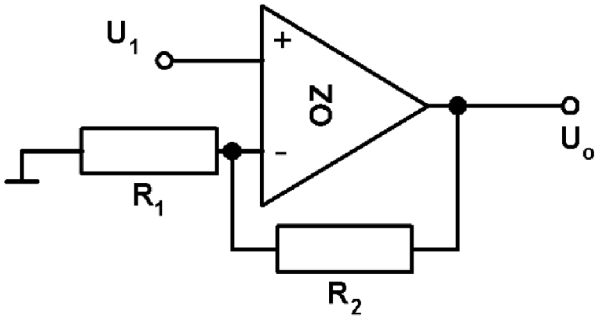


Obrázek 36: Schéma invertujícího operačního zesilovače [31].

Rovnice pro určení celkového zesílení tohoto typu operačního zesilovače v závislosti na hodnotě rezistorů je uvedena níže (rovnice 5.11) [31].

$$A = -\frac{R_2}{R_1} \tag{5.11}$$

Dalším zapojením operačního zesilovače je jako tzv. neinvertující zesilovač, zobrazený na obrázku 37. Napětí na vstupu i výstupu zesilovače je stejné polarity, jsou tedy ve fázi. Velikost napětí na výstupu zesilovače bude mít velikost, stejně jako u invertujícího zesilovače v závislosti na hodnotě použitých rezistorů v daném obvodu.



Obrázek 37: Schéma zapojení neinvertujícího zesilovače [31].

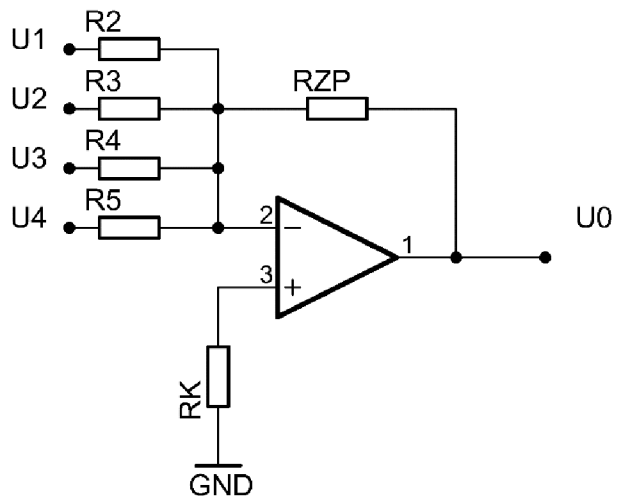
Rovnice pro výpočet zesílení tohoto typu zesilovače je uvedena níže (rovnice 5.12) [31].

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1} \tag{5.12}$$

Dalším typem zesilovače je sumační (součtový) zesilovač. Jednoduché schéma zapojení je uvedeno níže na obrázku 38. Sumační zesilovač je speciálním typem invertujícího zesilovače. Vzniká rozšířením invertujícího zesilovače tak, že jeho vstup rozšíříme a zapojíme více vstupů. Přičemž společný bod, v tomto případě všech rezistorů, je připojen k invertujícímu vstupu (virtuální zemi). Součet všech proudů ze vstupů se tedy musí rovnat proudu procházejícímu zpětnovazební smyčkou rezistorem Rzp čímž je zachována nulová úroveň invertujícího vstupu. Kompenzační rezistor Rk je zde zapotřebí pro vyrovnání proudové nesymetrie vstupů. Jeho hodnota je dána jako paralelní spojení všech sčítacích rezistorů [45].

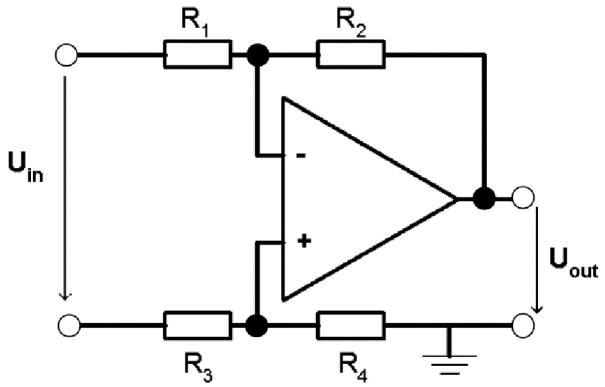
Napětí na výstupu daného zesilovače bude mít velikost v závislosti na velikosti proudu na vstupu zesilovače a zpětnovazebním odporu rezistoru Rzp. Tedy napětí na výstupu bude tím větší, čím větší je vstupní proud a odpor ze zpětné vazby. Pro zesílení napětí daného vstupu procházející tímto zesilovačem je dán poměr hodnoty odporu rezistoru Rzp a daného rezistoru na vstupu zesilovače. Výstupní napětí je tedy dáno následujícím vztahem (rovnice 5.13)

$$U_0 = -\left(\frac{R_{zp}}{R_2} \times U_1 + \frac{R_{zp}}{R_3} \times U_2 + \frac{R_{zp}}{R_4} \times U_3 + \frac{R_{zp}}{R_5} \times U_4\right) \tag{5.13}$$



Obrázek 38: Schéma zapojení sumačního zesilovače.

Posledním zapojením operačního zesilovače, který bude v této části práce uveden, je diferenční zapojení zesilovače. Schéma pro tento typ zapojení je uveden níže na obrázku 39.



Obrázek 39: Schéma diferenčního zesilovače [31].

Diferenční (rozdílový) zesilovač slouží k potlačení soufázového signálu. Má tedy mnohem vyšší zesílení pro rozdílový signál v porovnání se soufázovým. Výstupní napětí operačního zesilovače je úměrné rozdílu napětí na vstupech. Rozlišujeme tedy dva druhy zesílení. Je to zesílení pro soufázový signál, který se snažíme potlačit a zesílení pro rozdílový signál, který se snažíme oproti soufázovému zesílit. Soufázový signál může představovat např.

napětí, které se dostane na svorky z elektrorozvodné sítě. Definujme si pro poměr rozdílového ku soufázovému signálu vztah uvedený v rovnici 5.13, tzv. diskriminační činitel CMMR u něž požadujeme co možná nejvyšší hodnotu. Jednotkou pro CMMR je dB [31].

$$CMMR = 20log\frac{A_{roz}}{A_{souf}} \tag{5.13}$$

Obvyklá hodnota pro operační zesilovače se pohybuje v rozmezí od 90 dB až po 120 dB. Při hodnotě 120 dB, je rozdílový signál zesílen 10^6 oproti signálu soufázovému při frekvenci 60 Hz. V praxi se pro zesilovače určené pro zesílení biologických signálů uvažuje za dostačující hodnota CMMR 100 dB [31].

Obvod pro EKG předzesilovač vychází z doporučeného zapojení přístrojového zesilovače AD620 uvedeného v publikaci *A designer's guide to instrumentation amplifiers 3rd edition* [30].

Na obvod EKG předzesilovače klademe několik kritérií, které musí splňovat. V první řadě je to potlačení rušení. V našem případě se jedná především o potlačení vysokofrekvenčního rušení, které je všude kolem nás a přístroj není možné od tohoto rušení bezpečně izolovat. Dalším typem častého nežádoucího rušení je tzv. síťový brum. Ten vzniká v elektrorozvodné síti a projevuje se nejčastěji při frekvenci 50 Hz v Evropských zemích a při 60 Hz v zemích Ameriky. Podrobněji o síťovém brumu pojednává kapitola 3.2.2.

Dalším možným zdrojem rušení je půlčlánkové napětí ze snímacích elektrod, o němž je podrobněji pojednáno v kapitole 3.2.5. S dalšími ochrannými obvody EKG předzesilovače, se kterými je třeba počítat je ochrana vstupů před přepětí, před statickou elektřinou atd. Tyto obvody budou podrobně rozepsány v následujících kapitolách. EKG předzesilovač však musí dbát především na bezpečnost pacienta dle příslušných norem.

Obvod by měl splňovat také další elektrické vlastnosti:

- Vysoký diskriminační činitel (CMRR – Common Mode Rejection Ratio)
  Požadavkem na EKG diferenční předzesilovač je mít hodnotu CMRR vyšší než 90dB. Jak již bylo řečeno v předchozích kapitolách, velikost CMRR určuje, do jaké míry bude soufázový signál oproti rozdílovému signálu potlačen. V současné době mají špičkové diferenční zesilovače hodnotu CMRR okolo 100 dB [27].
- Vysoký vstupní odpor
  Toto kritérium souvisí s měřeným signálem a nezanedbatelným odporem elektrod, který se přičítá ke vstupnímu odporu přístrojového zesilovače a mění tak jeho vlastnosti.
- Musí pracovat v potřebné kmitočtové oblasti
  EKG zesilovače pro klinické účely fungují z pravidla v kmitočtové oblasti od 0,05 Hz do 100 Hz. Kmitočty nad a pod tímto rozmezí mají zbytečně velké rušení. Největší část informace EKG se nachází právě v oblasti od 0,05 Hz do 100 Hz. Při kmitočtech nacházejících se nad touto hranicí se uplatňuje především rušení

z okolním elektrických zařízení a vliv myopotenciálů. V našem případě si stanovíme kmitočtový rozsah od 0,5 do 100 Hz. Vzhledem k tomu, že EKG monitor má být přenosný, na snímaném signálu by se uplatnily pohybové artefakty.

- Zanedbatelný unikající proud z elektrického obvodu do pacienta dle normy ČSN EN 60601-1. Tato norma říká, že za normálních podmínek může být maximální stejnosměrný proud procházející pacientem 0,01 mA. Tato hodnota nesmí být překročena [27].
- Nízký vlastní šum
  Jakýkoliv šum může být namodulován na EKG signál, čímž způsobuje zhoršení nebo úplnou ztrátu diagnostické informace. Nejvíce je ovlivňována nízkonapěťová část signálu. Kdy hodnoty šumu mohou mít srovnatelnou nebo vyšší napěťovou úroveň a může dojít k jeho znehodnocení.

V následujících kapitolách budou nejdříve podrobně popsány ochrany vstupů EKG předzesilovače před nežádoucími účinky. U klinického EKG by měla být do ochrany vstupů přístrojového zesilovače zařazena také ochrana před defibrilačním impulsem. Tento elektrický impuls se vyznačuje krátkodobou avšak mnohonásobnou změnou velikosti napětí. U těchto předzesilovačů se vstupy chrání nejčastěji paralelním připojením speciální diody na vstup zesilovače. Tato dioda má za normálních podmínek velký vstupní odpor, který se však nesmí projevit na vstupním odporu EKG předzesilovače. Funguje potom tak, že jakmile nastane defibrilační výboj, dioda se stane vodivou a impuls svede na zem. Vstupy EKG předzesilovače jsou tak před účinky výboje bezpečně chráněny.

5.3.1. Potlačení vf rušení

Vysokofrekvenčnímu rušení se nelze zcela vyhnout, v prostředí kde žijeme, se nachází nespočet druhů rušení elektromagnetickými vlnami o různém kmitočtu. Jako zdroj vf rušení můžeme označit například rozhlasové vysílače na dlouhých, krátkých i středních vlnách, televizní vysílače, mobilní telefony dále rušení šířící se z trolejového vedení a mnoho dalších.

Vysokofrekvenčnímu rušení se tedy nevyhneme a musíme jej tedy filtrovat. Precizní přístrojové zesilovače jsou obzvlášť citlivé na soufázové vysokofrekvenční rušení. Pro návrh těchto filtrů existují přesné rovnice i doporučená zapojení obvodu [29].

5.3.2. Ochrana před statickou elektřinou

Statická elektřina vzniká především na syntetických materiálech, které jsou citlivější k účinkům elektrostatického nabití. V dnešní době jsou oděvy často vyrobeny ze syntetických materiálů a v kombinaci se suchým vzduchem v prostředí se na člověku shromažďuje elektrický náboj. Jelikož ani podrážky obuvi nejsou vodivé pro možné uzemnění, vzniká důsledkem elektrostatický výboj. Tento výboj se vyznačuje vysokým napětím řádově tisíce voltů a špičkovým proudem. Pokud by byl tento výboj přiveden na integrovaný obvod, vystavujeme se riziku jeho poškození či úplnému zničení. Analogové obvody, do kterých přístrojové zesilovače

patří, snadněji podléhají účinkům elektrostatického výboje než obvody číslicové. Tyto obvody nemohou užívat klasickou ochranu před elektrostatickými výboji, která zvyšuje vstupní svodové proudy. Tento typ ochrany před elektrostatickým výbojem by se projevil na vstupních odporech EKG předzesilovače [29].

5.3.3. Ochrana vstupů před přepětím

Každý obvod může být poškozen účinky vyššího napětí, než je napětí napájecí a to díky vyššímu vstupnímu proudu. Běžně udávaný limit maximálního přípustného napětí na vstupu zesilovače je odchylka 0,3 V jak u kladného, tak i záporného napájecího napětí. Abychom tedy zabránili účinkům přepětí, můžeme na vstupy zesilovače připojit rezistory, které nežádoucí vzrůst napětí omezí. Abychom omezili vyšší vstupní proud přicházející do zařízení, můžeme například zapojit rezistory do série se vstupy zesilovače [29].

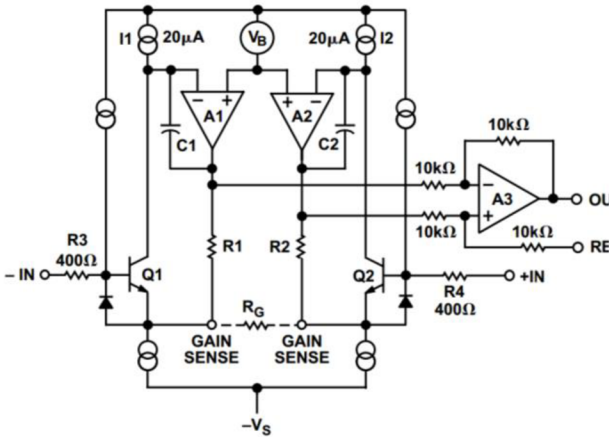
5.3.4. Ochranné obvody na vstupu předzesilovače

Jak již bylo výše řečeno, existuje mnoho druhů rušení a nebezpečných vlivů, před kterými je nutno citlivé vstupy EKG předzesilovače chránit. Výhodou je, že několik vlivů, které mají jednotlivá rušení vliv na EKG předzesilovač, jsou si do jisté míry podobné. Můžeme tedy zařadit ochranné obvody proti více typům rušení. Například sériově zařazené rezistory o vysoké hodnotě odporu omezují nejhorší možný proud při diferenčním přepětí 160 V na asi 20 mA.

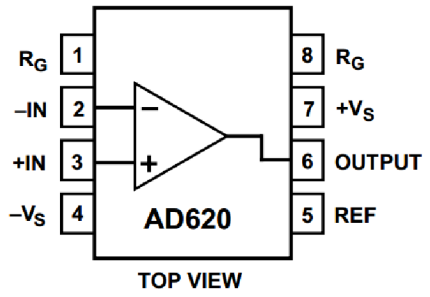
5.3.5. Přístrojový zesilovač AD620 a obvod pro potlačení stejnosměrné složky

Jak již bylo řečeno v kapitole 5.2. o zdroji napájení, zvolili jsme jako zdroj napětí NiMh akumulátory *GP- RECYKO* a pomocí měniče jsme dosáhli napětí 5V. Napájení pro obvod EKG předzesilovače je nesymetrické a napětí na výstupu napájecího obvodu stabilizované pomocí integrovaného obvodu LT1173.

Pro EKG předzesilovač byl vybrán integrovaný obvod AD620 od firmy Analog Devices jako diferenční zesilovač. Jeho vnitřní zapojení a označení pinů můžeme vidět níže na obrázcích 40 a 41. Tento přístrojový zesilovač byl vybrán především z důvodu možnosti napájení bateriovým zdrojem, nízkou hodnotou šumu, a krátkou dobou ustálení, což jej předurčuje k přesnějšímu snímání EKG signálu. Tento diferenční zesilovač má značný rozsah napájení od 2,3V do 18V. Výše uvedených vlastností je dosaženo zejména integrací všech součástek do jednoho obvodu, čímž mimo jiné dosáhneme i teplotní stability a odolnosti vůči okolnímu rušení. Nastavení hodnoty zesílení provádíme pomocí externího rezistoru R_G [17], [18].



Obrázek 40: Vnitřní zapojení AD620 [17].



Obrázek 41: Označení vstupů [17].

EKG signál budeme z pacienta snímat pomocí elektrod, které společně s vodivou pastou vytvářejí tzv. půlčlánkové napětí. Toto stejnosměrné napětí je dosahující hodnoty 0,5V mohou být navíc pro každou elektrodu rozdílná. Vlastní biologický signál však dosahuje hodnoty pouze 1,5 mV, což je velký nepoměr a bez příslušné filtrace by byl EKG signál zcela znehodnocen. Stejnosměrnou složku lze odstranit například vhodným RC filtrem na vstupu zesilovače anebo vhodným zpětnovazebním obvodem.

V tomto obvodu (U2A), který je uzavřen přes obvod pacienta, jsme použili jako kompenzaci stejnosměrné složky integrátor TLC272 zapojený do zpětnovazební smyčky. Vzhledem k použité kompenzaci stejnosměrné složky elektrod, která byla použita, musí být zesílení diferenčního stupně malé. Námi zvolená hodnota A_{dif} je rovna 4. Tato hodnota je dostatečně nízká na to, aby při běžných hodnotách půlčlánkového napětí nedošlo k přesycení zesilovače. Hodnotu zesílení nastavujeme pomocí rezistoru R_G, jak je znázorněno na obrázku 40. Rovnice pro výpočet rezistorů určujících zesílení přístrojového zesilovače R_G je uvedena níže (rovnice 5.14). Tato rovnice je převzata z katalogového listu přístrojového zesilovače AD620 [17]. Zesílení prvního stupně má tedy hodnotu 4. Potřebujeme ale, aby výsledné zesílení celého EKG předzesilovače bylo 1000. Toho dosáhneme interakcí s vhodným nastavením obvodu U2B. Jehož výpočet je uveden níže v kapitole 5.3.6. Jestliže totiž jsou dva stupně vedeny kaskádně, jejich zesílení se násobí. Dostáváme tedy jednoduchý součin zesílení: 4×250=1000.

$$R_G = \frac{49\,400}{A-1} \tag{5.14}$$

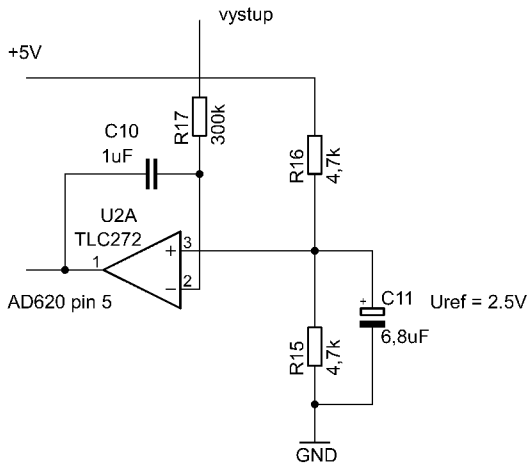
Po dosazení výše uvedených hodnot (zesílení A=4) dostáváme:

$$R_G = \frac{49\,400}{4-1} \cong 16\,467\ k\Omega$$

Vzhledem k tomu, že v řadě E24 rezistor o takové hodnotě neexistuje, volíme po zaokrouhlení dva rezistory (R10 a R11) o hodnotě 8,2 kΩ.

U popisovaného obvodu U2A je zahrnuta ještě korekce napětí. Vzhledem k tomu, že napájení EKG předzesilovače je zvoleno jako nesymetrické, tedy jen kladné hodnoty napětí, bylo

nutno posunout počátek tedy nulu o takovou kladnou hodnotu napětí, aby byly použité zesilovače schopné přenést maximální výchylku EKG signálu do kladných i záporných hodnot. Jako referenční úroveň neboli nula byla použita ½ napájecího napětí, tedy asi 2,5V. Pro vytvoření refence jsou použity rezistory R15 a R16 s paralelně připojeným kondenzátorem C11 k R15. Tento kondenzátor v obvodu slouží k potlačení rušení. Tímto opatřením tedy posouváme referenci a výstup obvodu U2A je spojen s pinem 5 zesilovače AD620 (IC3) označeným jako REF. Toto napětí nám tedy určuje klidovou úroveň výstupního napětí zesilovače AD620 na pinu 8 (RG). Celý obvod U2A můžeme pozorovat na obrázku 42.



Obrázek 42: Obvod U2A EKG předzesilovače.

Obvodem U2A určujeme také nejnižší přenášený kmitočet, který jsme si při vstupních úvahách stanovili jako 0,5 Hz. Z důvodu možných pohybových artefaktů přenosného zařízení. Určení dolního mezního kmitočtu provedeme pomocí rezistoru R17 a kondenzátoru C10. Vzhledem k faktu, že máme rovnici o dvou neznámých, zvolili jsme si hodnotu kondenzátoru na 1µF. V případě, že si musíme zvolit jednu ze součástek, vždy volíme hodnotu kondenzátoru. Z toho důvodu, že kondenzátory jsou vyráběny v mnohem řidších řadách a zaokrouhlení by potom bylo příliš velké. Pro výpočet rezistoru tedy použijeme níže uvedenou rovnici (5.15).

$$f_{mezd} = \frac{1}{2 \times \pi \times R_{17} \times C_{10}} \tag{5.15}$$

Po úpravě a dosazení do rovnice dostáváme:

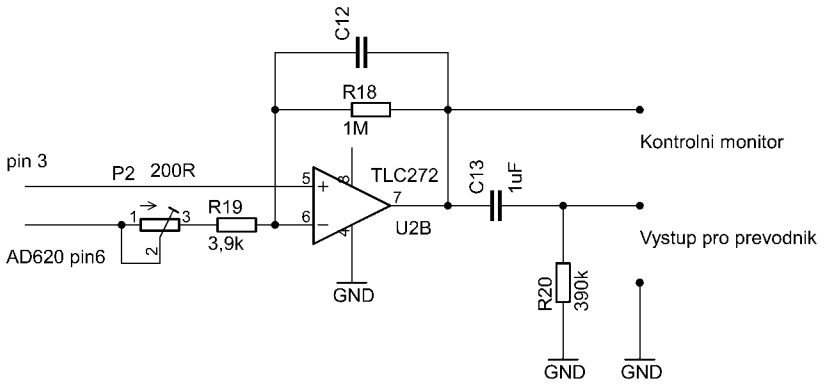
$$R_{17} = \frac{1}{2 \times \pi \times f_{mezd} \times C_{10}} = \frac{1}{2 \times \pi \times 0{,}5 \times 10^{-6}} \cong 318{,}309\ k\Omega$$

Vypočítaná hodnota rezistoru bohužel v řadě E24 neexistuje. Vybereme tedy nejbližší vhodnou hodnotu metalizovaného rezistoru, která činí 300 kΩ.

5.3.6. Invertující zesilovač U2B

Výše jsme zvolili zesílení diferenčního stupně zesilovače AD620 A_{dif} jako hodnotu 4, abychom jej nepřesytili. Pro EKG předzesilovač však potřebujeme hodnotu zesílení rovnu 1000.

A to z toho důvodu, aby když na vstupu bude EKG signál o hodnotě napětí 1 mV, aby na výstupu byla hodnota signálu právě 1V. Hodnoty zesílení 1000 dosáhneme obvodem U2B, který je zapojen jako invertující zesilovač pro zesílení signálu a dále určuje horní mezní kmitočet. Dle příslušných norem je pro klinické EKG určen horní mezní kmitočet jako 100 Hz. Neinvertující vstup tohoto operačního zesilovače TLC272 je připojen na referenční napětí vytvořené v obvodu U2A.



Obrázek 43: Obvod U2B EKG předzesilovače.

Po přepočítání reálných hodnot zvolených rezistorů R10 a R11, v součtu 16,4 kΩ, jsme přepočítali reálné zesílení $A_{dif} \cong 4{,}012$. V závislosti na této hodnotě jsme vypočítali hodnotu zesílení obvodu U2B přibližně na 249,24. Hodnotu rezistorů v obvodu U2B znázorněného na obrázku 43, určených pro zesílení obvodu jsme vypočítali dle rovnice 5.16. Kde A je požadovaná hodnota zesílení, a proměnná R_N je náhradní označení pro dvojici rezistoru R19 a odporového trimru P2.

$$A = \frac{R_{18}}{R_N} \tag{5.16}$$

Po úpravě rovnice a dosazení výše uvedených hodnot tedy dostáváme:

$$R_N = \frac{R_{18}}{A} = \frac{1 \times 10^6}{249{,}24} \cong 4012{,}195\ \Omega$$

Po zaokrouhlení a převodu na reálné součástky dostáváme hodnotu metalizovaného rezistoru na 0,5 W 3,9 kΩ a hodnotu stojatého cermetového odporového trimru 200 Ω. Pomocí tohoto trimru nastavíme požadovanou hodnotu 112 Ω s relativně vysokou přesností.

Jak již bylo řečeno výše, tento obvod určuje také hodnotu horního mezního kmitočtu přenášeného EKG signálu. Tato hodnota byla určena jako 100 Hz podle následující rovnice 5.17.

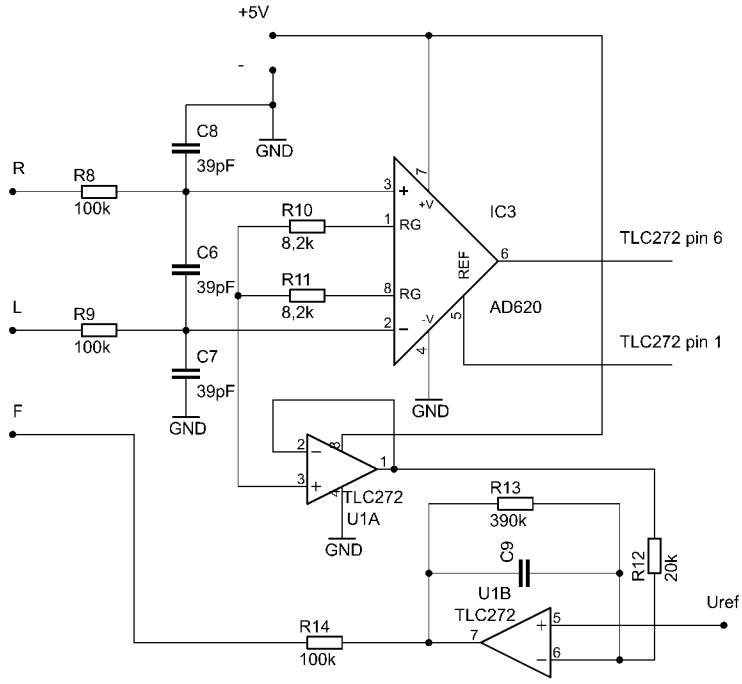
$$f_{mezh} = \frac{1}{2 \times \pi \times R_{18} \times C_{12}} \tag{5.17}$$

Hodnotu R18 jsme v předešlé části zvolili na 1 MΩ. Proto máme jednu rovnici o jedné neznámé (C12), což můžeme po převedení a dosazení vypočítat jako:

$$C_{12} = \frac{1}{2 \times \pi \times R_{18} \times f_{mezh}} = \frac{1}{2 \times \pi \times 10^6 \times 100} \cong 1{,}592\ nF$$

5.3.7. Obvod pro řízení pravé nohy U1B

Obvod pro řízení pravé nohy byl převzat z publikace A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers 3RD Edition [30]. Námi zhotovený obvod je uveden níže na obrázku 44.



Obrázek 44: Obvod pro řízení pravé nohy u EKG předzesilovače

Tento obvod je určen pro ještě větší potlačení soufázového rušení nejčastěji vzniklého z elektrorozvodné sítě. Pro potlačení soufázového rušení slouží především přístrojový zesilovač AD620. Soufázové rušení se z elektrorozvodné sítě na pacienta může dostat induktivní nebo kapacitní vazbou. Velikost rušivého napětí se vzdálenosti pacienta od sítě klesá, závisí však i na velikosti plochy smyčky, kterou tvoří pacient společně s přívodními kabely, které spojují elektrody se vstupem zesilovače [29].

Do obvodu se rušivá soufázová složka dostává přes rezistory (R10 a R11) na vstupu integrovaného obvodu AD620. Tyto rezistory jsou zde zakomponovány, jak již bylo řečeno výše, kvůli určení zesílení rozdílového signálu oproti soufázovému. Dále přichází signál do invertujícího zesilovače U1B. Tento zesilovač je zde použit pro vytvoření záporné zpětné vazby, která se přivádí na pravou nohu pacienta systémem tzv. aktivní zem. Tímto způsobem není pravá noha uzemněna a část rušivého soufázového napětí je přivedeno opět k pacientu. Rezistor R14 v blízkosti obvodu U1B je zde zařazen kvůli snížení velikosti rušivého proudu, který bude protékat směrem k pacientu. Zajišťuje tedy ochranu pacienta před nebezpečnými proudy.

Dalším důvodem zařazení tohoto zesilovače do obvodu je pro potlačení vysokofrekvenčního rušení, tento obvod je použit jako filtr typu dolní propust. Pro výpočet jednotlivých komponentů zvolíme hodnotu rezistoru R14 jako 100 kΩ. Takto zvolená hodnota je pro tento obvod běžně užívaná. Pro potlačení nežádoucího proudu pro bezpečnost pacienta je námi zvolená hodnota dostačující. Dále volíme hodnotu rezistoru R13 jako 390 kΩ a C9 jako 39

pF. Horní mezní kmitočet pro potlačení vysokofrekvenčního rušení tedy vypočítáme dle známé rovnice 5.18:

$$f_{mezh} = \frac{1}{2 \times \pi \times R_{13} \times C_9} \tag{5.18}$$

Po dosazení zvolených hodnot dostáváme dolní mezní kmitočet o hodnotě:

$$f_{mezh} = \frac{1}{2 \times \pi \times 390 \times 10^3 \times 39 \times 10^{-12}} \cong 10{,}464\ kHz$$

Hodnotu rezistoru R12 získáme dle následující rovnice 5.19. V rovnici dosadíme hodnotu zesílení A=20, a výše zvolený rezistor R13. Bude tedy platit:

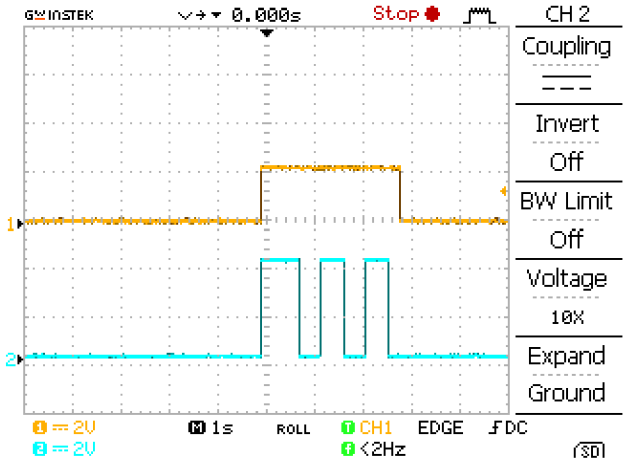
$$R_{12} = \frac{R_{13}}{20} = \frac{390 \times 10^3}{20} = 19{,}5\ k\Omega \tag{5.19}$$

Po zaokrouhlení do řady, získáváme hodnotu rezistoru R12 20kΩ. Toto zaokrouhlení hodnoty rezistoru není v žádném případě na škodu. Jedná se o zápornou zpětnou vazbu, tudíž se nemusíme obávat problémů se stabilitou zesilovače. Zesílení A=20 jsme zvolili na základě běžných hodnot uváděných v literatuře.

5.4. Kalibrace

Kalibrační obvod nám poskytuje na začátku měření kalibrační impuls o hodnotě 1mV. Tento signál slouží ke správnému nastavení citlivosti přístroje. Hodnota kalibračního impulsu 1 mV není náhodná, je standardizovaná s ohledem na historii vývoje elektrokardiografu.

Pro realizaci zmiňovaného kalibračního impulsu jsme využili dvou integrovaných obvodů. Z nichž jeden po stlačení tlačítka vyšle impuls trvající 3 s k druhému časovači, který vytvoří 3 obdélníkové impulsy o amplitudě 1 mV. Popsaný děj můžeme pozorovat níže na obrázku 45. Ten byl sejmut z osciloskopu při sepnutí tlačítka umožňující kalibraci. Kdy žlutou barvou je označena odezva prvního spouštěcího časovače, modrou jsou potom označeny samotné kalibrační impulsy.



Obrázek 45: Odezva systému po sepnutí tlačítka kalibrace.

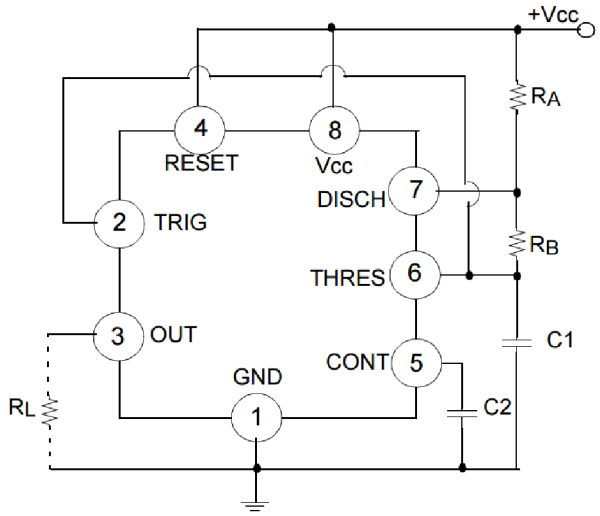
Pro realizaci vstupního napěťového impulsu po stlačení tlačítka byl vybrán integrovaný obvod TS555 od společnosti *STMicroelectronics* v zapojení monostabilního klopného obvodu. Pro realizaci zmiňovaných třech obdélníkových kalibračních impulsů jsme vybrali integrovaný obvod TS555 v zapojení astabilního klopného obvodu.

Pro samotné přepínání mezi EKG signálem a kalibračními impulsy bylo zvoleno relé značky RELEMP-05. Schéma celého obvodu je dostupné v kapitole přílohy.

5.4.1. Časovač pro realizaci třech kalibračních impulsů

U obvodu TS555 pro realizaci třech napěťových kalibračních impulsů (obrázek 45) je důležité, aby velikost amplitudy impulsu byla vždy konstantní. Pro regulaci jeho amplitudy lze využít odporový dělič.

Vybraný integrovaný obvod TS555 může pracovat při napájecím napětí od 2 do 16V, kdy absolutně nepřekročitelná hodnota je udávána jako více než 18V. V našem případě bude napájecí napětí 5V a typická velikost výstupního napětí 4,6 V [32].



Obrázek 46: Astabilní klopný obvod TS555 [32].

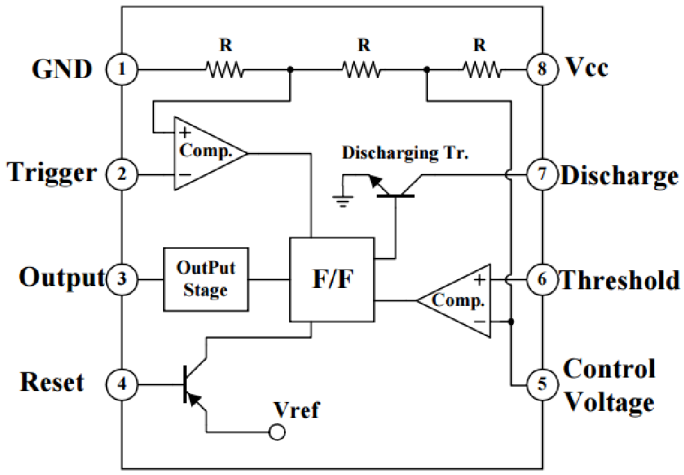
Tento astabilní klopný obvod TS555 patří mezi generátory. Po připojení napájecího napětí (Ub), začne generátor sám tvořit impulsy. Napájecí napětí tedy obecně připojujeme k pinu 1 a 8. Na pin 5 připojujeme kondenzátor obecně o hodnotě 0,01 µF, tato hodnota je doporučována výrobcem obvodu. Tento kondenzátor bývá označován jako blokovací, snižuje citlivost obvodu na vnější rušení. Pin 4 připojujeme obecně také ke kladnému napětí, které vede na bázi vybíjecího tranzistoru [29].

Jako vybíjecí vývod označujeme výstup 7, který je propojený mezi rezistory R_A a R_B. Pin 2 označovaný jako spouštěcí vstup je propojen s pinem 7, aby jejich spínání probíhalo opakovaně a samostatně. O kondenzátoru C2 mluvíme jako o tzv. vybíjecím kondenzátoru, který snižuje vliv rušení z okolí integrovaného obvodu [32].

V případě, že je kondenzátor C1 vybit a na vstup integrovaného obvodu připojíme zdroj napájecího napětí. Potom při propojení vstupů obou komparátorů (pin 2 a 6) vytvoříme měřidlo, jež sleduje napětí na zmiňovaném kondenzátoru C1.

Předpokládali jsme, že na začátku cyklu je kondenzátor C1 vybit. Proto je na vstupu komparátoru nízké úrovně napětí nižší, než 1/3 napájecího napětí a vybíjecí tranzistor je tedy rozpojen. Přes rezistory R_A a R_B se nyní kondenzátor C1 začne nabíjet a na výstupu (pin 3) se objeví napětí velmi blízké napětí napájecímu. Jakmile napětí na kondenzátoru C1 dosáhne napětí 2/3 napájecího napětí, vybíjecí tranzistor sepne a rezistory R_A a R_B jsou připojeny jakoby k zemi. V tomto okamžiku napětí na výstupu (pin 3) skokově poklesne téměř na nulovou hodnotu a kondenzátor C1 se začne z počátečního stavu 2/3 Ub vybíjet. Jakmile dosáhne hodnoty 1/3 Ub, vybíjecí tranzistor opět rozepne a napětí na výstupu (pin 3) má opět hodnotu napětí blízkou vstupnímu napětí a kondenzátor C1 se opět nabíjí. Tento děj se dále opakuje, ovšem s tím rozdílem, že počáteční napětí na kondenzátoru C1 je již 1/3 napájecího napětí [29].

Rychlost nabíjení a vybíjení kondenzátoru je velmi důležitým parametrem integrovaného obvodu. Udává totiž opakovací frekvenci obdélníkových impulsů na výstupu klopného obvodu a časový poměr trvání impulsu a mezery.

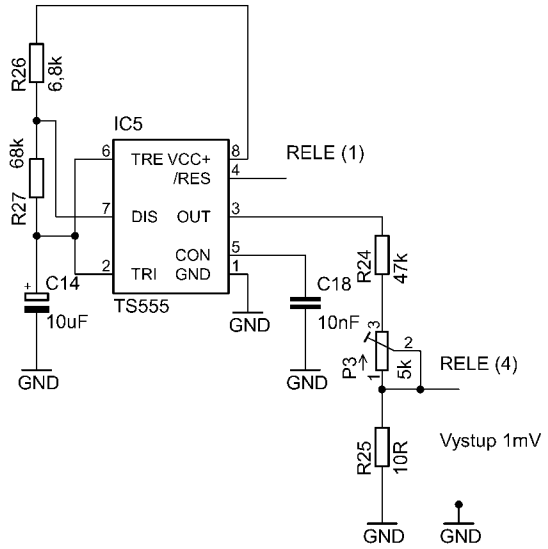


Obrázek 47: vnitřní zapojení časovače TS555 [32].

Integrovaný obvod TS555 se skládá ze dvou komparátorů (nízké a vysoké úrovně), klopného obvodu, vybíjecího tranzistoru a výkonového koncového stupně. Uvedené komparátory nízké a vysoké úrovně jsou dále napojeny k děliči napětí, tvořeného třemi identickými rezistory. Porovnávací úrovně jsou tedy 2/3 vstupního napětí (na obrázku 47 označené jako Vcc) pro komparátor vysoké úrovně a 1/3 napětí pro komparátor úrovně nízké [29].

V případě, že na vstupu komparátoru nízké úrovně (pin 2 označený jako Trigger) vstupní napětí poklesne pod 1/3 napětí zdroje vybíjecí tranzistor se rozepne. Jakmile napětí na vstupu komparátoru (pin 6 – Threshold) vysoké úrovně dosáhne 2/3, tranzistor sepne a přes pin 7 (Discharge) protéká proud asi 100nA [29].

Dle katalogového listu časovače TS555 jsme pomocí vzorců pro dobu trvání impulsu a dobu trvání mezery mezi impulsy určili komponenty odporového děliče (R26 a R27) a elektrolytického kondenzátoru C14. Schéma popisovaného obvodu je zobrazeno níže na obrázku 48. Zmíněné vzorce jsou uvedeny v následujících rovnicích 5.20 a 5.21.



Obrázek 48: Schéma kalibračního obvodu TS555.

$$t_i = ln2 \times (R_{26} + R_{27}) \times C_{14} \tag{5.20}$$

$$t_m = ln2 \times R_{27} \times C_{14} \tag{5.21}$$

Z rovnic 5.20 a 5.21 vyplývá následující výpočet pro frekvenci:

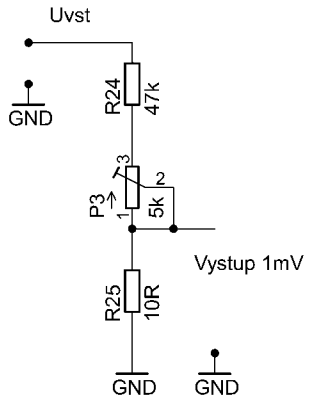
$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{t_i + t_m} \tag{5.22}$$

Po dosazení dostáváme:

$$f = \frac{1}{(ln2 \times (R_{26} + R_{27}) \times C_{14}) + (ln2 \times R_{27} \times C_{14})} = \frac{1{,}44}{C_{14} \times 21 R_{26}}$$

Vzhledem k tomu, že máme rovnici o dvou neznámých, volíme kondenzátor C_{14} dle zkušeností jako 10 µF. Jako frekvenci jsme zvolili hodnotu 1 Hz. Dostáváme tedy hodnotu rezistoru R_{26} 6,8 kΩ. Rezistor R_{27} má být z technické praxe mnohem větší velikost. Volíme tedy desetinásobek hodnoty rezistoru R_{26}, tedy 68 kΩ. Kondenzátor C_{18} zde funguje jako blokovací kondenzátor, jeho doporučená hodnota, dle údajů výrobce je 10 nF. Pokud bychom potřebovali přesné trvání impulsu a mezery, bylo by vhodné do odporového děliče přidat odporový trimr pro přesné nastavení velikosti odporu. Vzhledem k tomu, že prodávané rezistory nemají absolutní přesnost. V tomto obvodu nám ale záleží především na velikosti výchylky, aby měla hodnotu přesně 1mV.

Této hodnoty dosáhneme druhým odporovým děličem složeným z rezistorů R_{24}, R_{25} a nastavitelného prvku – trimru P_3. Zmiňovaný odporový trimr je zde z výše uvedených důvodů pro nastavení přesného výstupního napětí 1 mV. Trimr zde bude mít své využití především kvůli možnému měnícímu se vstupnímu napětí, které může kolísat dle katalogového listu od 4,6 do 4,8V. Tento odporový dělič je znázorněn na obrázku 49.



Obrázek 49: Odporový dělič pro nastavení výstupního napětí 1 mV.

Pro jednoduchost výpočtu si označíme rezistor R_{24} a odporový trimr P_3 jako proměnnou Rn. Hodnotu odporu celého děliče jsme zvolili jako 50 kΩ. Hodnotu rezistoru tedy zvolíme dle následující rovnice 5.23.

$$V_{OUT} = \frac{R_{25}}{Rn+R_{25}} \times V_{IN} \tag{5.23}$$

Po dosazení dostáváme:

$$R_{25} = \frac{U_{IN} \times (Rn+R_{25})}{V_{OUT}} = \frac{10^{-3} \times 50 \times 10^{3}}{5} = 10\ \Omega$$

V předchozím kroku jsme si určili hodnotu odporového děliče jako 50 kΩ. Hodnota rezistoru R_{25} byla stanovena na 10 Ω. Můžeme tedy vypočítat hodnotu sloučených komponentů označených proměnnou Rn:

$$Rn = (50 \times 10^{3}) - 10 = 49\,990\ \Omega$$

Po zaokrouhlení vypočítané hodnoty do řady prodejných komponentů si vybíráme rezistor R_{24} s hodnotou 47 kΩ a odporový trimr P_3 o hodnotě 5 kΩ. Níže je uvedena tabulka 4 závislosti vstupního napětí a celkového odporu skupiny označené proměnnou Rn.

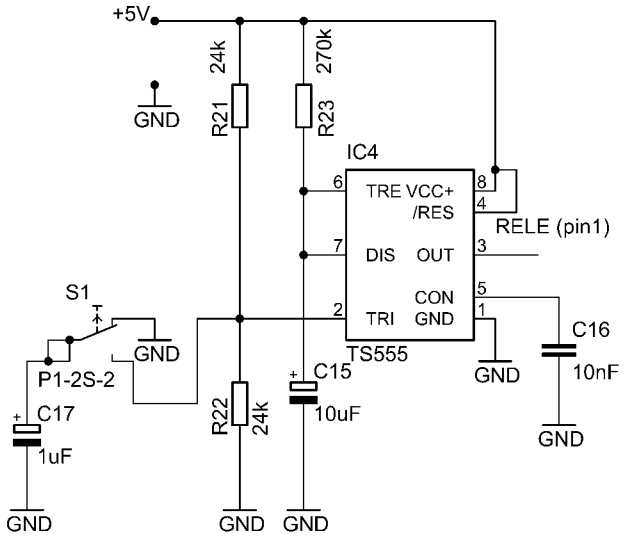
Výpočet výstupního napětí [mV] v závislosti na vstupním napětí a odporu proměnné Rn.

Rn[kΩ] / V_{IN}[V]	47	47,5	48	48,5	49	49,5	50	50,5	51	51,5	52
4,6	0,979	0,968	0,958	0,948	0,939	0,929	0,920	0,911	0,902	0,893	0,884
4,7	1,000	0,989	0,979	0,969	0,959	0,949	0,940	0,931	0,921	0,912	0,904
4,8	1,021	1,010	1,000	0,989	0,979	0,970	0,960	0,950	0,941	0,932	0,923

Tabulka 6: Výpočet výstupního napětí časovače TS555.

5.4.2. Spouštěcí časovač

Pro realizaci vstupního spouštěcího impulsu po stlačení tlačítka byl použit integrovaný obvod TS555. Tento obvod byl zapojen dle katalogového listu TS555 společnosti *STMicroelectronics* jako monostabilní klopný obvod [33]. Zapojení je znázorněno níže na obrázku 50.



Obrázek 50: Schéma spouštěcího časovače TS555.

Obecně monostabilní klopný obvod vyrábí pouze jeden impuls po spuštění obvodu, které je v našem případě realizováno stisknutím tlačítka S1. Po stisknutí tedy dochází přechodnému zvýšení napěťové úrovně na výstupu obvodu (pin 3)po stanovenou dobu. Po uplynutí tohoto intervalu napěťová úroveň na výstupu opět klesne na klidovou hodnotu, která setrvává do dalšího stisku tlačítka.

Časovací perioda začíná stisknutím tlačítka S1 na pinu 2. V této chvíli se na výstupu objeví přechodně vysoká úroveň shodná s napájecím napětím a kondenzátor C15 se začne nabíjet přes rezistor R23. Probíhá tedy impuls, který jsme si pomocí rezistoru R23 nastavili na dobu trvání tři sekundy. V tomto intervalu nejsou další stisknutí tlačítka akceptovány.

V tomto intervalu vstup pinu 6 hlídá napětí na nabíjeném kondenzátoru C15. Jakmile dosáhne 2/3 napájecího napětí je impuls u konce a obvod je překlopen do tzv. nízké úrovně napětí. Jakmile je tento děj u konce, obvod aktivuje pin 7 (vybíjecí tranzistor), což znamená vybití C15 (je spojen přes vybíjecí tranzistor se zemí).

Podle následující rovnice 5.24 vypočítáme komponenty obvodu určující dobu trvání impulsu.

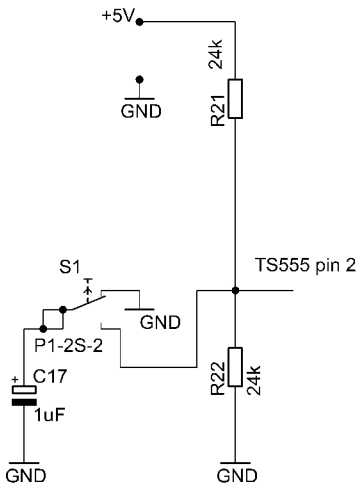
$$t = 1{,}1 \times R \times C \tag{5.24}$$

Kde t značí dobu trvání impulzu na výstupu tohoto monostabilního obvodu v sekundách, R (R23) odporu určující trvání impulsu a C příslušný kondenzátor (C15). Získáváme tedy rovnici o dvou neznámých. Proto, stejně jako v předešlých případech, volíme hodnotu elektrolytického kondenzátoru C15 jako 10 µF. Dobu trvání impulsu volíme tři sekundy. Dostáváme tedy:

$$R_{23} = \frac{t}{1{,}1 \times C_{15}} \cong 273\ k\Omega$$

Po zaokrouhlení do řady volíme za rezistor R23 hodnotu 270 kΩ.

Poslední částí, kterou je nutné určit je odporový dělič tvořený rezistory R21 a R22 (obrázek 51). Tento dělič je v obvodu zařazen pro nastavení napětí pinu 2 (komparátor nízké úrovně) na hodnotu větší, než je 1/3 napájecího napětí. Tato podmínka je důležitá pro správnou funkci monostabilního klopného obvodu. Stlačením S1 se napětí pinu 2 na chvíli sníží na nulu a obvod se spustí.



Obrázek 51: Odporový dělič R21, R22

Zvolili jsme oba rezistory R21 a R22 o stejné hodnotě, aby v klidové úrovni bylo napětí na pinu 2 rovno 1/2 napájecího napětí. Podmínka, že napětí musí být větší, než 1/3 napětí napájecího zdroje je tímto splněna a činnost monostabilního klopného obvodu zajištěna.

Pro výpočet odporového děliče tedy vycházíme z předpokladu, že:

$$R_{21} = R_{22}$$

A zároveň, že napětí na pinu 2 integrovaného obvodu TS555 se rovná ½ napájecího napětí, tedy:

$$U_{PIN2} = \frac{U_b}{2}$$

Kde U_{PIN2} představuje napětí na pinu 2 použitého časovače a U_b značí napájecí napětí. Dále volíme proud děličem I_d rovný 100 μA. Dostáváme tedy následující rovnici 5.25:

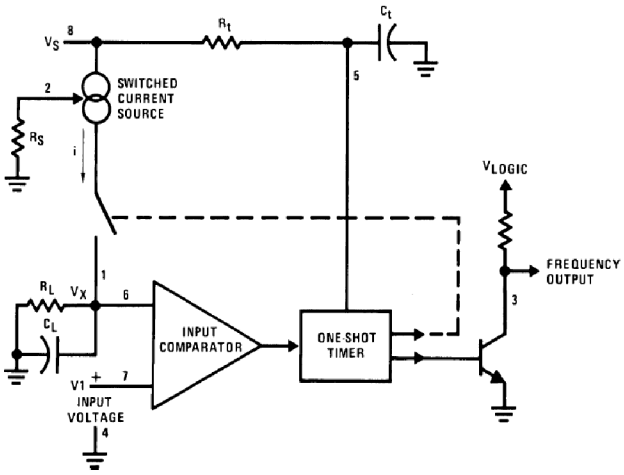
$$R_{21} + R_{22} = \frac{U_b}{I_d} = \frac{5}{10^{-4}} = 50\ k\Omega \tag{5.25}$$

Po zaokrouhlení vypočítané hodnoty do řady vyráběných rezistorů, stanovíme hodnoty těchto komponentů (R21 a R22) na 24 kΩ

5.5. Převodník napětí na frekvenci

Obvod modulátoru převádí vstupní napěťové impulsy (EKG signál) na změny frekvence. Tento obvod je v práci realizován pro vf přenos dat na sledovací zařízení. Celý obvod je koncipován tak, že převodník napětí na frekvenci převede signál na frekvenční změny. Tyto změny jsou dále zpracovány vf vysílačem a přijímačem zakomponovanými v příslušných obvodech. Další zpracování probíhá v obvodu převodníku frekvence na napětí, kde dostáváme původní EKG signál.

Jako převodník napětí na frekvenci byl použit obvod LM331AN od společnosti *TEXAS INSTRUMENTS*. Integrované obvody LM231/331 jsou monolitické integrované obvody navržené pro přesné a mnohoúčelové operace, kde jsou použity jako převodníky napětí/kmitočet nebo jako převodníky kmitočet/napětí. Zjednodušené blokové schéma je uvedeno níže na obrázku 52.



Obrázek 52: Zjednodušené blokové schéma integrovaného obvodu LM331AN [34].

Zjednodušené blokové schéma sestává ze spínaného zdroje proudu, vstupního komparátoru, monostabilního obvodu ve funkci časovače a spínacího tranzistoru. Funkci integrovaného obvodu můžeme popsat následujícím způsobem:

Napěťový komparátor porovnává kladné vstupní napětí V1, které je přiváděno na pin 7 s napětí Vx na pinu 6. Jestliže je V1 větší než Vx, komparátor spustí monostabilní obvod na dobu danou rovnicí 5.26:

$$t_i = 1{,}1 \times R_t \times C_t \tag{5.26}$$

Kde t_i označuje dobu trvání impulsu z monostabilního klopného obvodu, R_t je připojený rezistor k pinu 5, stejně jako kondenzátor C_t.

Během této doby bude protékat ze spínaného zdroje proudu proud i a bude dodávat pevné množství náboje do kondenzátoru C_L. Toto množství náboje spočítáme pomocí rovnice 5.27:

$$Q = i \times t_i \tag{5.27}$$

Kde Q značí množství náboje, i protékající proud a proměnná t_i, stejně jako v předešlé rovnici, značí dobu trvání impulsu.

Kondenzátor C_L se bude nabíjet na napětí Vx větší než je V1. Na konci časovací periody bude proud i vypnut a monostabilní obvod (ve funkci časovače) bude resetován. Nyní již žádný proud z pinu 1 neteče, a kondenzátor C_L se bude postupně vybíjet přes rezistor R_L. Tento děj bude pokračovat, dokud se napětí Vx nesníží na úroveň napětí V1. V tomto okamžiku komparátor spustí monostabilní obvod a začíná další cyklus.

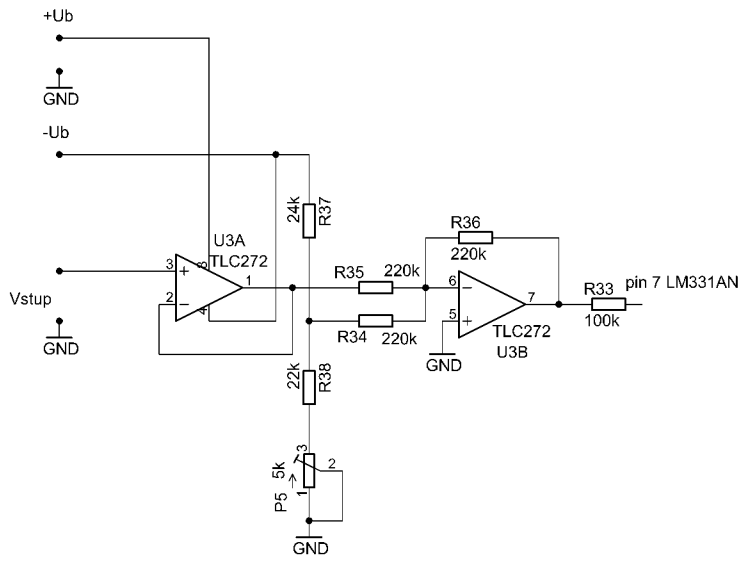
Proud protékající do kondenzátoru C_L je dán rovnicí 5.28:

$$I_{AVERAGE} = i \times (1{,}1 \times R_t \times C_t) \times f \tag{5.28}$$

Vybíjecí proud kondenzátoru C_L je přesně V_x/R_L což odpovídá V_{IN}/R_L. V případě, že se V_{IN} zdvojnásobí, výstupní kmitočet se rovněž zdvojnásobí pro zachování této rovnováhy.

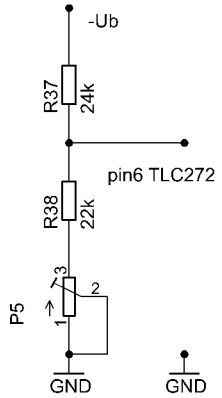
Tímto způsobem může i jednoduchý převodník napětí/kmitočet zajistit kmitočet přesně úměrný napětí přiváděnému na jeho vstup a to v širokém rozsahu kmitočtů. Chceme-li získat na výstupu tohoto převodníku impulzy, je nutno mezi pin 3 a zdroj napájecího napětí připojit rezistor. Výstup převodníku je totiž s otevřeným kolektorem.

Při návrhu realizovaného obvodu jsme z velké části vycházeli z doporučeného zapojení výrobce integrovaného obvodu LM331AN. První část obvodu převodníku (obrázek 53) určuje klidové nastavení kmitočtu použitého pro modulaci EKG signálu. Cílem tohoto obvodu je nastavit vstupní napětí pro převodník tak, aby byl použit co největší rozsah napájecího napětí. Toto napětí vstupující do integrovaného obvodu však musí být kladné. Volíme tedy +2,5V jako referenční úroveň, která nastavuje výstupní kmitočet převodníku U/f při nulové úrovni EKG signálu (modulačního signálu).



Obrázek 53: Obvod pro nastavení klidového kmitočtu modulátoru.

Odporový dělič (obrázek 54) tvořený rezistory R37, R38 a odporovým trimrem P5 nastavuje vstupní napětí pro invertující zesilovač na hodnotu -2,5 V pro využití celého rozsahu napájecího napětí jak jsme již vysvětlili v předešlém textu.



Obrázek 54: Odporový dělič určující vstupní napětí.

Pro určení hodnoty jednotlivých rezistorů odporového děliče jsme si nejprve vypočítali proud procházející tzv. zátěží, tedy odporem připojeným k děliči (rezistor R34), který má hodnotu 220 kΩ. Jako vstupní napětí U, jsme volili požadovanou hodnotu 2,5 V. Pro určení procházejícího proudu vycházíme z Ohmova zákona.

$$I_{RZ} = \frac{U}{R_z} = \frac{2{,}5}{220\times10^3} \cong 1{,}136 \times 10^{-5} A$$

Z výše uvedeného výpočtu tedy budeme předpokládat proud procházející děličem maximálně 0,1 mA. Můžeme si tedy spočítat celkový odpor, kterým odporový dělič musí disponovat:

$$R_{37} + R_{38} + P_5 = \frac{U_b}{I_d} = \frac{5}{0{,}1 \times 10^3} = 50\ k\Omega$$

Kde proměnná Ub značí napájecí napětí a Id proud procházející odporovým děličem.

V další části tedy musíme spočítat poměr rozdělení odporu mezi jednotlivé komponenty. Pro přehlednost následujícího výpočtu (rovnice 5.30) jsme si rezistor R38 a odporový trimr P5 označili jako proměnnou Rn.

$$U_{OUT} = U_b \times \frac{R_n}{R_{37}+R_n} \tag{5.30}$$

Po převedení a dosazení dostáváme následující rovnice:

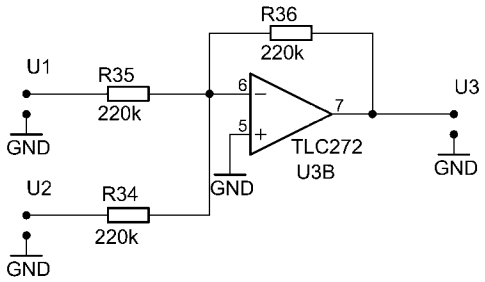
$$\frac{U_b}{2} = U_b \times \frac{R_n}{R_{37} + R_n}$$

$$\frac{R_{37} + R_n}{2} = R_n$$

$$R_{37} = R_n$$

Dle předchozích výpočtů tedy musíme celkový odpor děliče rozdělit tak, že odpor rezistoru R37 se musí rovnat odporu proměnné Rn, tedy rezistoru R38 a odporového trimru P5. Po zaokrouhlení do řady tedy volíme rezistor R37 s hodnotou 24 kΩ, rezistor R38 s hodnotou 22 kΩ a odporový trimr P5 s hodnotou 5 kΩ.

Navazující částí obvodu je invertující sumační zesilovač tvořený integrovaným obvodem TLC272. Tento sumační zesilovač má za úkol obrátit fázi vstupního napětí přivedeného na pin 6 přes rezistor R34. V předchozím odporovém děliči jsme si záporné napětí snížili na hodnotu 2,5 V. Na výstupu tohoto zesilovače, kde jsme hodnotu zesílení zvolili na 1, tedy nechceme, aby EKG signál zesílil, bude kladné napětí 2,5 V. Pro správné určení rezistorů R34, R35 a R36 (uvedené na obrázku 55) jsme využili níže uvedené rovnice 5.31 a 5.32.



Obrázek 55: Zapojení sumačního zesilovače v obvodu modulátoru.

Ve výše uvedeném zapojení (obrázek 55) platí pro napětí U2 platí následující rovnice 5.31.

$$U_2 = -\frac{R_{36}}{R_{35}} \tag{5.31}$$

$$U_3 = -\left(\frac{R_{36}}{R_{35}} \times U_1 + \frac{R_{36}}{R_{34}} \times U_2\right) \tag{5.32}$$

Kde U_1 značí přenášený EKG signál a U_2 představuje napětí z odporového děliče uvedeného na obrázku 54. Na základě Výše uvedených rovnic pro zesílení rovno 1 jsme hodnoty rezistorů R34, R35 a R36 zvolili na hodnotu rovnou 220 kΩ.

Převodní tabulka napětí na kmitočet je uvedena níže (tabulka 7). Hodnoty komponentů, vypočítaných dle rovnice 5.33 [34] jsou uvedeny spolu s popisem na obrázku 56.

$$f_{vyst} = \frac{V_{IN}}{2{,}09} \times \frac{R_S}{R_L} \times \frac{1}{R_t \times C_t} \tag{5.33}$$

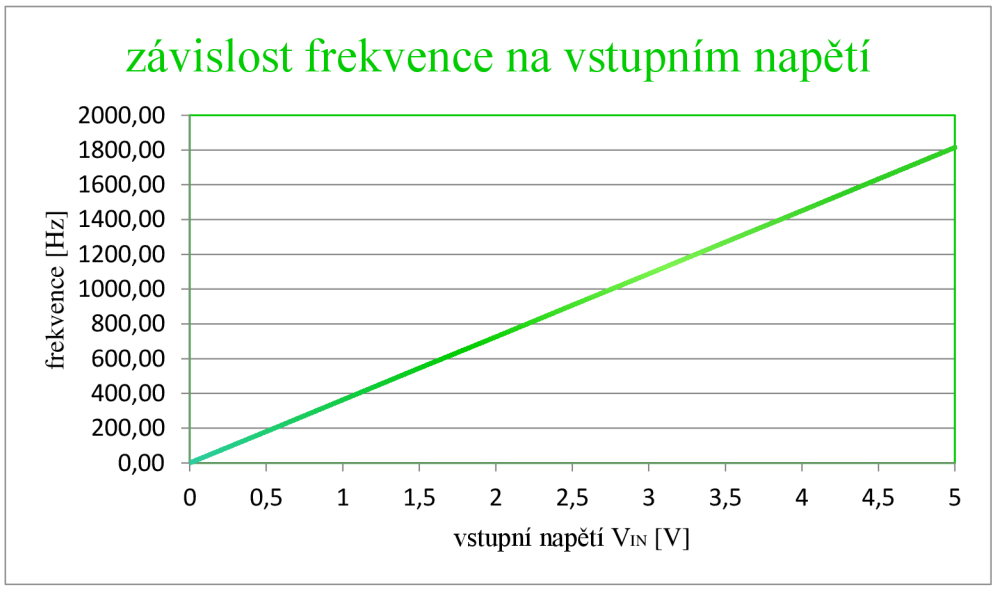
Kde V_{IN} je hodnota vstupního napětí, další komponenty obvodu jsou popsány v následující odstavcích, včetně jejich umístění (obrázek 51). Hodnota 2,09 není náhodná, je to hodnota napětí vnitřní reference integrovaného obvodu.

Pro výpočet jednotlivých komponentů, jsme si vytvořili tabulku pomocí *MS office Excel* a volili hodnoty tak, abychom v rozsahu napájecího napětí (5V) měli kmitočet od 0 do zhruba 2 KHz. Dalším kritériem byla lineární závislost vstupního napětí na zvolené frekvenci. Zvolené hodnoty jsou tedy uvedeny níže v tabulce 7.

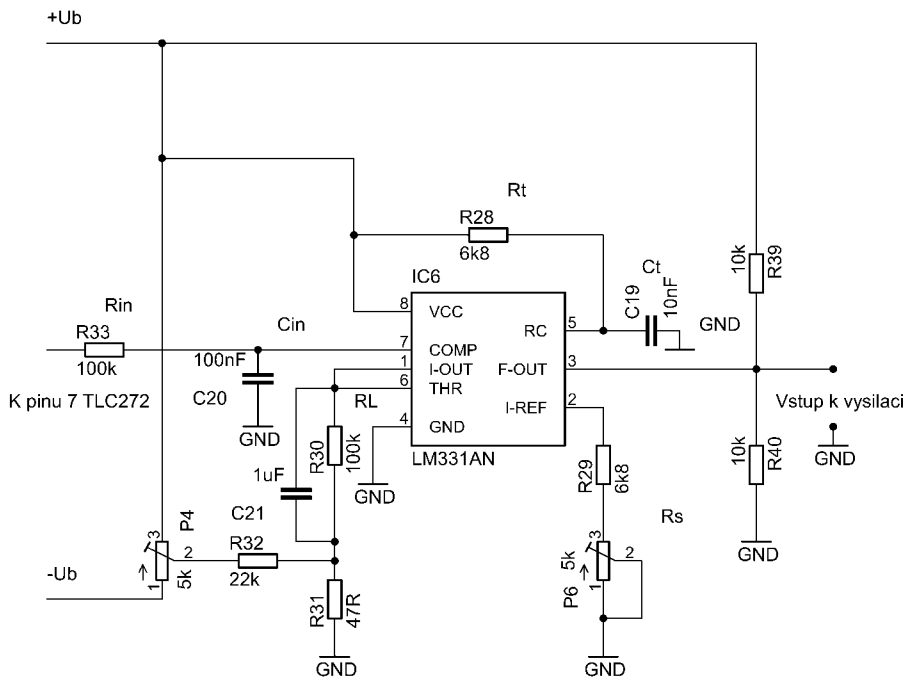
V_{IN} [V]	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5
f [Hz]	0	181,42	362,84	544,26	725,68	907,10	1088,52	1269,94	1451,36	1632,78	1814,19

Tabulka 7: Výpočet frekvence v závislosti na vstupním napětí.

Graf vypočítané závislosti frekvence na vstupním napětí je uveden níže na obrázku 56. Při vstupním napětí V_{IN}=0 je frekvence rovna 0 Hz. Při vstupním napětí 5V je frekvence dle tabulky 7 vypočítána jako přibližně 1814 Hz.



Obrázek 56: Graf závislosti frekvence na vstupním napětí.

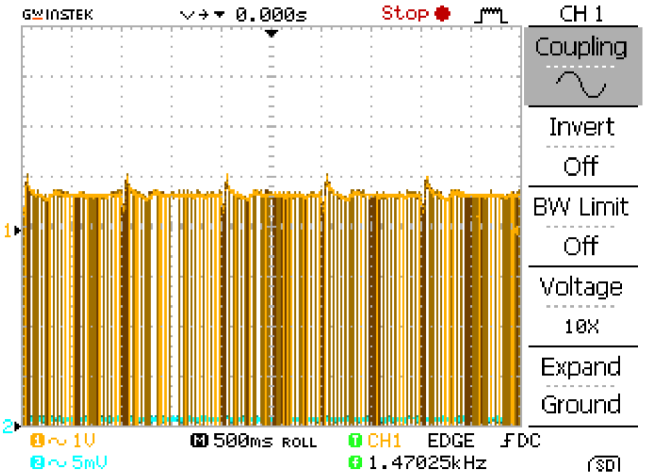


Obrázek 57: Zapojení integrovaného obvodu LM331AN v obvodu modulátoru.

Integrovaný obvod LM331AN je zde (obrázek 57) zapojen jako převodník napětí na frekvenci. Tento obvod je určen pro rozsah kmitočtů od 10 Hz do 11 kHz. Ve výše uvedeném schématu jsou označeny jednotlivé komponenty pro výpočet převodu napětí na frekvenci, který je určen rovnicí 5.33.

Nyní se tedy dostáváme k popisu počítaných bloků. Rezistor R_{IN} v našem schématu označený jako R33 slouží k omezení vstupního proudu tedy jako ochrana integrovaného obvodu. Navíc společně s kondenzátorem C_{IN} v našem označení C20 je ve funkci horní propusti, která má za úkol omezit rušení. Použitím rezistoru R_t (R28) a kondenzátoru C_t (C19) nastavujeme dobu trvání impulsu z vnitřního monostabilního obvodu. Dále rezistor R_L (R30) a kondenzátor C_L (C21) mají vliv na opakovací kmitočet impulsů převodníku. Proměnným odporem R_s složeným z rezistoru R29 a odporového trimru P6 je možné měnit proud i (viz předchozí popis funkce integrovaného obvodu) a dostat požadovaný kmitočet spočítaný v rovnici 5.33.

Funkci zhotoveného převodníku napětí na kmitočet můžeme pozorovat níže na obrázku 58. Na tomto obrázku můžeme vidět vyšší hustotu – vyšší frekvenci při vyšším napětí tedy při QRS komplexu. Naopak v segmentu před vlnou ST, pozorujeme značný úbytek.



Obrázek 58: Kmitočtová modulace EKG.

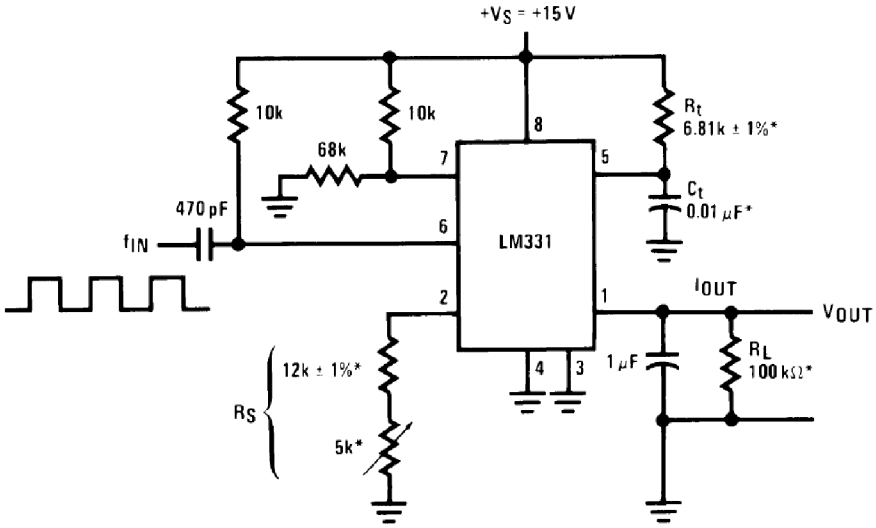
5.6. Převodník frekvence na napětí

Signál EKG, který je snímán přenosnou částí celého zařízení (sledovacím monitorem) je převeden na kmitočtově modulovaný signál, který je přenášen pomocí vysílače pracujícího na kmitočtu 434 MHz. Pro přenos signálu vysílačem tedy máme dvě možnosti. První z nich je snímaný signál digitalizovat, druhou možností je potom použití zmíněné modulace signálu.

Pro to, abychom opětovně získali z přijímače EKG signál, musí být přijatý signál demodulován. Vzhledem k tomu, že použitý převodník napětí na frekvenci převádí vstupní signál na sled impulsů s konstantní dobou trvání a s měnící se opakovací frekvencí, byla by v tomto případě demodulace v nejjednodušším případě možná s využitím vhodného filtru typu dolní propust.

Pro opětovné získání EKG signálu z frekvenčních změn přijatých pomocí vf přijímače byl použit obvod LM331AN, ve funkci převodníku frekvence na napětí. Sestavený obvod tedy slouží pro testování správnosti funkce obvodu. Na jeho výstupu by se měl objevit EKG signál, který bude stejný, jako na vstupu převodníku napětí na frekvenci.

Tento obvod byl realizován, přičemž bylo použito jedno ze zapojení doporučených výrobcem integrovaného obvodu LM331AN. Tento obvod byl realizován dle doporučení výrobce integrovaného obvodu LM331AN, který byl rovněž použit pro sestavení předchozího převodníku napětí na frekvenci. Zjednodušené schéma tohoto převodníku je názorně zobrazeno níže na obrázku 59.



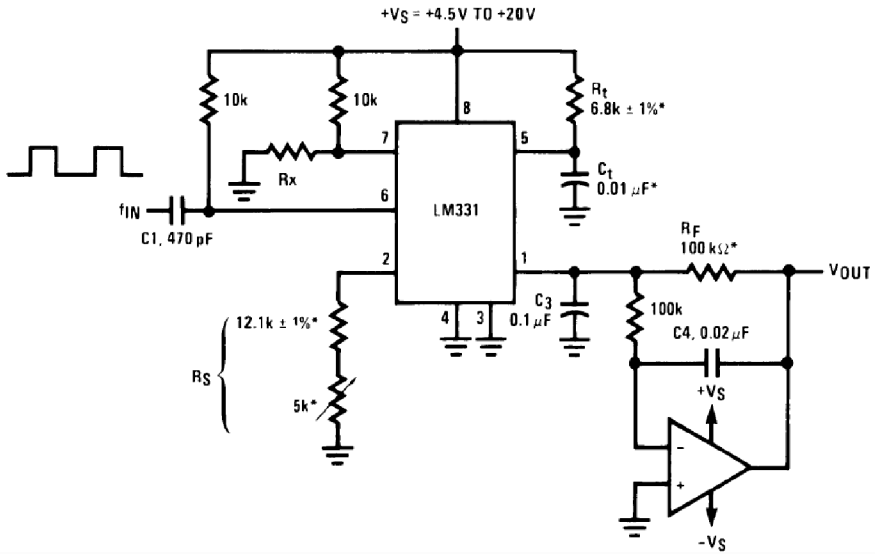
Obrázek 59: Zjednodušené schéma jednoduchého převodníku frekvence na napětí [34].

Při použití obvodu LM331 ve funkci převodníku f/U jsou vstupní impulsy derivovány pomocí RC členu na vstupu obvodu (pin 5) a jejich záporné hrany přiváděné z derivačního článku na pin 6 způsobí, že vstupní komparátor spouští vnitřní monostabilní obvod. Stejně jako u převodníku napětí na frekvenci, má proud z pinu 1 hodnotu danou následující rovnicí 5.34 [34].

$$I_{AVERAGE} = i(1{,}1 \times R_t \times C_t) \times f \tag{5.34}$$

V precizním obvodu demodulátoru, (schéma dle doporučení výrobce obrázek 60) který byl v našem případě použit, tvoří první část výstupního obvodu operační zesilovač zapojený jako dvoupólový filtr. Na jeho výstup je připojen jednoduchý RC filtr zapojený jako horní propust.

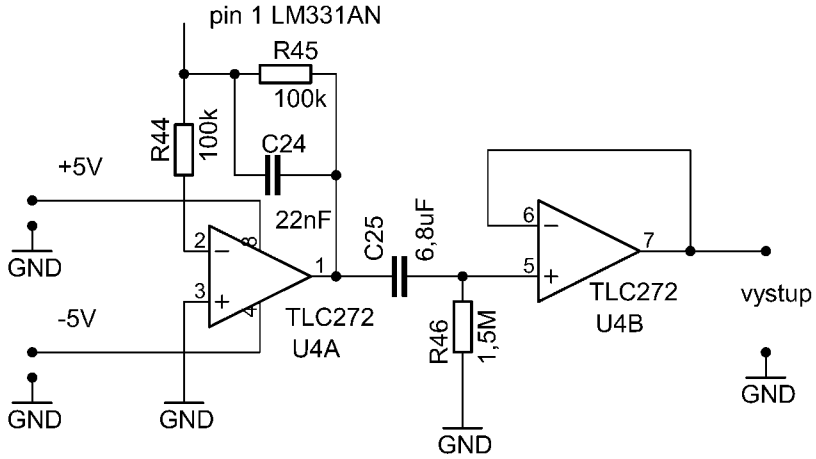
Druhý operační zesilovač je zapojen jako impedanční transformátor. Zvlnění výstupního napětí bude menší než 5mV šš, jak uvádí výrobce, pro vstupní kmitočty pod 200Hz bude zvlnění větší. To v našem případě nevadí, protože používáme kmitočty okolo 1,5kHz [34].



Obrázek 60: Doporučené zapojení precizního demodulátoru [34].

V následující části tedy bude podrobněji rozebrána výstupní část tohoto demodulátoru, která je znázorněna níže na obrázku 61.

Obvod U4A je zapojen jako aktivní filtr typu dolní propust. Tento obvod je realizován opět s využitím operačního zesilovače TLC272. Tento operační zesilovač je použit i v ostatních částech navrhovaného zařízení, především z důvodu velmi nízké spotřeby proudu, což je pro bateriově napájené zařízení výhodné.

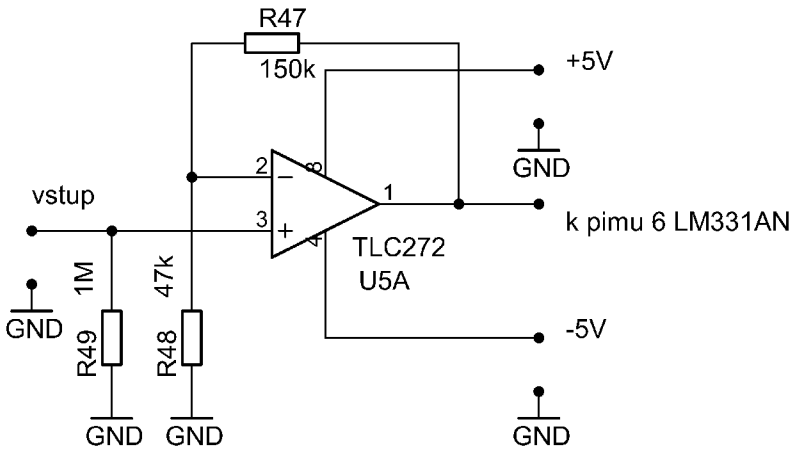


Obrázek 61: Zapojení zesilovače TLC272 v obvodu demodulátoru.

Pro potlačení pomalých změn kmitočtu nosného signálu (způsobených dlouhodobou nestabilitou) je použit filtr typu horní propust, který nepřenáší stejnosměrnou složku. Je tvořen kondenzátorem C25 a rezistorem R46. Dolní mezní kmitočet tohoto filtru je zvolen o řád níže (0,1 Hz), než dolní mezní kmitočet snímací části zařízení (1 Hz) a to proto, aby jej nebylo nutno při stanovení celkového dolního mezního kmitočtu uvažovat.

Za tento filtr je připojen další operační zesilovač (U4B) zapojený jako impedanční transformátor. Tímto zapojením je vyloučeno ovlivnění výše popsané horní propusti při připojení zátěže. Zátěží v tomto případě rozumíme například vstupní odpor připojeného registračního zařízení.

Na vstupu převodníku frekvence na napětí je přijímač, na jehož výstupu jsou logické úrovně, kde napětí 0,8 představuje úroveň H (high) a napětí 0,2 V úroveň L (low). Pro obvod tvořící základ demodulátoru pro přenášený signál potřebujeme, aby úroveň H měla minimální hodnotu okolo 2,5 V. Z tohoto důvodu je nutné před převodník frekvence na napětí zařadit neinvertující předzesilovač, který tyto napěťové úrovně upraví na požadované hodnoty. Tento zesilovač tvořený obvodem TLC272 (U5A) je uveden níže na obrázku 62.



Obrázek 62: Zesilovač pro úpravu hodnot vstupního napětí.

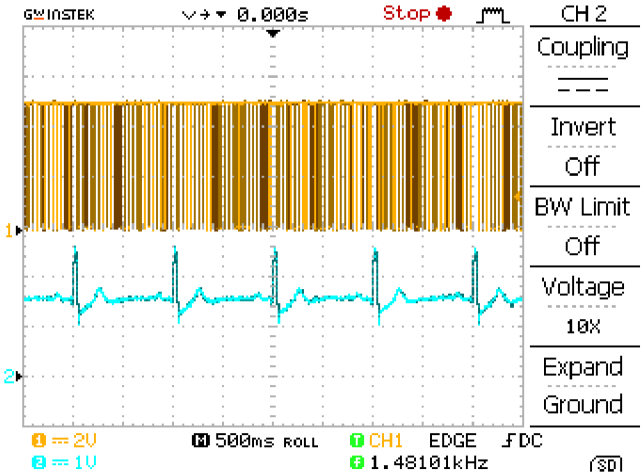
Zvolme tedy například napěťovou úroveň H okolo 3V. Tato hodnota splňuje výše uvedenou podmínku, aby vstup do integrovaného obvodu byl minimálně 2,5V. Dle rovnice 5.35 musí být tedy zesílení neinvertujícího zesilovače A=3,75.

$$A = 1 + \frac{R_{47}}{R_{48}} \tag{5.35}$$

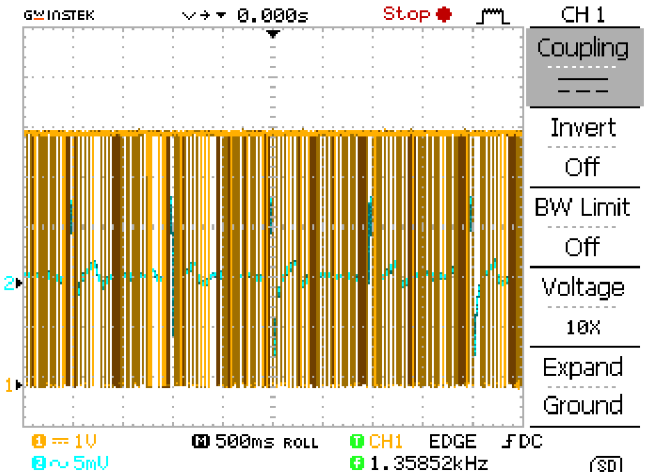
Kde rezistor R47 je rezistorem mezi výstupem operačního zesilovače a jeho invertujícím vstupem. R48 je potom rezistor mezi invertujícím vstupem a zemí. Poměr $\frac{R_{47}}{R_{48}}$ musí tedy být roven 2,75. Zvolíme–li R_{47} roven 150 kΩ, potom nám hodnota pro rezistor R_{48} vychází na 54,45 kΩ. Taková hodnota rezistoru však neexistuje. Nejbližší hodnoty v řadě jsou 47 kΩ a 56 kΩ.

Pokud bychom použili hodnotu 47 kΩ, bude zesílení rovno 4,19 a napěťová úroveň H bude mít hodnotu 3,35V. Jestliže zvolíme hodnotu 56 kΩ, pak bude zesílení rovno 3,678 a úroveň H bude 2,94. Zvolení jakékoliv hodnoty by bylo správné, protože dostaneme vždy napěťovou úroveň H vyšší než 2,5V. Volíme tedy hodnotu R_{48} rovnu 47 kΩ. Pro rezistor R_{49} volíme 1 MΩ. Tento rezistor určuje vstupní odpor demodulátoru. Ačkoliv u modulu přijímače není uvedeno dovolené zatížení výstupu, tato hodnota je dostatečně vysoká, aby výstup přijímače nebyl zatížen.

V následujících obrázcích (63 a 64) můžeme pozorovat fungování obvodu modulátoru (převodník napětí na frekvenci) a demodulátoru (převodník frekvence na změny napětí). Na obrázku 63 navíc můžeme detailně pozorovat nižší kmitočet v oblasti největších napěťových změn. Žlutě označená je změna frekvence v závislosti na napěťových změnách signálu. Modře je označen výsledný signál, tedy výstup demodulátoru.



Obrázek 63: Výstup modulátoru a demodulátoru.



Obrázek 64: Detail modulovaného signálu.

Pro záznamy z osciloskopu uvedené výše na obrázcích 63 a 64 byl jako zdroj EKG signálu použit simulátor signálu EKG. Toto zařízení však bylo testováno i na reálných subjektech. Otestování přístroje však probíhalo elektronické laboratoři, kde nebyly podmínky pro snímání EKG nejlepší (z hlediska možného rušení snímaného signálu). Výsledky tohoto testování budou uvedeny v kapitole 6.

5.7. Vysílač TX – 4MSIL

Výstup z modulátoru je možno přenášet buďto pomocí infra přenosu, tento přístup je však vázán na přenos v rámci jedné místnosti, nebo je možné použít vf přenos. Pro realizaci byla zvolena druhá alternativa. K tomu byly využity hotové moduly firmy AUREL, která vyrábí páry vysílač + přijímač pracující na kmitočtu 433,92MHz. Vysílač používá pulzní modulaci, vstupem jsou logické úrovně.

Parametry vysílacího modulu TX-4MSIL

Napájecí napětí:	3V minimálně	5V maximálně
Napájecí proud	6mA	
Kmitočet nosné	433,92MHz	
Modulace obdélníkovými impulzy s max. kmitočtem	4kHz	
Vstup	logické úrovně	
Rozsah pracovních teplot	-20 až +80^{0}C	

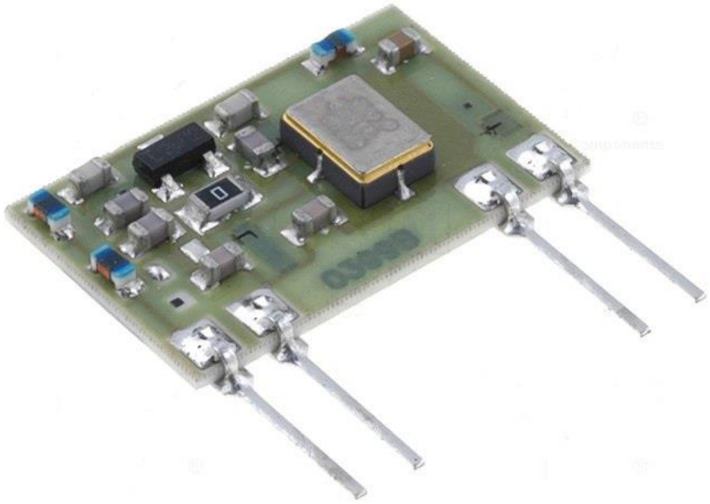
Tento modul nemá vestavěnu anténu, tu je nutné k němu připojit. EKG signál, který je pomocí převodníku napětí/kmitočet převeden na kmitočtově modulovaný signál splňuje požadavky pro přenos s využitím tohoto vysílacího modulu. Proto byl tento modul použit.

Vysílač TX – 4MSIL je připojen přímo na desku vysílací části našeho monitoru. Vzhledem k tomu, že pro snímací část monitorovacího systému je použito napájecí napětí 5V, není problém s napájením vysílacího modulu, a je možné jej z hlediska jeho napájení připojit přímo k desce spoje.

Výhodou vf přenosu je, že není vázán pouze na jednu místnost. Naopak nevýhodou je, že s ohledem na použitý kmitočet nosné, může být v nepříznivém případě přenos rušen z jiných vf zařízení pracujících na tomto kmitočtu. Pásmo 433,05-434,79 MHz je určeno pro povelová zařízení s maximálním vyzařovaným výkonem e.r.p. 10 mW. (e.r.p. - effective radiated power – efektivní vysílaný výkon).

Pro zařízení pracujících na těchto kmitočtech je závazná evropská norma ETS 300 220, která umožňuje provoz vysílačů bez povolení pro aplikace v průmyslu, výzkumu a medicíně, nepřesahujících vyzářený výkon e.r.p. 10 mW.

Vzhledem k faktu, že změna kmitočtu nosné není možná, je nutné případné zdroje rušení odstranit z dosahu. Vstup vysílače *data in* (pin 2 modulu) je spojen s výstupem děliče na výstupu převodníku U/f. Výstupní napětí je 2,5V. Kmitočet nosné na výstupu převodníku U/f na realizovaném vzorku (bez EKG signálu) je 1,5kHz. Podmínka pro správnou funkci vysílacího modulu je tedy splněna. Fotografie vysílače TX – 4MSIL je uvedena níže na obrázku 65.

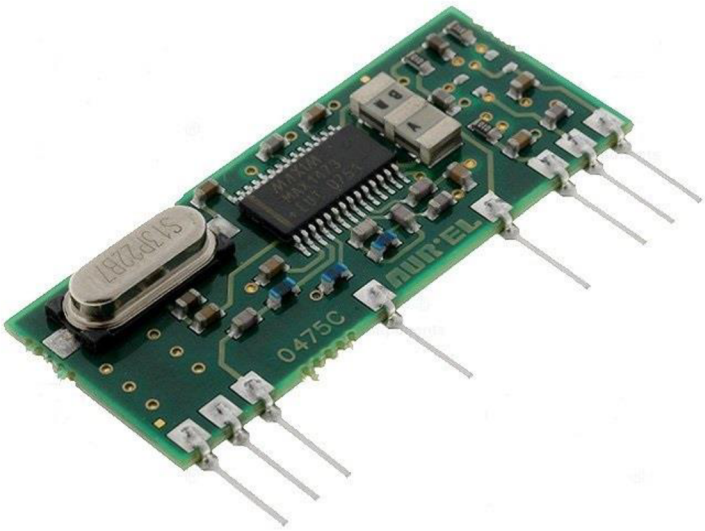


Obrázek 65: Fotografie vysílače TX - 4MSIL [36].

5.8. Přijímač RX – 4MM5

Přijímač RX – 4MM5 pracuje s nízkým rušivým vyzařováním, pracovní frekvencí určenou RF generátorem 433,92 MHz, s vysokou selektivitou a senzibilitou. Výstupní signál je odebírán z pinu14 (data out). Vzhledem k úrovni signálu na výstupu přijímače je nutno pomocí jednoduchého zesilovače zesílit tento signál 3x aby byla zajištěna správná funkce demodulátoru, ve kterém je použit obvod LM331AN (viz schéma v příloze). Modul přijímače nemá vestavěnu anténu. Odpovídající anténu je nutno připojit na pin 3 modulu přijímače.

Do přijímače můžeme pustit signál o kmitočtu až 2 kHz. Nastavili jsme tedy klidový kmitočet modulátoru na 1,5 kHz. Jeho fotografii můžeme pozorovat na níže uvedeném obrázku 66.



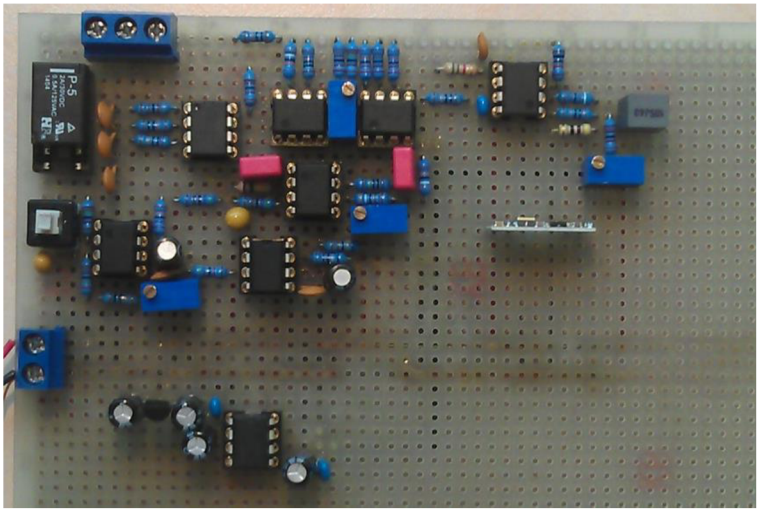
Obrázek 66: Fotografie přijímače RX - 4MM5 [35].

Parametry přijímače RX-4MM5

Napájecí napětí	4,5V minimálně	5V typická hodnota	5,5V maximálně
Napájecí proud	7,5mA	8,6mA	
Přijímaný kmitočet	433,92MHz		
RF citlivost	-113dB (typická hodnota)		
Šířka pásma	280kHz		
Výstupní úrovně	0,2V úroveň L	0,8V úroveň H	
Pracovní teplota	-20 až 80^0C		
Přenos signálu	do 3kHz		

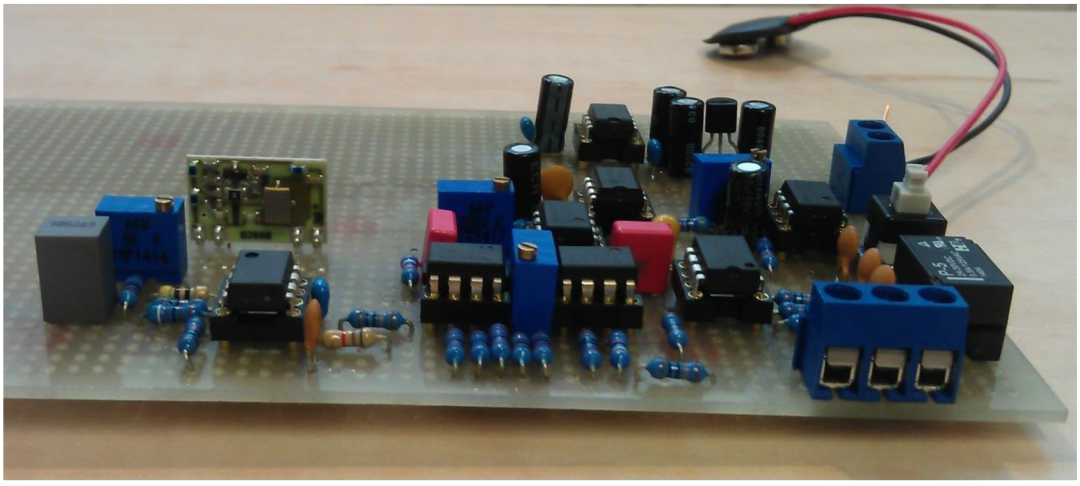
6. Zhotovený přenosný EKG monitor

Výsledný obvod zahrnuje obvod napájení, kalibrace, EKG předzesilovač, převodník napětí na frekvenci a testovací obvod převodníku frekvence na napětí. Označení jednotlivých obvodů, o kterých bylo pojednáváno v předešlých kapitolách je znázorněno na obrázku 67.



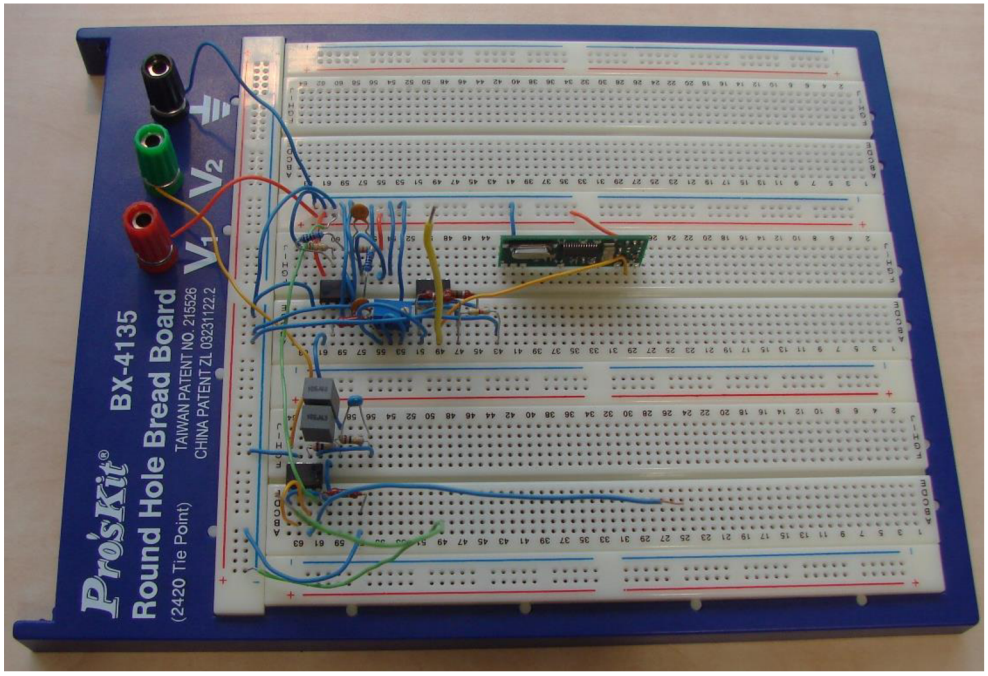
Obrázek 67: Pohled na desku ze strany součástek

Vzhledem k dlouhodobé nedostupnosti obvodu LT1173 jsme byli nuceni vytvořit náhradní zdroj napájecího napětí. Schéma tohoto obvodu je uvedeno v příloze. Z tohoto důvodu není deska umístěna v pouzdře. Na sběrnici v levé spodní části obvodu tedy přivedeme napětí pomocí pěti NiMH akumulátorů. Na sběrnici vlevo nahoře jsou připevněny přívodní kabely pro připojení elektrod snímajících EKG signál z pacienta. Fotografie celého zařízení je uvedeno níže na obrázku 68.



Obrázek 68: Fotografie realizovaného zařízení.

Pro otestování funkčnosti celého zařízení jsme na kontaktním poli zhotovili převodník frekvence na napětí. Tento obvod je uveden na obrázku 69.

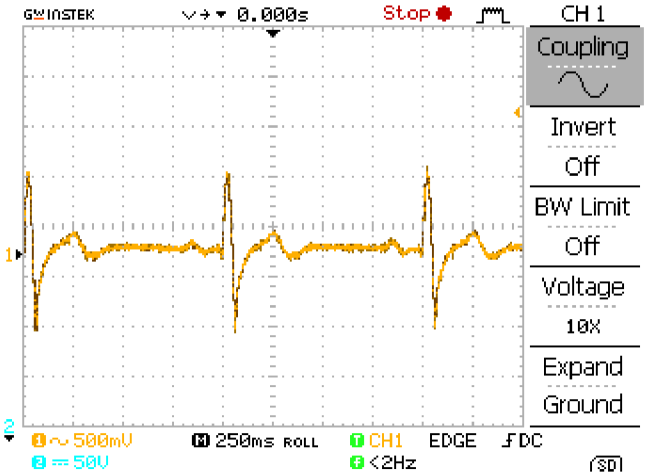


Obrázek 69: Fotografie realizace testovacího zařízení.

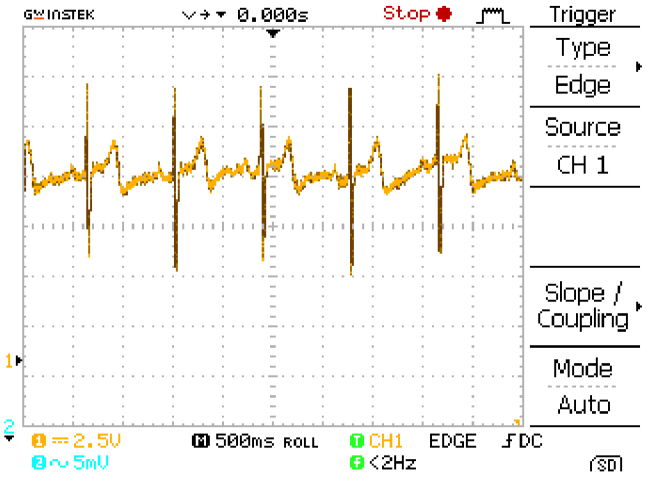
Na výše uvedeném obrázku (obrázek 69) můžeme pozorovat sestavené testovací zařízení – převodník frekvence na napětí, které je dále zobrazeno na sledovacím zařízení (digitální osciloskop). Na vstupu vlastního obvodu převodníku je připevněn přijímač RX – 4MM5, o kterém jsme hovořili v předešlé kapitole 5.8. Jako výstup obvodu pro vizualizaci na osciloskopu je zde použit modrý drátek v pravé spodní části fotografie.

6.1. Testování funkčnosti obvodu

Při testování obvodu jsme nejdříve použili jako zdroj signálu simulátor EKG. Po připojení osciloskopu přímo na výstup zesilovače, můžeme pozorovat EKG signál bez kmitočtové modulace signálu. Ten je uveden níže na obrázku 70. V tomto případě je signál téměř hladký a neobsahuje žádné rušení. Naopak signál sejmutý s jistým brumem je uveden na obrázku 71, kdy pro vizualizaci signálu na osciloskopu byl použit vf přenos kvůli bezpečnosti pacienta. Tento brum byl nejspíše způsoben nevhodným prostředím pro vf přenos. Bylo zde s největší pravděpodobností přítomno rušení viz předchozí kapitoly.



Obrázek 70: EKG signál ze simulátoru EKG, měřeno na výstupu zesilovače.



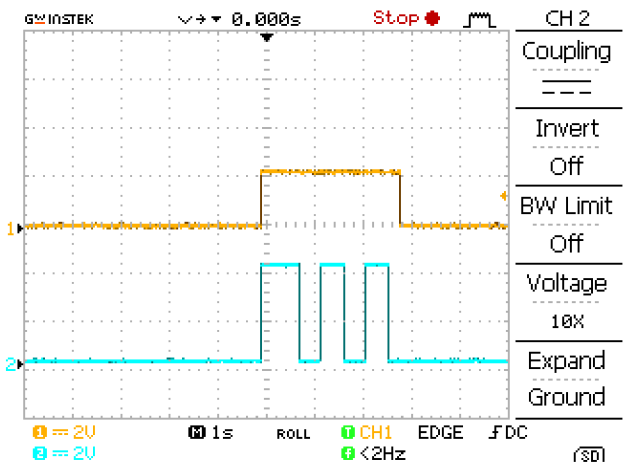
Obrázek 71: EKG signál sejmutý na výstupu demodulátoru.

Reálné odzkoušení funkčnosti přístroje bylo realizováno na dobrovolnících. Záznamy signálu byly pořízeny, stejně jako v předešlé části, na digitálním osciloskopu s možností uložení záznamu na SD kartu.

Snímání EKG signálu probíhalo v klidu, pacient seděl na židli s elektrodami přilepenými na hrudníku pacienta. Elektrody nebyly vždy připevněny na identické místo, proto se tvar signálu může lišit. Jeden z dobrovolníků prodělal v minulosti infarkt myokardu, proto jsou zde přítomny změny na EKG signálu (obrázek 74 a 75).

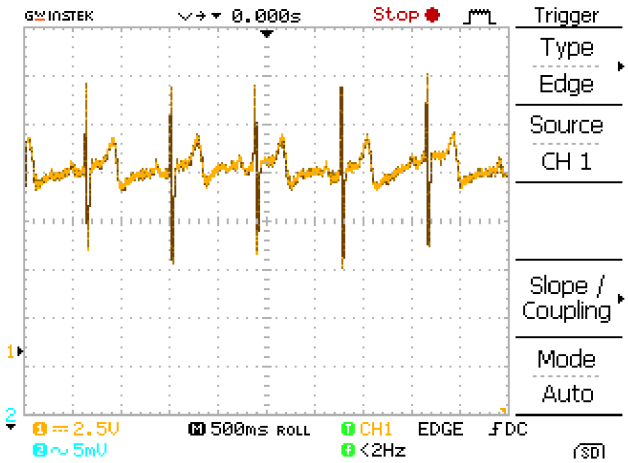
Prvním krokem u každého snímání bylo provedení kalibrace přístroje. To je realizováno stisknutím tlačítka na přístroji, ten vyšle tři napěťové impulsy o amplitudě 1 mV. Podrobný popis funkce a realizace obvodu kalibrace je rozepsána v kapitole 5.4. Po kalibraci přístroje jsme začali snímat signál EKG. Výsledky spolu s popisem můžeme vidět na níže uvedených obrázcích.

Na obrázku 72 je zobrazena kalibrace přístroje. Žlutě označený průběh je napěťový impuls prvního časovače, který spouští vlastní kalibraci označenou modrou čarou.

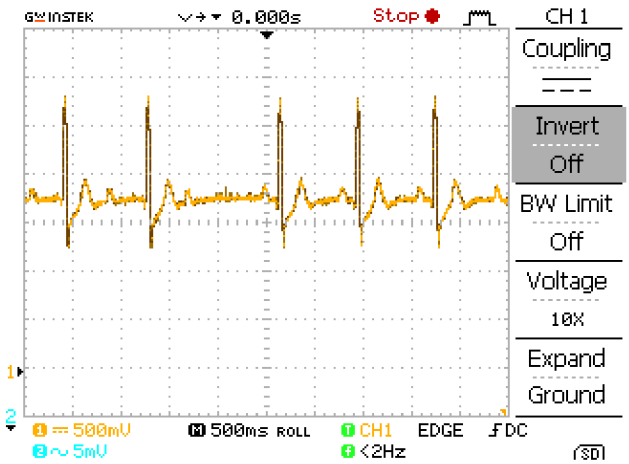


Obrázek 72: Kalibrace přístroje.

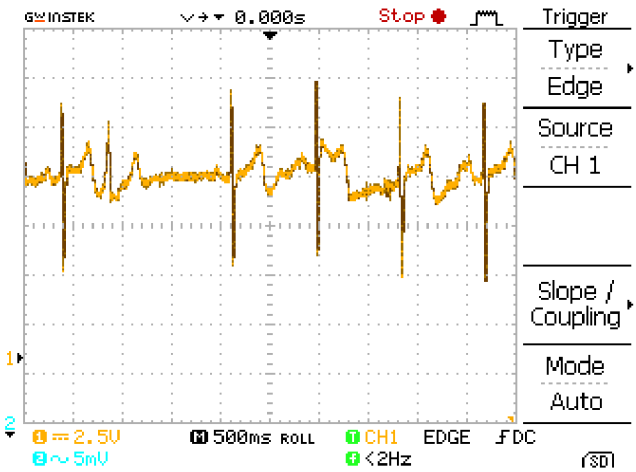
Na obrázku 73 je uveden EKG signál sejmutý z pacienta bez jakéhokoliv srdečního onemocnění. Zatímco na obrázcích 74 a 75 jsou zobrazeny EKG signály od pacienta po infarktu myokardu. Můžeme pozorovat delší T – Q intervaly (obrázek 74) a další morfologické změny přítomné na naměřeném signálu.



Obrázek 73: EKG signál sejmutý z pacienta bez srdečního onemocnění.

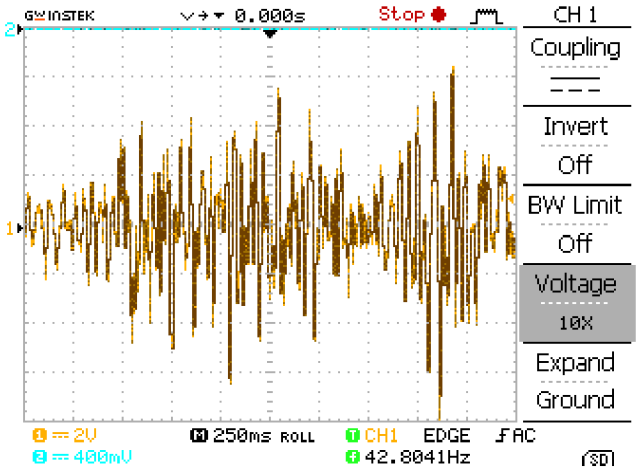


Obrázek 74: Změněný EKG signál – prodloužené T – P intervaly.



Obrázek 75: Morfologické změny EKG signálu.

Na posledním obrázku (obrázek 75) jsou testované myopotenciály při zatížení horních končetin pacienta, ze kterého je EKG signál právě snímán. Na tomto obrázku vidíme, že EKG signál je při přítomnosti myopotenciálu je zcela znehodnocen.



Obrázek 76: Přítomnost myopotenciálů při snímání EKG signálu.

6.2. Zhodnocení

Přenosný EKG monitor jsme navrhli a zhotovili dle obecných požadavků a pokynů uvedených v zadání diplomové práce. Pro otestování funkce zařízení, respektive navrhnutého vf přenosu jsme na kontaktním poli zhotovili převodník frekvence na napětí, na jehož vstupu je vf přijímač. Ten přijímá modulovaný signál z vysílače upevněného na desce na výstupu převodníku napětí na frekvenci.

Pro zjištění správné funkce celého přístroje jsme nejdříve využili simulátor EKG signálu. Měření proběhlo dle předpokladů, proto jsme přistoupili k snímání EKG signálu z řad dobrovolníků. Záznamy měření byly sledovány na digitálním osciloskopu a zaznamenány na paměťovou kartu. Výsledky měření s příslušným komentářem jsou uvedeny v předchozí kapitole 6.1.

Závěrem můžeme říci, že realizovaný přístroj funguje dle očekávání. Při snímání na výstupu EKG předzesilovače je EKG signál nezatížený šumem. Po vf přenosu byl signál lehce zarušený. To mohlo být způsobeno tím, že jsme obvod testovali v laboratoři, kde nejspíše nebyly ideální podmínky. Pro sestavení přístroje jsme použili náhradní zdroj napětí z důvodu dlouhodobé nedostupnosti integrovaného obvodu LT1173. Důvody proč jsme integrovaný obvod nenahradili jiným dílem, jsou diskutovány v následující kapitole.

7. Závěr

Tato práce je tematicky rozdělena do dvou hlavních částí. V prvním oddíle se zabývá nejdříve základní anatomii srdce a převodního systému. Dále je zde podrobně rozebrán akční potenciál, jeho vznik, šíření srdcem a náhradní zdroje elektrického impulsu.

Jsou zde rozebrány jednotlivé vlastnosti EKG signálu a jeho možné rušení včetně podrobného popisu nejen 12 svodového systému. Tyto kapitoly přibližující lékařské poznatky v této problematice jsou důležitým odrazovým můstkem pro pochopení následujících kapitol.

Stěžejní částí práce byl realizace přenosného EKG monitoru. První část je zaměřena především na úvahy, ze kterých pak vychází samotná zařízení. V této kapitole je obsaženo zjednodušené blokové schéma celého zařízení a rozbor funkčních možností přístroje pro uživatele.

Následující kapitola se již velmi podrobně věnuje vlastnímu návrhu a realizaci zařízení. Jsou zde rozepsány důvody volby, na základě kterých bylo voleno zapojení daného obvodu a výpočet jednotlivých komponentů pro sestavení přenosného EKG monitoru.

V šesté kapitole je popsán a vyfotografován realizovaný přenosný EKG monitor spolu s přijímacím zařízením. Další část je věnována popisu sejmutých EKG signálů z řad dobrovolníků. Je zde uveden signál zdravého jedince i pacienta s arytmiemi po infarktu myokardu. Testovali jsme také vliv myopotenciálů na EKG signál. Část pro pacienta byla napájena z akumulátoru, přijímací část z laboratorního zdroje.

Testování přístroje proběhlo úspěšně, můžeme konstatovat, že přístroj funguje dle požadavků. EKG signál sejmutý přímo z výstupu zesilovače se zdá být méně zarušený, než signál sejmutý z výstupu převodníku frekvence na napětí. V práci nebyl použit zamýšlený zdroj napájecího napětí z důvodu dlouhodobé nedostupnosti obvodu LT1173. Na trhu bohužel jiný měnič typu step-up tedy zvyšující napětí s nízkou spotřebou proudu nebyl k dispozici. Na závěr můžeme říci, že v rámci této diplomové práce byl navržen a realizován funkční přenosný EKG monitor s kmitočtovou modulací přenášeného signálu. Pro jeho otestování byl sestaven i přijímač s demodulátorem a potřebnými obvody. Vizualizace signálu je provedena za pomoci digitálního osciloskopu.

Použitá literatura

[1] HOLIBKOVÁ, Alžběta, LAICHMAN, Stanislav. *Přehled anatomie člověka*. 2. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1996, 140 s. ISBN 80-7067-665-5.

[2] BĚLOHLÁVEK, Jan. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Maxdorf, c2012, 415 s. ISBN 978-80-7345-287-2.

[3] HAMAN, Petr. *EKG kvalitně: Srdeční převodní soustava* [online]. [cit. 2014-11-19]. <http://ekg.kvalitne.cz/system.htm>

[4] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice: Anatomie převodního systému*. [online]. [cit. 2014-11-20]. <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-1-0-0-cz-akcni-potencial/1-1-5-0-cz-anatomie-prevodniho-systemu.html>

[5] MADER, Syslvia S. *Inquiry into Life, 8 th edition.* [online]. 1997 [cit. 2014-11-20]. < http://www.mhhe.com/biosci/ap/dynamichuman2/content/gifs/0136A.gif >

[6] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice: Akční potenciál kardiomyocytu*. [online]. [cit. 2014-11-21]. <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-1-0-0-cz-akcni-potencial/1-1-1-0-cz-akcni-potencial-kardiomyocytu.html>

[7] BESTERMAN. *The beginnings and development of the electrocardiograph.* [online]. [cit. 2014-11-27]. <http://caribbean.scielo.org/scielo.php?pid=S0043-31442005000300012&script=sci_arttext>

[8] AMONIA, J, BREMMER, R., CAMPANELLA, Z., CARAPOLA, C., S. FOWLER, GRIGORYEV, I. *EKG Machine.*[online]. 2012 [cit. 2014-11-27]. <http://people.rit.edu/rsb4660/jma3587.htm>

[9] HEŘMAN, Josef. *Vývoj názorů na podstatu elektřiny.* [online]. 2014 [cit. 2014-11-27]. < http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=25117>

[10] SOVOVÁ, Eliška. *EKG pro sestry*. Praha: Grada, 2006, 112 s. ISBN 80-247-1542-2.

[11] ONDROUŠEK, L. Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 59s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

[12] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice: Vlny, kmity a intervaly na EKG křivce.* [online]. [cit. 2014-12-2]. < http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/1-2-0-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce/1-2-1-0-cz-vlny-kmity-a-intervaly-na-ekg-krivce.html>

[13] TEMELOVÁ, K. Hodnocení sklonu elektrické srdeční osy. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 52 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

[14] MIKULÁŠ, K. Generátor rušení signálu EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 55 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Hrubeš.

[15] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011.

[16] HAMAN, Petr. *EKG kvalitně: Přehled svodů užívaných v EKG* [online]. [cit. 2014-12-21]. < http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>

[17] AD620 datasheet [online], 1999 [cit. 2014-12-21]. <http://web.khu.ac.kr/~bil/workshop/AD620.pdf>.

[18] ČERNOCKÝ, P. Laboratorní úlohy využívající měřicí systém LabView. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 57 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Ivan Rampl, CSc.

[19] LT1173 datasheet [online], [cit.2015-5-1]. <http://cds.linear.com/docs/en/datasheet/lt1173.pdf>

[20] LE00AB/C datasheet [online], [cit. 2014-12-21]. < http://www.jm.pl/karty/LE33.pdf>

[21] VÁLEK, T. Sledování škodlivin v ovzduší pomocí bezdrátové senzorové sítě. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií, 2013, 37 s. Vedoucí práce Ing. Vít Tříska.

[22] JANŮ, J. Vlnkový wienerovský filtr EKG signálů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 64 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smital, Ph.D

[23] VOZÁR, D. Informační systém ambulantního lékaře Medicus. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 42 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Fedra.

[24] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. [Elektronická skripta]. Brno: VUT FEKT, 2004.

[25] ZAHRADNÍK, R. Vlnková filtrace EKG signálu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.

[26] BORKOVEC, M. Zařízení pro akvizici elektrokardiografického signálu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 57 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jaroslav Balogh.

[27] FLORIÁN, A. EKG předzesilovač s plovoucím vstupem a kalibrací . Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010.

33 s., 6 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

[28] SLINTÁK, V. *µArt: DC/DC měniče*. [online]. 2013 [cit.2015-5-1]. <http://uart.cz/952/dc-dc-menice/>

[29] CHMELAŘ, Milan. *Řešené příklady pro numerická cvičení z předmětu Diagnostika bio a ekosystémů.* Vyd. 1. V Brně: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011, 104 s. ISBN 978-80-214-4361-7.

[30] KITCHIN, Ch., COUNTS, L. *A designer's guide to instrumentation amplifiers.* 3rd edition. [online]. 2006 [cit.2015-5-2]. http://www.analog.com/media/en/training-seminars/design-handbooks/5812756674312778737Complete_In_Amp.pdf

[31] KOLÁŘ, Radim. *Zesilovače pro snímání biologických signálů*. VUT Brno, 2010. Prezentace k přednáškám. VUT v Brně.

[32] NE555 datasheet [online], [cit. 2015-5-10]. <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/NE555.pdf>

[33] TS555datasheet[online, [cit. 2015-5-11] <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/CD00000893.pdf>

[34] LM331AN datasheet [online], [cit. 2015-5-13]. <http://www.mouser.com/ds/2/405/lm331-443698.pdf>

[35] AUREL RX-4MM5/F. *TME CZECH REPUBLIC S.R.O.*. [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: *http://www.tme.eu/cz/details/rx-4mm5/komunikacni-moduly-rf-aurel/aurel/rx-4mm5f/*

[36] AUREL TX-4MSIL. *TME CZECH REPUBLIC S.R.O.*. [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: *http://www.tme.eu/cz/details/tx-4msil/komunikacni-moduly-rf-aurel/aurel/*

[37] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. ISBN 80-200-1308-3.

[38] PRUDIL, P. Alfa monitor. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 46s. Vedoucí Diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař. CSc.

[39] HRAZDIRA, Ivo, MORNSTEIN, Vojtěch. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Přispěli Zuzana Došlá, Bohumil Fišer, Boleslav Hemzal, Vratislav Kapička, Jaromír Sláma, Augustin Svoboda, Jiří Šponer, Jiří Vaněk. 2. Vyd. Brno: Neptun 2001, dotisk 2004. 395 s. ISBN 80-902896-1-4.

[40] SEIVA s.r.o.. *SEIVA cardiology manufactured.* [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: *http://www.seiva.cz/ekg-elektrody/klasicke-elektrody/*

[41] niklmetalhydridový akumulátor (NiMH). *Bateria.* [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: *http://www.bateria.cz/stranky3/zabava–pouceni/jak-to-funguje-/niklmetalhydridovy-akumulator-nimh.htm*

[42] CHMELAŘ, Milan. *Elektrochemické zdroje*. VUT Brno, 2015. Prezentace k přednáškám. VUT v Brně.

[43] Jak se starat o naše akumulátory?. *AirsoftGuns*. [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z: *http://www.airsoftguns.cz/jak-se-starat-o-nase-akumulatory*

[44] Elektrické vlastnosti elektrod pro snímání biopotenciálů. *ČVUT v Praze – FBMI.* [online]. 18.5.2015 [cit. 2015-05-18]. Dostupné z:*http://www.fbmi.cvut.cz/e/mereni-elektrod.1953.pdf*

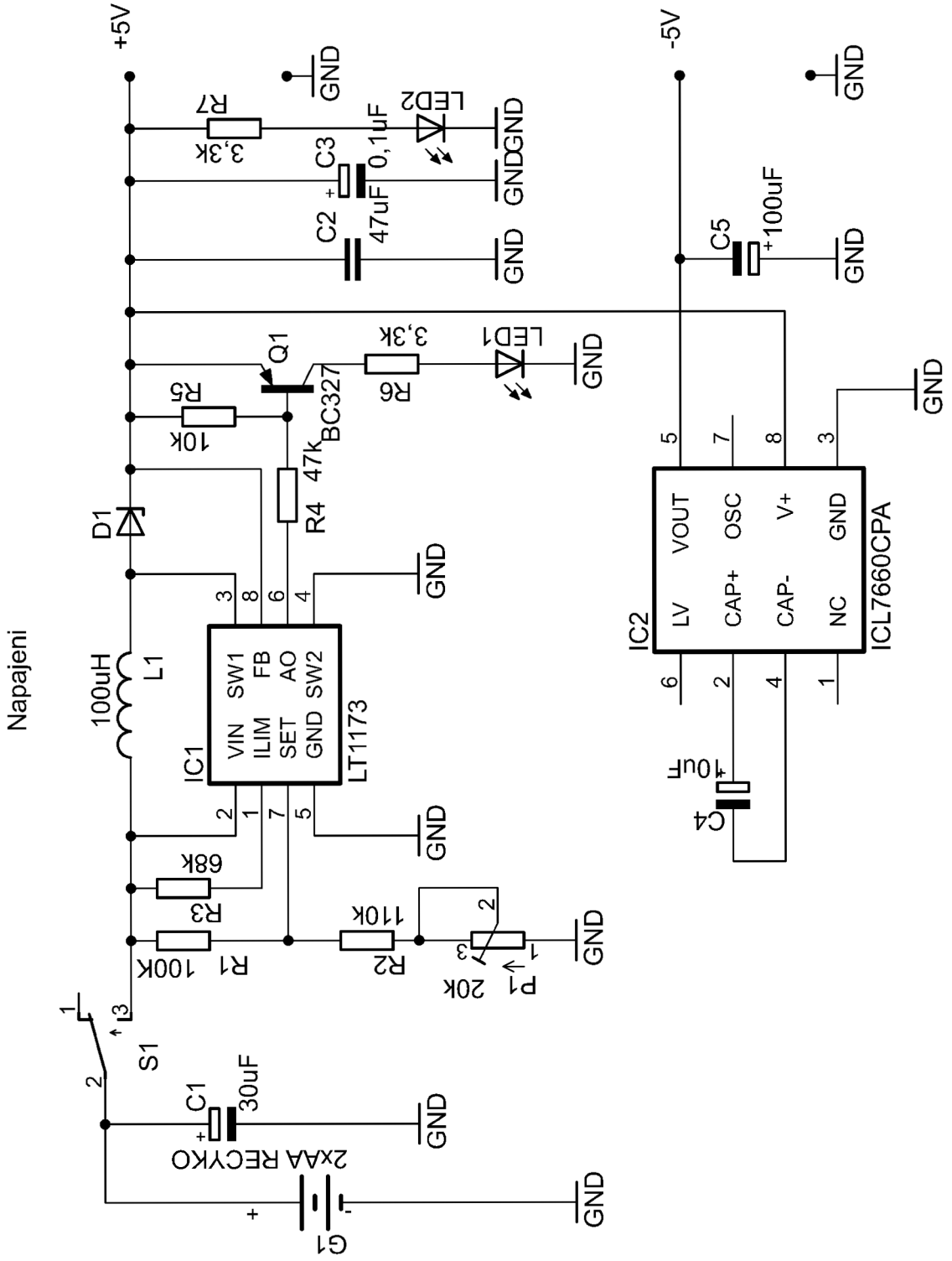
[45] Jiří Bartáček. Operační zesilovače – Sumační (součtový) zesilovač. *bartacek.eu.* [online]. 25.7.2009 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z:*http://bartacek.eu/index.php/elektronika/obvody/40-operacni-zesilovace?showall=&start=3*

Seznam příloh

Příloha 1: Schéma napájení 80
Příloha 2: Schéma náhradního zdroje napájení 81
Příloha 3: Schéma EKG předzesilovače. 82
Příloha 4: Schéma Kalibrace 83
Příloha 5: Schéma převodníku napětí na frekvenci 84
Příloha 6: Schéma převodníku frekvence na napětí 85
Příloha 7: Rozpis součástek - napájení 86
Příloha 8: Rozpis součástek EKG předzesilovač 87
Příloha 9: Rozpis součástek kalibrace 87
Příloha 10: Rozpis součástek převodník U/f 88
Příloha 11: Rozpis součástek převodník f/U 89
Příloha 12: Rozpis součástek náhradní zdroj 89

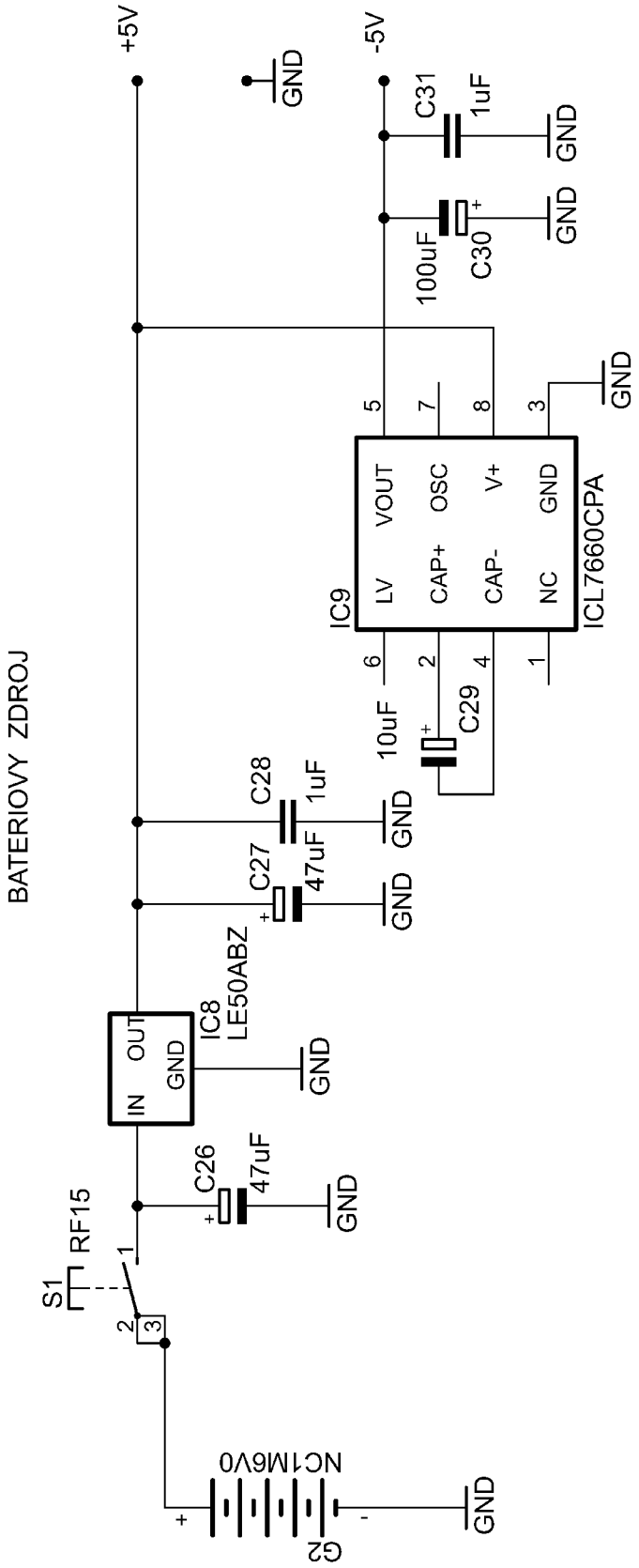
Obvodové zapojení

Napájení



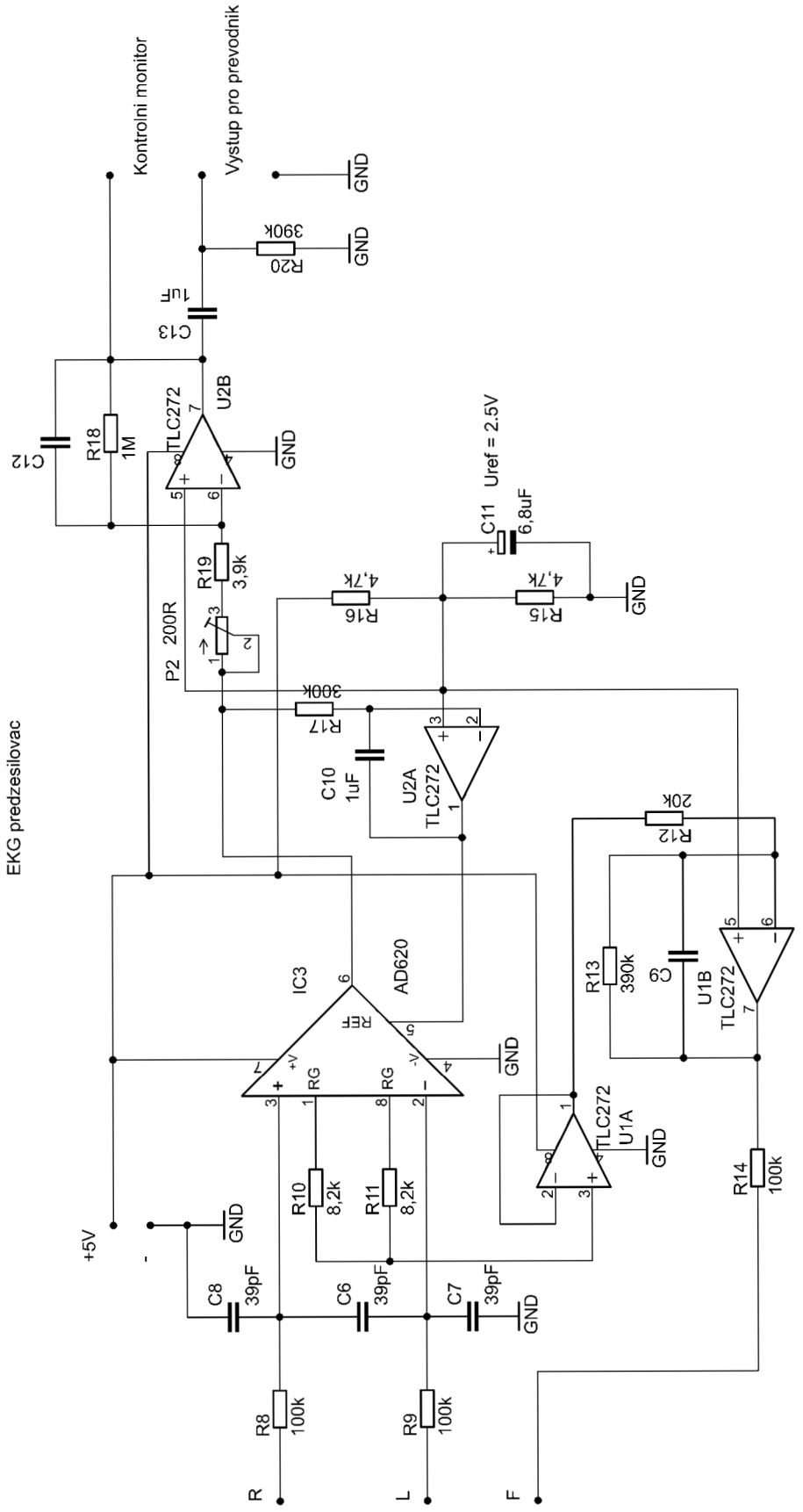
Příloha 1: Schéma napájení

Náhradní zdroj

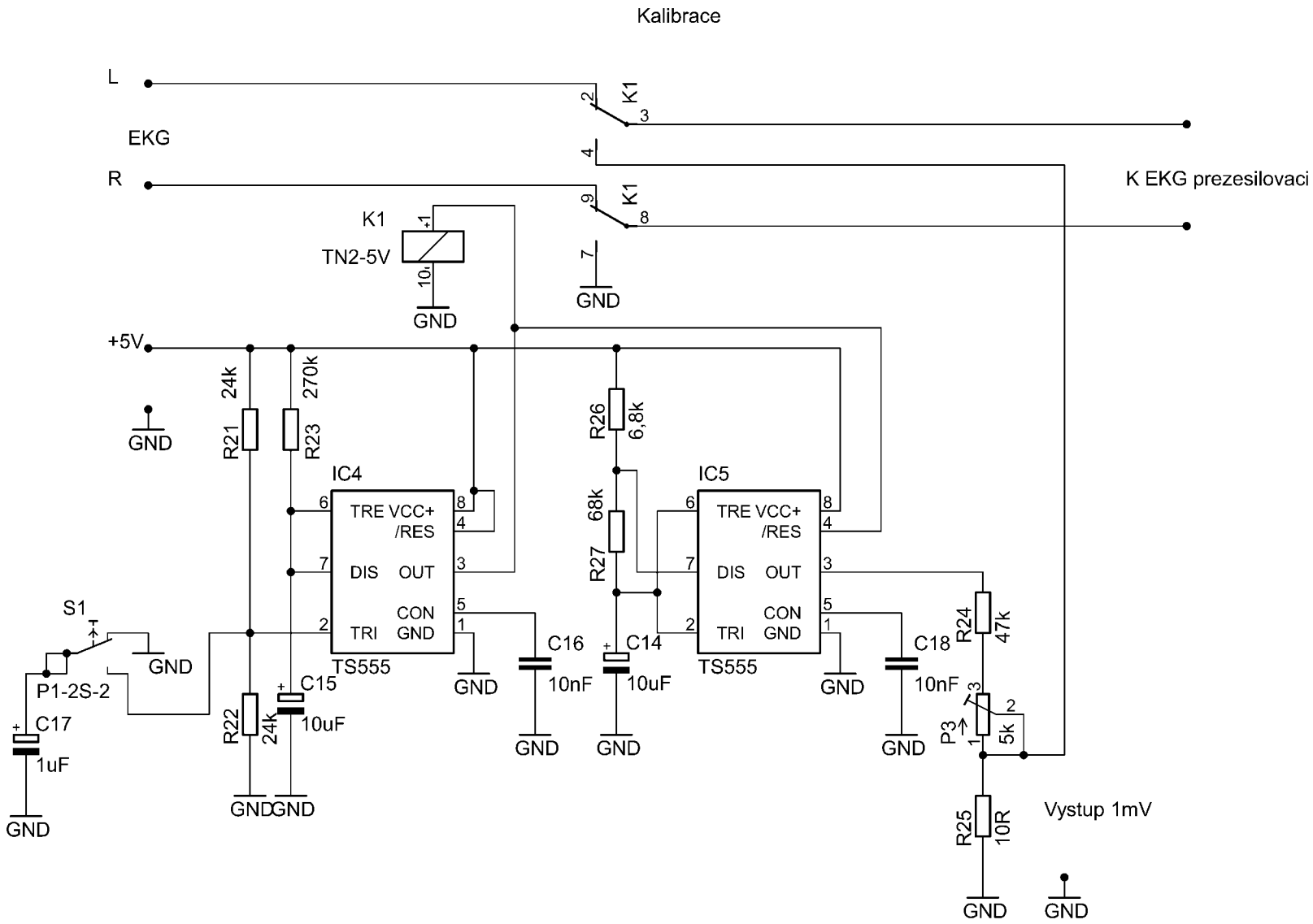


Příloha 2: Schéma náhradního zdroje napájení

EKG předzesilovač

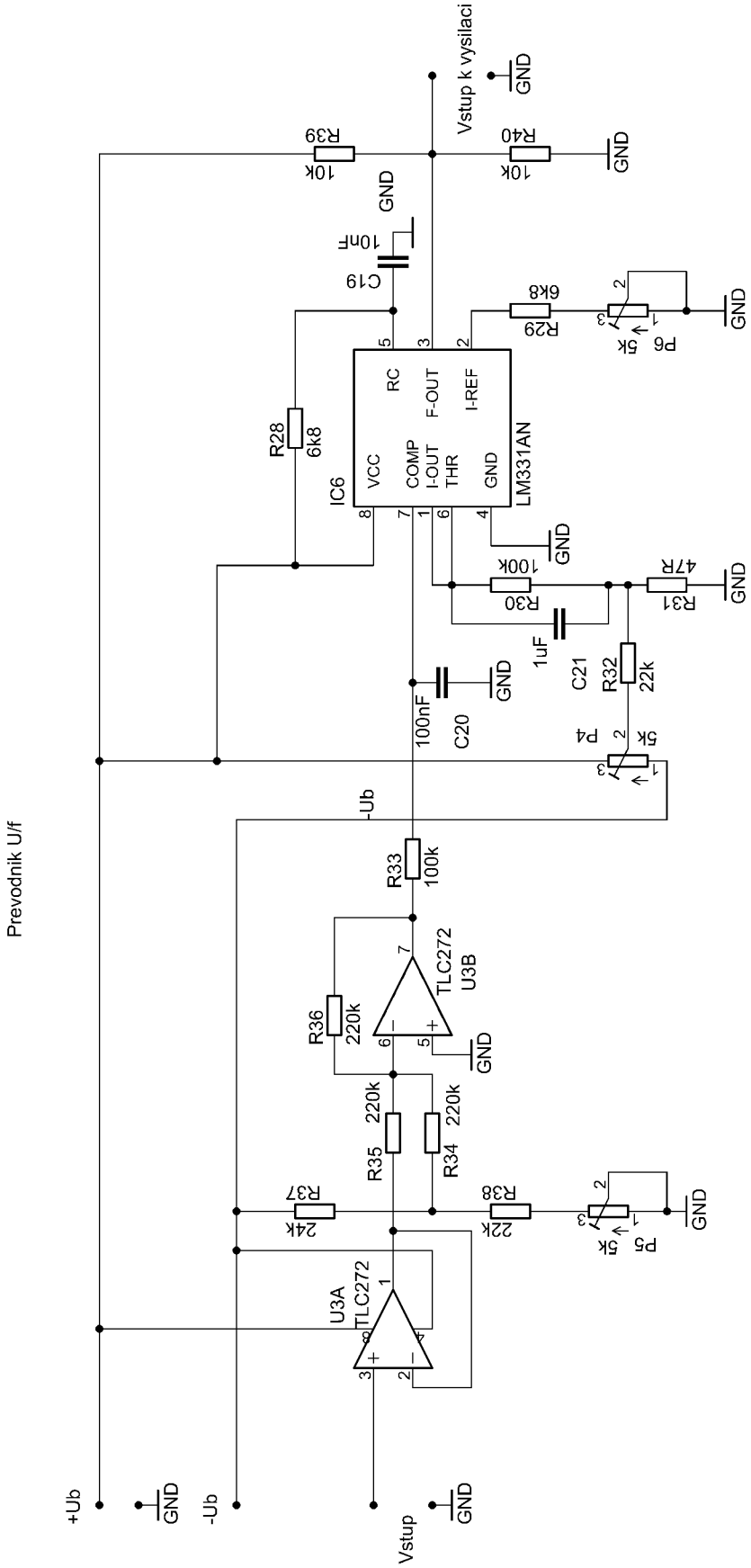


Příloha 3: Schéma EKG předzesilovače.



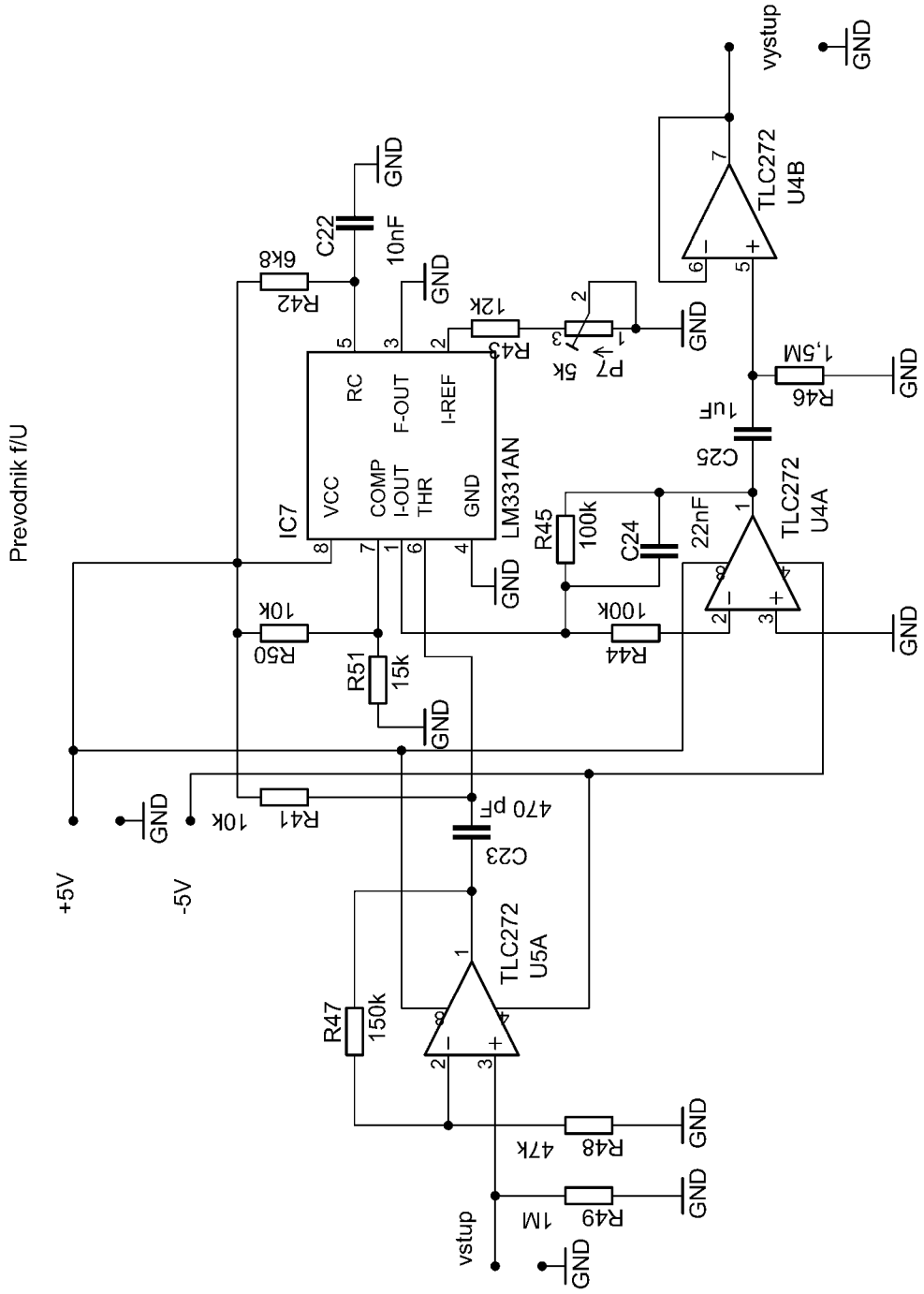
Příloha 4: Schéma Kalibrace

Převodník napětí na frekvenci



Příloha 5: Schéma převodníku napětí na frekvenci

Převodník frekvence na napětí



Příloha 6: Schéma převodníku frekvence na napětí

Rozpiska součástek

Napájení

označení	hodnota	Typ pouzdra	popis
R1	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R2	110 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R3	68 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R4	47 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R5	10 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R6	3,3 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R7	3,3 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
P1	20 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
C1	30 µF		Elektrolytický kondenzátor
C2	47 µF		Fóliový kondenzátor
C3	0,1 µF		Elektrolytický kondenzátor
C4	10 µF		Elektrolytický kondenzátor
C5	100 µF		Elektrolytický kondenzátor
L1	100 µH		tlumivka
D1		DO-201	Zenerova dioda
LED1		L-53LGD	Miniaturní dioda - červená
LED2		L-53LSRD	Miniaturní dioda - zelená
IC1	LT1173	DIL8	měnič
IC2	ICL7660CPA	DIL8	Měnič pro vytvoření záporného napětí
G1	RECYKO-GP		akumulátory

Příloha 7: Rozpis součástek - napájení

EKG předzesilovač

označení	hodnota	Typ pouzdra	popis
R8	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R9	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R10	8,2 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R11	8,2 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R12	20 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R13	390 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R14	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R15	4,7 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R16	4,7 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R17	300 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R18	1 MΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R19	3,9 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W

R20	390 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
P2	200 Ω		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
C6	39 pF		Keramický kondenzátor
C7	39 pF		Keramický kondenzátor
C8	39 pF		Keramický kondenzátor
C10	1 µF		Fóliový kondenzátor
C11	6,8 µF		Tantalový kondenzátor
C13	1 µF		Fóliový kondenzátor
IC3	AD620	DIL8	Přístrojový operační zesilovač
U1A/U1B	TLC272	DIL8	operační zesilovač
U2A/U2B	TLC272	DIL8	operační zesilovač

Příloha 8: Rozpis součástek EKG předzesilovač

Kalibrace

označení	hodnota	Typ pouzdra	popis
R21	24 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R22	24 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R23	270 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R24	47 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R25	10 Ω		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R26	6,8 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R27	68 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
P3	5 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
C14	10 µF		Elektrolytický kondenzátor
C15	10 µF		Elektrolytický kondenzátor
C16	10 nF		Fóliový kondenzátor
C17	1 µF		Tantalový kondenzátor
C18	10nF		Fóliový kondenzátor
K1	RELEMP-05	DIL10	relé
IC4	TS555	DIL8	Časovač – integrovaný obvod
IC5	TS555	DIL8	Časovač – integrovaný obvod
S1	ZIPPY P1-2S-Z	DIL8	Spouštěcí tlačítko

Příloha 9: Rozpis součástek kalibrace

Převodník napětí na frekvenci

označení	hodnota	Typ pouzdra	popis
R28	6,8 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R29	6,8 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R30	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R31	47 Ω		Metalizovaný rezistor do 0,5 W

R32	22 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R33	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R34	220 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R35	220 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R36	220 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R37	24 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R38	22 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R39	10 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R40	10 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
P4	5 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
P5	5 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
P6	5 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
C19	10 nF		Fóliový kondenzátor
C20	100 nF		Fóliový kondenzátor
C21	1 µF		Fóliový kondenzátor
U3A/U3B	TLC272	DIL8	Operační zesilovač
IC6	LM331AN	DIL8	Převodník v zapojení U/f

Příloha 10: Rozpis součástek převodník U/f

Převodník frekvence na napětí

označení	hodnota	Typ pouzdra	popis
R41	10 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R42	6,8 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R43	12 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R44	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R45	100 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R46	1,5 MΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R47	150 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R48	47 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R49	1 MΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R50	10 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
R51	15 kΩ		Metalizovaný rezistor do 0,5 W
P7	5 kΩ		Odporový trimr, cermetový, víceotáčkový
C22	10 nF		Fóliový kondenzátor
C23	470 pF		Fóliový kondenzátor
C24	22 nF		Fóliový kondenzátor
C25	1 µF		Fóliový kondenzátor
U4A/U4B	TLC272	DIL8	Operační zesilovač
U5A	TLC272	DIL8	Operační zesilovač

IC7	LM331AN	DIL8	Převodník v zapojení f/U

Příloha 11: Rozpis součástek převodník f/U

Náhradní zdroj

C26	47 µF		Elektrolytický kondenzátor
C27	47 µF		Elektrolytický kondenzátor
C28	1 µF		Fóliový kondenzátor
C29	10 µF		Elektrolytický kondenzátor
C30	100 µF		Elektrolytický kondenzátor
C31	1 µF		Foliový kondenzátor
IC8	LE50ABZ	TO92	Napěťový stabilizátor
IC9	ICL7660CPA	DIL8	Měnič pro vytvoření záporného napětí
G2	RECYKO-GP		akumulátory

Příloha 12: Rozpis součástek náhradní zdroj