

# 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

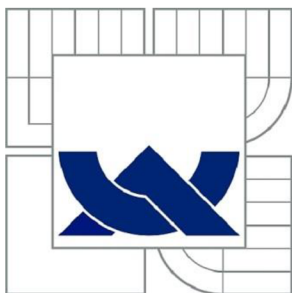
KARDIOSTIMULÁTOR TYPU ON DEMAND ŘÍZENÝ  
MIKROKONTROLÉREM

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

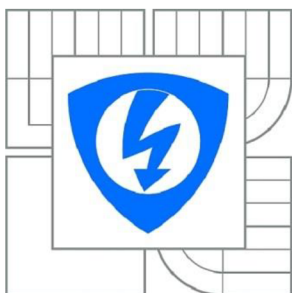
VÁCLAV DANIŠ

BRNO 2013



**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

# **KARDIOSTIMULÁTOR TYPU ON DEMAND ŘÍZENÝ MIKROKONTROLÉREM**

MICROCONTROLLER BASED ON DEMAND PACEMAKER

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

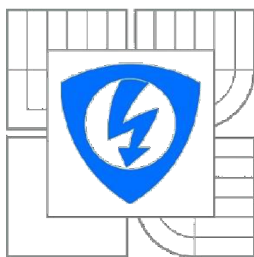
**VÁCLAV DANIŠ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. JIŘÍ SEKORA**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Václav Daniš  
**Ročník:** 3

**ID:** 133960  
**Akademický rok:** 2012/2013

## NÁZEV TÉMATU:

**Kardiostimulátor typu On Demand řízený mikrokontrolérem**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte průběh fyziologického i patologického EKG, seznamte se s teorií kardiostimulátorů, především typu On Demand. 2) Navrhněte přípravek bateriemi napájeného kardiostimulátoru řízeného mikrokontrolérem s pevnou opakovací frekvencí. Kardiostimulátor bude inhibován R vlnou. 3) Proveďte systémový návrh zařízení, navrhněte elektrické schéma zapojení a sestavte program pro mikrokontrolér. 4) Navržený přípravek kardiostimulátoru realizujte a ověřte správnost jeho funkce.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. Praha: Grada Publishing, 2005. 152 s., 6. vyd. ISBN 80-247-0960-0.  
[2] M68HC08 Microcontrollers [PDF]. Freescale semiconductor, 2010. Rev. 2.  
Dostupný z <<http://www.freescale.com/>>

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 31.5.2013

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Sekora

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
Předseda oborové rady

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **Abstrakt**

Kardiostimulátory se staly v dnešní době nedílnou součástí léčby řady kardiovaskulárních onemocnění. Téma bakalářské práce se týká návrhu a realizace fungování kardiostimulátoru typu On Demand řízeného mikrokontrolérem. Úvodní kapitoly se zaměřují na bližší, teoretické seznámení s komplexní problematikou trvalé srdeční kardiostimulace. Mimo vlastní teorii kardiostimulátorů a kardiostimulace, zahrnují významné historické aspekty vývoje trvalé kardiostimulace, nezbytné základy anatomie srdce a převodního systému srdečního, problematiku snímání srdeční aktivity, parametrů EKG křivky, jak fyziologických, tak patologických. V praktické části práce je řešen typ stimulatoru On Demand řízený mikrokontrolérem s pevnou opakovací frekvencí a inhibovaný vlnou R. Následně je vytvořen systémový návrh jeho realizace. Dalším krokem je vytvoření schématu elektrického zapojení a sestavení programu pro mikrokontrolér. Konečným prvkem je realizace samotného modelu kardiostimulátoru, kterému předchází ověření funkčnosti zapojení na nepájivém poli.

## **Klíčová slova**

Kardiostimulace, kardiostimulátor on demand, R vlna, převodní poruchy, arytmie, mikrokontrolér, aktivní filtrace, stimulační impulz

## **Abstract**

Pacemakers have nowadays become an inseparable part of treatment in a wide range of cardiovascular diseases. The topic of this bachelors degree paper refers to and proposes the implementation of a functional type of 'On Demand' pacemaker controlled by a microcontroller. The introductory chapters focus on a more detailed, theoretical familiarization with the complex issues of permanent heart cardiostimulation. In addition to the actual theory of pacemakers and cardiostimulation, the chapters also include those significant historical aspects in the evolution of permanent cardiostimulation, the basic structures of heart anatomy and the transmission system of the heart. Also included are the recording of heart activity and ECG analysis, both physiological and pathological. In the practical part of the paper I deal with the 'On Demand' pacemaker controlled by a microcontroller with a firm (solid, strong, steady, fixed) repeating frequency inhibited by the R wave. Subsequently, a proposed system for its implementation is created. The next step is the creation of a scheme for the electrical connections and composition of the microcontroller programme. The final part illustrates the implementation of the model of

the pacemaker itself, preceded by a verification of the efficacy of the connections in a non-solder field.

### **Key words**

Cardiostimulation, pacemaker, on demand, R wave, transmission malfunction, arrhythmia, microcontroller, active filtration, stimulative impulse.

**Bibliografická citace:**

DANIŠ, V. Kardiostimulátor typu On Demand řízený mikrokontrolérem. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora.

## **Prohlášení:**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Kardiostimulátor typu On Demand řízený mikrokontrolérem jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne:

Podpis autora: .....

## **Poděkování:**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jiřímu Sekorovi za odbornou pomoc, vynaloženou snahu o vysvětlení problematiky během všech konzultačních hodin a další cenné rady, které mi byly nápomocné při zpracování mé semestrální práce.

# Obsah

1. Úvod.....	3
2. Fyziologie srdce .....	4
2.1 Anatomie srdce.....	4
2.2 Převodní systém srdeční.....	4
2.3 Tvorba vzruchů a snímání srdeční aktivity .....	5
2.4 EKG.....	5
2.4.1 Parametry fyziologického EKG.....	6
2.4.2 Patologické EKG .....	7
3. Kardio stimulátor .....	9
3.1 Historie kardio stimulátoru .....	9
3.2 Typy kardio stimulace a stimulační režimy.....	11
3.3 NBG kódování kardio stimulátoru .....	12
3.4 Vlastní implantace kardio stimulačního systému.....	13
3.5 Kardio stimulátor typu On Demand .....	13
4. Návrh kardio stimulátoru a HW řešení.....	14
4.1 Blokové schéma kardio stimulátoru.....	14
4.2 Aktivní filtrace.....	14
4.2.1 Předzesilovač .....	15
4.2.2 Realizace horní a dolní propusti .....	16
4.2.3 Dvoucestný usměřovač .....	18
4.2.4 Koncový stupeň .....	21
4.3 MCU .....	23
4.4 D/A převodník.....	25
4.5 Ovládání.....	26
4.6 Zobrazení .....	26
4.7 Napájení.....	27



5. Softwarové řešení.....	29
5.1 Vývojový diagram .....	29
5.2 Obsluha LCD displeje .....	30
5.3 Detekce R vlny .....	31
5.4 Testovací režim .....	31
5.5 Stimulační režim .....	33
6. Závěr .....	37
7. Seznam použité literatury: .....	38
8. Seznam obrázků.....	40
9. Seznam tabulek.....	42
10. Příloha .....	43

# 1. Úvod

Úkolem bakalářské práce je prostudování veškerých poznatků týkajících se záznamu srdeční aktivity a trvalé kardiostimulace, k následnému návrhu a realizaci kardiostimulátoru typu On Demand. První plně implantabilní přístroj byl vyvinut v roce 1958 v USA. Rozvoj vědeckotechnických poznatků, vývoj v oblasti elektrotechniky a neustálá miniaturizace se projeví do obrazu kardiostimulátorů, jaký známe dnes.

Kardiostimulátor můžeme definovat jako přístroj, který podporuje srdeční činnost na základě špatné funkce převodního systému, jež je diagnostikován lékařem. Trvalá kardiostimulace pak představuje suverénní druh nefarmakologické léčby poruch převodního systému srdečního s následnou intermitentní nebo trvalou bradyarytmií, další uplatnění této léčby jsou některé nebradykardické indikace [1].

V následujících částech bakalářské práce se zaměříme na oblasti týkající se anatomie srdce, přiblížíme si převodní systém srdeční, patologické a fyziologické EKG. V dalších kapitolách se budeme věnovat teorii kardiostimulátoru, historii a vývoji, neopomeneme rozdělení kardiostimulátorů, režimy stimulace, indikace - kontraindikaci kardiostimulace a zaměříme se na popis kardiostimulátoru typu On Demand. Nabyté informace jsou důležité pro pochopení a následný návrh kardiostimulátoru.

Hlavní část práce se věnuje samotnému návrhu kardiostimulátoru. Srdcem kardiostimulátoru je mikrokontrolér, který je řídicím členem zajišťující funkčnost. Mimo to je kardiostimulátor tvořen blokem pro napájení, blokem pro úpravu vstupního signálu a blokem pro realizaci výstupního signálu.

## 2. Fyziologie srdce

### 2.1 Anatomie srdce

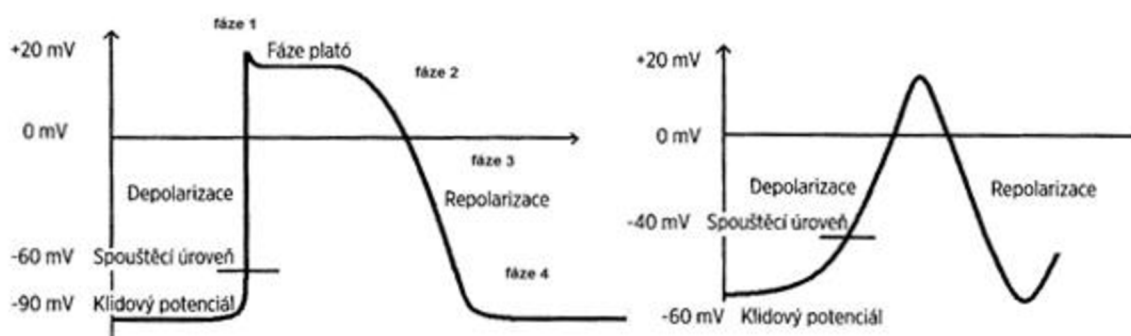
Srdce je svalovým dutým orgánem, který rytmickými stahy pohání krev v krevním řečišti[4]. Průměrná hmotnost dospělého srdce je kolem 300g, u žen je cca o 15% nižší, průměrné rozměry jsou 13x9x6cm, tloušťka stěn je variabilní. Tloušťka stěny síní je 0.5-1mm, pravé komory 2-4mm, levé komory 7-11mm. Stěna srdeční je tvořena třemi vrstvami. Epikard představuje vnější, serózní vrstvu stěny, pod kterou se nachází tenká vrstva elastického vaziva spojující epikard s další vrstvou stěny srdeční, a to myokardem. Myokard je dominantní složkou stěny srdeční, je tvořen zvláštním druhem příčně pruhované svaloviny, podobné struktury jako kosterní svalstvo. Poslední vrstvou stěny srdce je endokard, blána vystýlající srdeční dutiny. Srdce je uloženo v osrdečníku, který tvoří jeho obal, nachází se v mediastinu, za hrudní kostí. Zevní tvar srdce se nejlépe podobá obrácenému nepravidelnému rotačnímu kuželi, jehož hrot směřuje dopředu a dolů, jeho báze pak dozadu a nahoru. V oblasti báze srdce jsou lokalizované srdeční síně, vstupují horní a dolní dutá žíly, plicní žíly, vystupují hlavní tepny, tj. aorta a plicnice. Z okraje každé síně vystupuje síňové ouško. Obě srdeční komory zasahují od síní k srdečnímu hrotu.

### 2.2 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční je tvořen specializovanými buňkami převodního systému, které jsou zdrojem elektrických signálů nutných k depolarizaci ostatní, pracovních, buněk myokardu. Morfologicky je převodní systém srdeční tvořen sinoatriálním a atrioventrikulárním uzlem, dále Hisovým svazkem, pravým a levým Tawarovým raménkem a sítí Purkyňových vláken. Základním prvkem převodního systému je sinoatriální uzel uložený ve stěně pravé síně před ústím horní duté žíly. Je místem primární tvorby vzruchů, které udávají frekvenci srdeční akce[3]. Vzruch vznikající v sinoatriálním uzlu je veden internodiálními svazky do atrioventrikulárního uzlu, který je lokalizován na rozhraní srdečních síní a komor, v blízkosti ústí koronárního sinu. Z přední části atrioventrikulárního uzlu vychází Hisův svazek, který se v průběhu průchodu komorovým septem rozděluje na pravé a levé Tawarovo raménko, která se směrem k srdečnímu hrotu rozvětvují v síť Purkyňových vláken.

## 2.3 Tvorb a snímaní srdeční aktivity

Na základě schopnosti excitace, dochází k automatickému elektrickému podráždění v sinoatriálním uzlu probíhající na principu přenosu iontů přes buněčnou membránu. Elektrické signály depolarizačních vln projdou rychle převodními cestami srdce, takže dochází k rychlému podráždění myokardu obou komor v celém jejich rozsahu [5] a ke stahu srdečního svalu. V této souvislosti hovoříme o polarizaci, depolarizaci a repolarizaci [6,7]. Buňka se nachází v polarizovaném stavu (-90 mV, klidové membránové napětí). Při podráždění dojde k propustnosti pro sodné ionty, které vstupují do buňky a snižují klidový membránový potenciál. Tento proces snižování polarizace probíhá až do dosažení prahové hodnoty (-40 mV, spontánní depolarizace). Na grafu akčního potenciálu registrujeme jako pozitivní kmit (fáze 0, viz obrázek 1). Při dosažení této hodnoty se otevřou sodíko-vápníkové kanály na buněčných membránách a dojde k akčnímu potenciálu. Membránový potenciál je udržován na hodnotě nula (fáze 2, viz obrázek 1). Poté dojde k rychlé repolarizaci (fáze 3, viz obrázek 1) a opět následuje stabilní klidový potenciál (fáze 4, viz obrázek 1) [2].

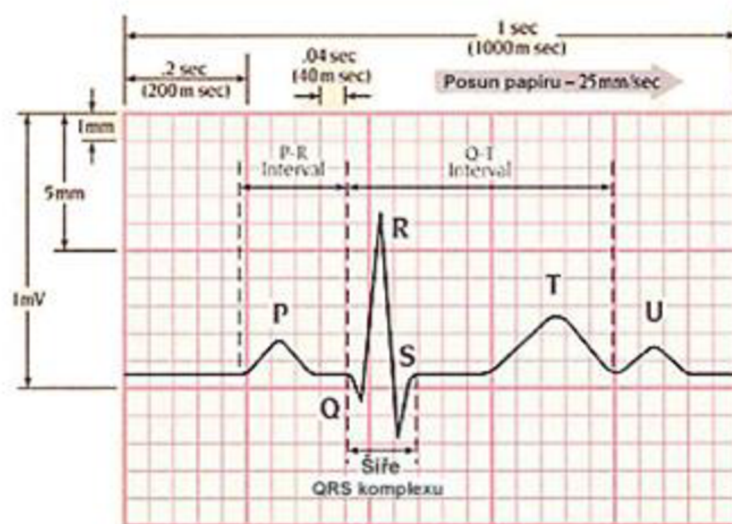


Obrázek 1. Akční potenciál na membráně buňky pracovního myokardu a převodního systému [2].

## 2.4 EKG

Každá myokardiální buňka se chová jako dipól, vytváří elementární elektrická pole, určuje jejich orientaci a velikost, jejich sumací pak vzniká elektrické pole srdeční, které můžeme sumárně charakterizovat okamžitým vektorem elektrického pole srdečního [7].

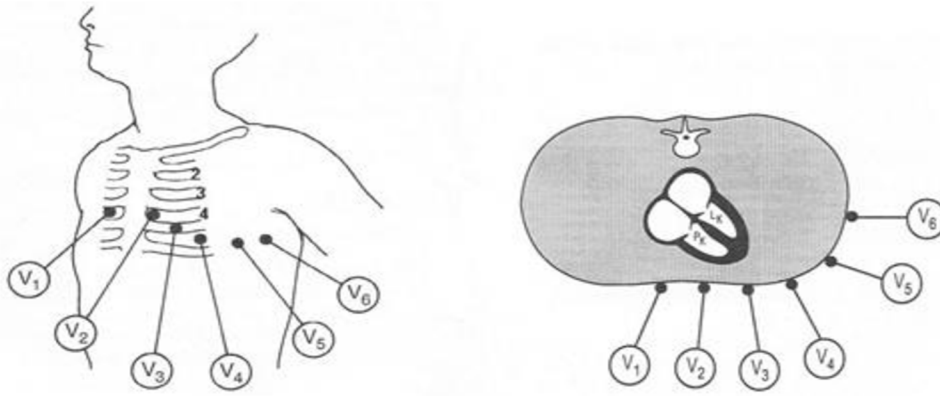
Elektrické projevy lze monitorovat elektrodami zavedenými uvnitř srdce (epi/endokardiálně), nebo povrchově z končetin a hrudníku pomocí diagnostické metody zvané elektrokardiografie[2]. Záznam se provádí přístrojem zvaným elektrokardiograf. Zaznamenává elektrické proudy, jejich směr, velikost a frekvenci srdečních stahů, výstupní podobou je grafický záznam elektrické činnosti srdce, elektrokardiogram (viz obrázek 2).



Obrázek 2. Základní parametry fyziologického EKG [2].

### 2.4.1 Parametry fyziologického EKG

Průběh srdečního cyklu začíná malou, pozitivní vlnou P, která představuje depolarizaci síní, dále následuje isoelektrický úsek PQ. Po něm následuje komorový komplex QRS s následnou vlnou T. Kmit Q představuje obraz počátku depolarizace komorového septa, pozitivní kmit R je obrazem postupu vlny depolarizace myokardem komor, negativní kmit S je obrazem aktivace myokardu při bázi levé komory. Následuje isoelektrický úsek ST odpovídající fázi plató membránového potenciálu. Závěrečná vlna T je obrazem repolarizace komorového myokardu postupujícího opačným směrem. Za vlnou T může následovat někdy vlna U představující depolarizaci Purkyňových vláken[2, 4]. Jednotlivé fyziologické intervaly srdečního cyklu (viz obrázek 2).



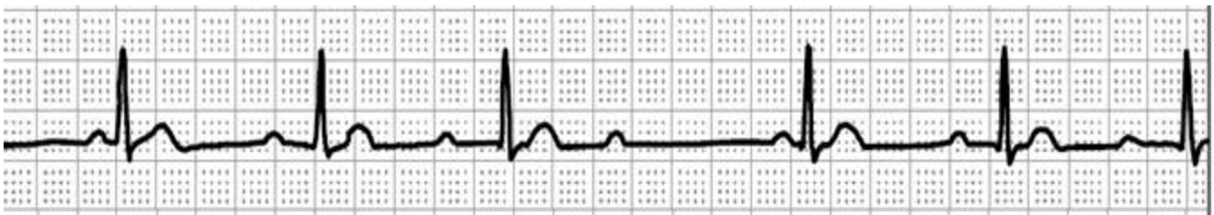
Obrázek 3. Rozmístění EKG elektrod během měření[4]

### 2.4.2 Patologické EKG

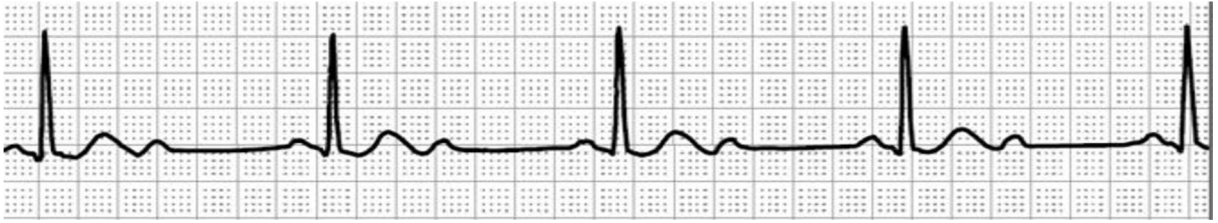
Častěji než s fyziologickou ekg křivkou se kardiostimulační technika zabývá spíše různými typy stimulovaných srdečních rytmů na klasickém povrchovém ekg a také se záznamy intrakardiálních elektrokardiogramů [2]. Poruchy srdečního rytmu, které se označují souhrnným názvem arytmie, jsou jednou z nejčastějších příčin patologických nálezů na ekg křivce. Nejčastěji se jedná o poruchy tvorby vzruchu, tzn. rytmy s atypickým místem vzniku vzruchu, nefyziologické frekvence, poruchy vedení vzruchů a kombinace obou. Léčba řady s nich je farmakologická, nefarmakologická, kombinovaná, pokročilé převodní poruchy jsou indikací k trvalé nebo dočasné kardiostimulaci. Mezi nejčastější poruchy vedení s indikací k trvalé stimulaci patří pokročilé AV blokády (viz obrázek 6 a 7).



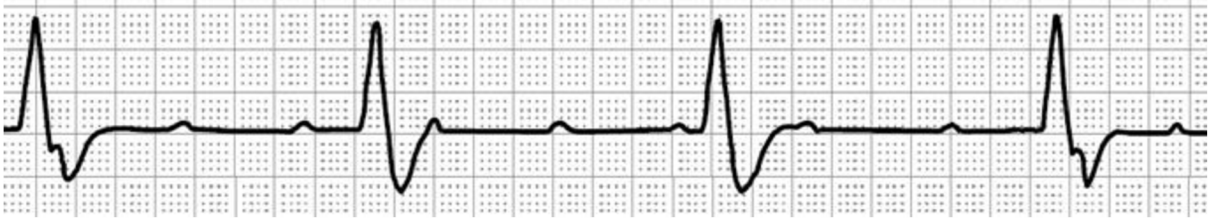
Obrázek 4. AV blok I. stupně



Obrázek 5. AV blok II. stupně Wenckebachova typu



Obrázek 6. AV blok II. stupně Mobitz



Obrázek 7. AV blok III. stupně

# 3. Kardiostimulátor

## 3.1 Historie kardiostimulátoru

Historie moderní trvalé kardiostimulace již přesáhla půlstoletí. První pokusy o elektrickou stimulaci srdce se datují až do roku 1828. Všechny tyto výzkumy a dílčí pokroky byly dlouhodobě limitovány technickými možnostmi té doby. Až s pokrokem a objevy v oblasti srdeční fyziologie, převodního systému a elektrotechniky došlo k progresivnímu rozvoji v této oblasti [2].

Počátkem 50. let minulého století byly sestrojeny první přístroje pro zevní kardiostimulaci, limitované nutností trvalého napájení z elektrické sítě a také bolestivým dyskomfortem pacientů při zevní hrudní stimulaci. Prvním plně implantabilním kardiostimulátorem byl přístroj vyvinutý Senningem a Elmqvistem v roce 1958. Kardiostimulátor byl tvořený ocelovou elektrodou potaženou teflonem, která byla implantována epimyokardiálně při levostranné torakotomii. Přístroj byl vybaven nikl-kadmiovou baterií a celý byl zalitý v epoxidové pryskyřici a implantován kardiochirurgicky[3]. Kardiostimulátory první generace byly schopny stimulovat pouze fixovanou stimulační frekvencí, mezi 70 - 80 za minutu, bez ohledu na vlastní srdeční aktivitu. Energie stimulačních impulsů byla mnohonásobně větší, než bylo nezbytně nutné, průměrná doba výdrže zdroje energie činila pouze rok a půl. V tomto období dominovala technická nespolehlivost stimulačních systémů, četnost fraktur elektrod dosahovala až 50%, při vybíjení zinko-rtuťových článků docházelo k uvolňování plynu a generátor nemohl být plně izolován od tělních tekutin [2].

60. léta minulého století se vyznačovala snahou nahradit asynchronní stimulaci formou nekompetitivní stimulace. Začaly se objevovat zařízení schopné síňově synchronizované stimulace, přesněji v režimu V00 se schopností snímat vlnu P, dále tzv. „on demand“ kardiostimulátor schopný při vnímání vlastní komorové depolarizace restartovat časování (v současné terminologii stimulace VVI) a také první opravdu označovaný tehdy jako „bifokální“ či „AV-sekvenční“, dle dnešní terminologie pracující v režimu DVI, tedy D00-stimulace s možností inhibice vlnou R[2]. V případě sinusové bradykardie a poruchy AV-vedení stimuloval přístroj síně a po časové prodlevě komory.



Při detekci vlastní komorové depolarizace stimuloval pouze síně. V tomto období došlo také k rozvoji transvenózního způsobu stimulace, která se rychle rozvinula v evropských zemích, později i ve Spojených Státech Amerických.

Rozvojem a vývojem hardwarového a softwarového vybavení došlo v 70. letech minulého století k dalšímu výraznému pokroku v kardiostimulační technice. Na počátku 70. let došlo k uvedení prvního nukleárního generátoru jako zdroje energie pro kardiostimulační systémy. Emitované alfa částice, jejímž zdrojem byl malý proužek nuklidu plutonia 238, bombardovaly stěny kontejneru. Vznikající teplo bylo implementovaným termočlánkem konvertováno na elektrickou energii. I přes nesporné výhody, hlavně v podobě životnosti, měl tento zdroj energie řadu odpůrců, což vedlo k jejich postupnému omezování užívání, s definitivním koncem po zavedení nové bezpečné a spolehlivé lithium-jodinové baterie v roce 1975 [2]. Následujícím významným pokrokem bylo zavedení oboustranné komunikace mezi programátorem a implantátem s možností větší variability nastavení stimulačních parametrů a tím léčbu řady srdečních arytmií. Šance programování stimulačního výdeje výrazně prodloužila životnost přístroje, titanové pouzdro nahradilo původní epoxidovou pryskyřici se silikonovou gumou, dále se rozšířilo použití bipolárních stimulačních elektrod eliminující inhibici stimulace myopotenciály pacienta [2]. V roce 1974 byl vytvořen první třípísmenný tzv. ICHD kód pro označování kardiostimulačních režimů, který byl v dalších letech s rozvojem nových funkcí kardiostimulátorů rozšířen a modifikován na dnešní pětímístný NASPE/BPEG kód[3].

Od počátku 80. let se uplatňuje snaha o fyziologickou stimulaci velkým rozvoje dvoudutinové stimulace, umocněný vytvořením síňové elektrody s preformováním ve tvaru „J“ a tím eliminující velmi obtížné zavádění a fixaci síňové elektrody[3].

V polovině 80. let se objevují kardiostimulátory s frekvenční adaptabilitou v závislosti na aktivitě pacienta snímané piezoelektrickým krystalem, dále s možností měření nitrohruční impedance pro řízení stimulace podle fyziologických potřeb pacienta odvozené z respirační aktivity[3]. Došlo také k evoluci na poli stimulačních elektrod a jejich fixačních mechanismů. Objevují se nové modely elektrod, nejdříve elektrody s členitým povrchem a se zpětnými háčky a následně i elektrody s aktivní fixací šroubováním, silikonem potažené elektrody jsou nahrazeny polyuretanovými pro lepší vlastnosti[2]. V roce 1983 byla vyvinuta první elektroda s postupným uvolňováním steroidu snižující zánětlivou reakci v místě kontaktu elektrody a myokardiální tkáň a zlepšující vývoj kardiostimulačních prahů [2]. V roce 1980 byl vyvinut první implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD), pro své rozměry implantován do podkožní kapsy na břicho a epimyokardiální defibrilační elektroda byla našita při otevřené torakotomii nad levou komoru. První ICD byly vybaveny pouze funkcí vysokoenergetického výboje při

detekci rychlého komorového rytmu a neměly žádné záznamové holterovské funkce, podávaly informace o počtu výbojů. Teprve 2. generace přístrojů již byla vybavena funkcí kardioverze, tedy nízkoenergetického výboje určeného pro pomalejší arytmie, později přistupuje i antitachykardická. Od roku 1986 je k dispozici transvenózní defibrilační elektroda[2].

Od 90. let minulého století se vyráběné přístroje stávají stále sofistikovanější, rozšiřují se jejich specifické funkce a algoritmy stimulace naprogramované individuálně pro konkrétního pacienta a konkrétní indikaci. Jsou schopny detekovat své možné chyby v detekci a interpretaci rytmu a automaticky korigovat svou činnost. Také jejich rozměry se zmenšují, prodlužuje se jejich životnost. V roce 1995 byl vytvořen první biventrikulární kardiostimulátor určený pro léčbu srdečního selhání, v roce 1997 je poprvé uveden 2dutinový ICD a v roce 2000 první biventrikulární ICD, rozšiřují se také indikace pro jejich implantaci[2]. V dalších letech dochází k vývoji algoritmů a speciálních senzorů, které slouží k monitoraci globálního kardiálního stavu pacienta, disponují pamětí se záznamem řady fyziologických - nefyziologických jevů, jevů intrakardiálního ekg umožňující další individualizaci nastavení přístroje pro konkrétního pacienta[2].

Všechny formy kardiostimulace se staly během posledních více než 50 - ti let nedílnou součástí léčby i prevence řady kardiovaskulárních onemocnění. S rozvojem vědeckotechnických poznatků lze předpokládat její další rozvoj a zdokonalování, rozšíření indikací k implantaci většiny systémů a jejich individualizaci.

### **3.2 Typy kardiostimulace a stimulační režimy**

Vhodný typ zvoleného kardiostimulačního systému závisí na diagnóze pacienta. Základní způsoby stimulace jsou odvozeny od kardiostimulace síní, tedy stimulací vlny P nebo kardiostimulace komor, tedy stimulací vlny R. Obě výše zmíněné stimulace se provádí pomocí dvou metod, a to metodou asynchronní a synchronní stimulace.

### 3.3 NBG kódování kardiostimulátoru

Způsoby kardiostimulace jsou vyjadřovány písmenovým kódem. Nejvíce je užíván kód NBG/NASPE (North American Society of Pacing and Electrophysiology), BPEG (British Pacing and Electrophysiology Group), Generic code], přičemž u antibradykardických kardiostimulátorů se jedná o kód 3 – 4 místný (viz následující tabulka 1).

Tabulka 1. Kódy kardiostimulačních režimů NBG/ NASPE[2].

I	II	III	IV	V
<b>Stimulovaná dutina</b>	<b>Dutina, v níž je snímána aktivita</b>	<b>Způsob odpovědi stimulátoru na sensing</b>	<b>Programabilita, frekvenční adaptabilita</b>	<b>Antitachy kardická funkce</b>
V – komora	V – komora	T – spouštění	P – omezená programovatelnost**	0 – žádná
A – síň	A – síň	I – inhibice	M – multi-programovatelnost	P – pacing (stimulace)
D – obě dutiny	D – obě dutiny	D – oba způsoby	C – komunikující	S – výboj
S – komora nebo síň*	0 – žádná dutina	0 – žádný	0 – žádná	D – obě možnosti
	S* – komora nebo síň		R – frekvenční adaptabilita	

\* údaj S je speciální údaj výrobce

\*\* jen stimulační frekvence a/nebo amplituda impulsu

### **3.4 Vlastní implantace kardiostimulačního systému**

Vlastní implantace kardiostimulačního systému je prováděna lékařem, který lokální anestézií znecitliví místo budoucího umístění kapsy kardiostimulátoru v oblasti pod klíční kostí, preferenčně levé. Poté zavede do srdce elektrody cestou podklíčkové žíly lokalizovanou v oblasti pod klíční kostí. Správnou polohu elektrod v srdečních oddílech lékař kontroluje na obrazovce pohyblivého rentgenu. Po provedení testu elektrod se napojí vlastní kardiostimulátor. Implantující lékař znovu vše zkontroluje a provede test funkce celého stimulačního systému. Posledním úkonem je umístění přístroje do předem vytvořené kapsy v podkoží, jeho fixace a zašití kapsy několika stehy. Samotný, nekomplikovaný výkon trvá jednu až jednu a půl hodiny.

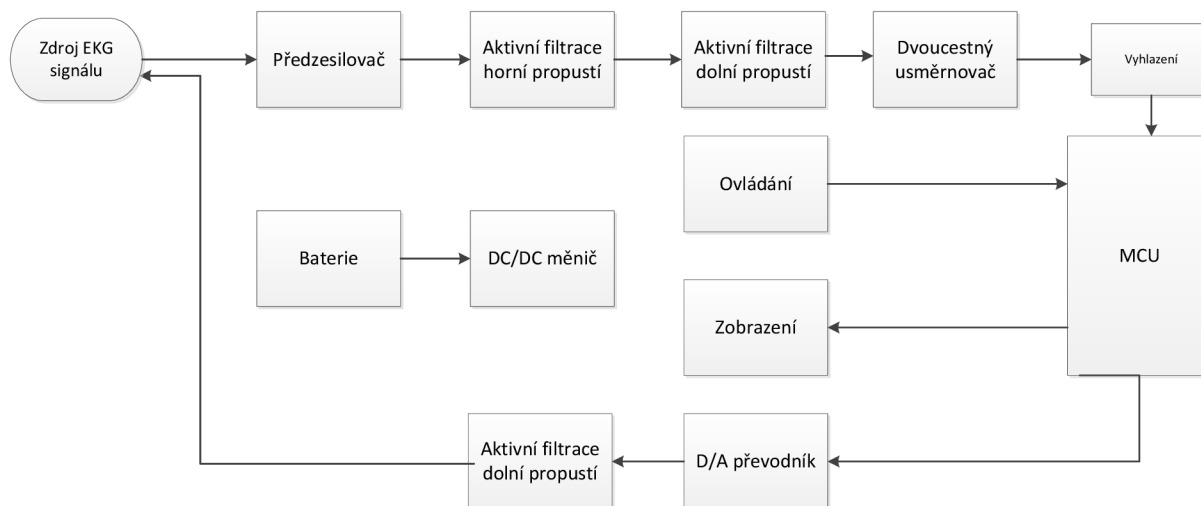
### **3.5 Kardiostimulátor typu On Demand**

Tento typ kardiostimulátoru, například v režimu VVI (komorami inhibovaný) představuje nejběžnější typ kardiostimulace vůbec.

Princip funkce je založen na detekci R vlny a následných R-R intervalů. Překročí-li R-R interval předem stanovenou dobu T, stimulátor vyšle impulz. Pokud je interval kratší než stanovená doba T, kardiostimulátor je v útlumu a sleduje další R-R interval.

# 4. Návrh kardiostimulátoru a HW řešení

## 4.1 Blokové schéma kardiostimulátoru



Obrázek 8. Blokové schéma kardiostimulátoru.

Blokové schéma jsme navrhovali s ohledem na následnou realizaci, při které se budeme pomoci schématu řídit. První blok tvoří zdroj EKG signálu, což ve skutečnosti je EKG generátor, který bude generovat signál o amplitudě 1V. Signál se v předzesilovači zesílí na požadovanou úroveň a následně je filtrován bloky aktivní filtrace. Následně je signál usměrněn dvoucestným usměrňovačem a vyhlazen. Upravený signál vstupuje do mikrokontroléru. Na výstupu je impuls o požadované amplitudě a šířce. Celý obvod je napájen bateriemi.

## 4.2 Aktivní filtrace

Z celého frekvenčního pásma EKG signálu je pro naše účely důležitá pouze jeho určitá frekvenční oblast. Pro filtraci signálu je možné použít pasivní filtraci, která je složena z RC součástek. Pasivní filtrace ale nevykazuje tak dobrou strmost přechodu jako aktivní filtrace.

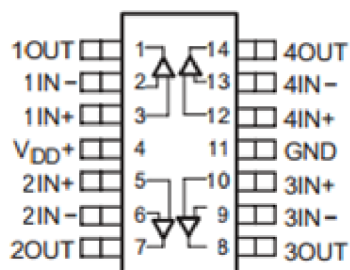
Ta je také složena z RC prvků a doplněna o aktivní prvek, jako je například operační zesilovač. Strmost přechodu je u těchto obvodů mnohem lepší, než u již zmíněné pasivní filtrace.

#### 4.2.1 Předzesilovač

Na vstup přivádíme EKG signál o amplitudě 1 V. Předzesilovač nám umožňuje zesílení vstupního signálu na námi požadovanou hodnotu. Pokud by bylo potřeba zvýšit vstupní zesílení, obvod je doplněn o 250 kΩ trimr. Předzesilovač je tvořen obvodem TLV2374[14]. V pouzdře tohoto obvodu jsou zabudovány čtyři operační zesilovače, ale pro předzesilovač bude použit pouze jeden a zbylé budou využity v dalších obvodech jako je horní, dolní propust. Námi požadované zesílení je  $A_u = 4$ , z čehož vycházíme při výpočtu rezistorů  $R_1$  a  $R_2$  dle vzorce (1).

Parametry zesilovače:

- Napájecí napětí: 2,7 V až 16 V
- Vstupní napěťový offset: 1,5 mV při napájení 5V
- Velmi nízký vstupní proud
- Rail-To-Rail I/O



Obrázek 9. Vnitřní zapojení operačního zesilovače TLV2374[14].

Hodnotu rezistoru  $R_1$  zvolíme a  $R_2$  vypočteme.

$$A_u = 1 + \frac{R_2}{R_1}, \quad (1)$$

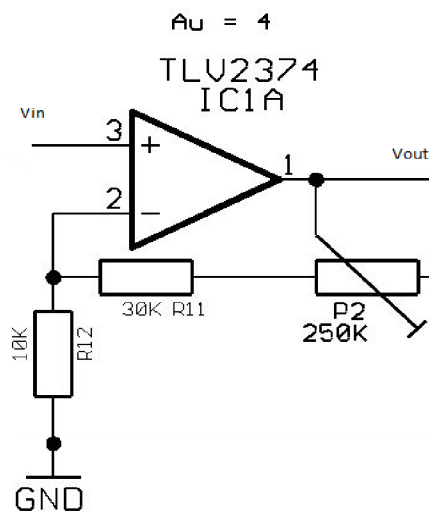
$$R_2 = R_1 \cdot (A_u - 1),$$

Kdy  $A_u$  je zesílení,  $R_2$  je hodnota rezistoru 2 a  $R_1$  je hodnota rezistoru 1.

Volíme  $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ ,  $R_2$  vypočteme:

$$R_2 = 10\,000 \cdot (4 - 1) = 30\,000 \Omega = 30 \text{ k}\Omega.$$

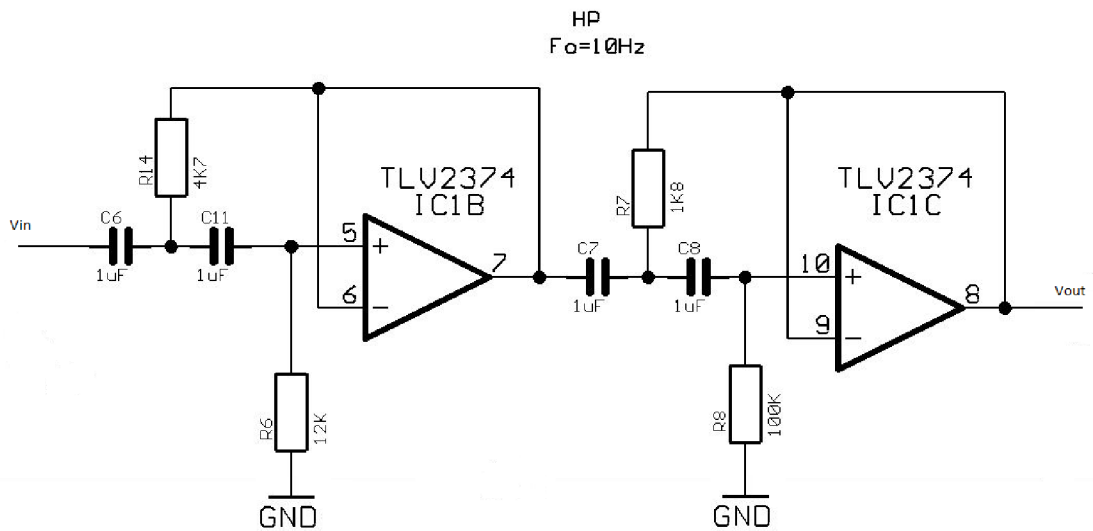
Pro námi zvolené zesílení vyšly hodnoty rezistorů  $10 \text{ k}\Omega$  a  $30 \text{ k}\Omega$ .



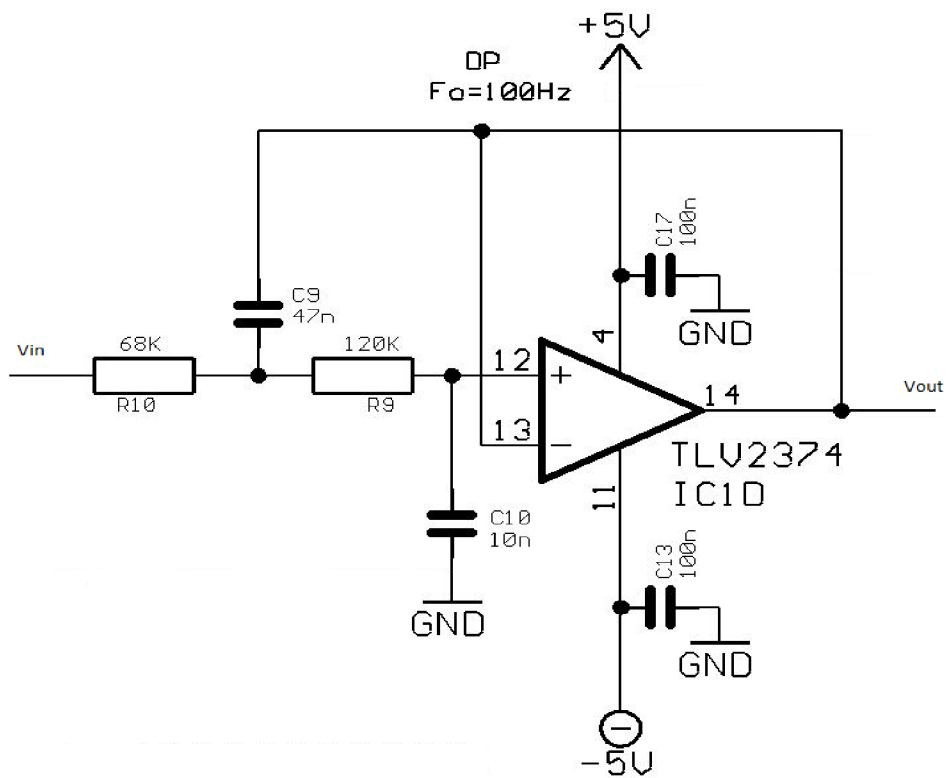
Obrázek 10. Schéma zapojení předzesilovače

#### 4.2.2 Realizace horní a dolní propusti

Pro naši realizaci je možné použít aktivní filtraci pásmovou propustí, která by nám ponechala jen námi zvolenou oblast ohraničenou mezními frekvencemi, a zbytek frekvenčního rozsahu by byl potlačen. Z důvodu širokého propustného pásma je lepší místo pásmové propusti zvolit spojení horní a dolní propusti. K návrhu filtrů nám posloužil program FilterPro. Před samotným návrhem jsme si stanovili základní parametry, jako je typ filtru, zvlnění v pásmu propustnosti, volili jsme mezní frekvence a typ zapojení.



Obrázek 11. Schéma zapojení aktivní horní propusti.

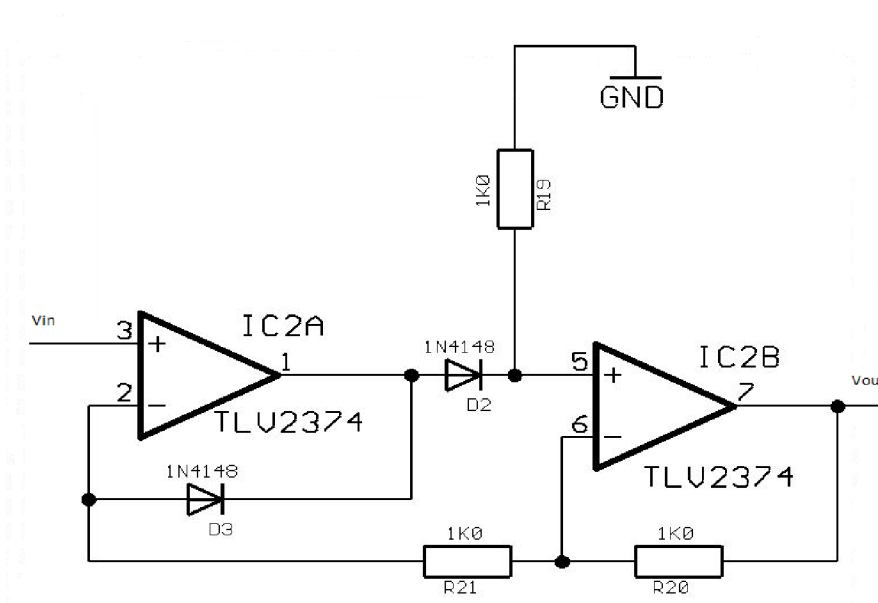


Obrázek 12. Schéma zapojení aktivní dolní propusti.

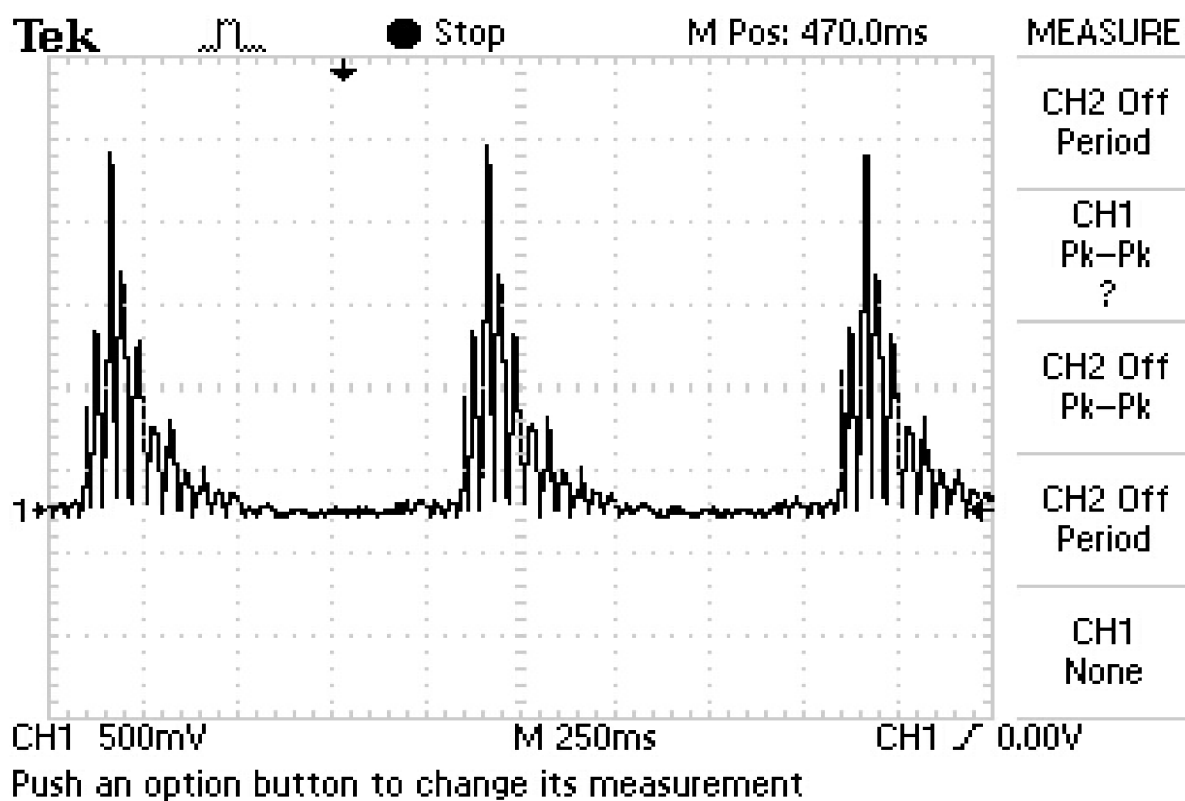


### 4.2.3 Dvoucestný usměrňovač

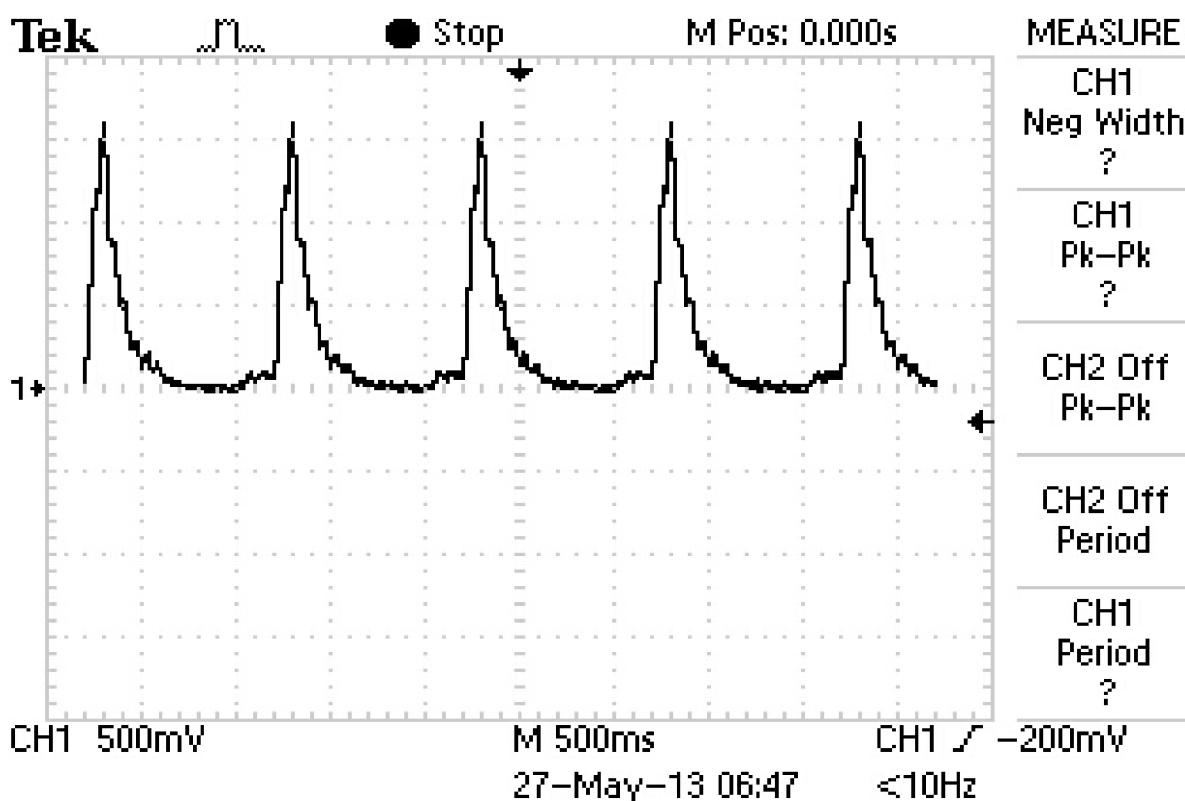
Usměrnění pomocí dvoucestného usměrňovače jsem volil z důvodu, že EKG signál obsahuje střídavé složky a ty je potřeba před detekcí samotné R vlny převést na stejnosměrné. Jako usměrňovací prvek jsou použity polovodičové diody zapojené ve zpětné vazbě s operačním zesilovačem. Usměrněný signál bylo následně potřeba vyhladit. Testoval jsem dvě varianty zapojení a to filtraci pomocí aktivní dolní propusti, nebo vyhlazení pomocí špičkového detektoru, který vytvoří z EKG signálu obálku. Po zapojení na nepájivém poli a zobrazení na osciloskopu se jevila jako vhodnější varianta zapojení s aktivní dolní propustí a to z důvodu hladšího průběhu vyhlazeného signálu. Špičkový detektor vytvářel na náběžné hraně zákmit, který je způsobený tím, že špičkový detektor přímo kopíruje náběžné hrany signálu (viz obrázek 17).



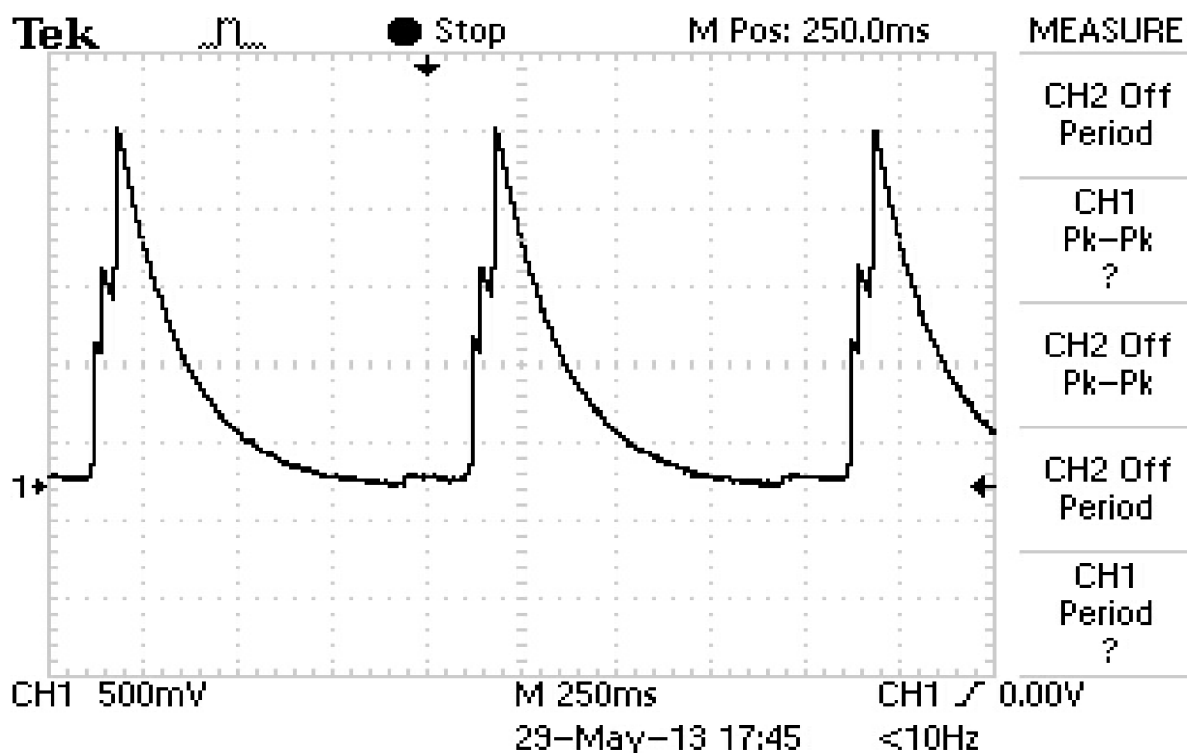
Obrázek 13. Schéma zapojení dvoucestného usměrňovače.



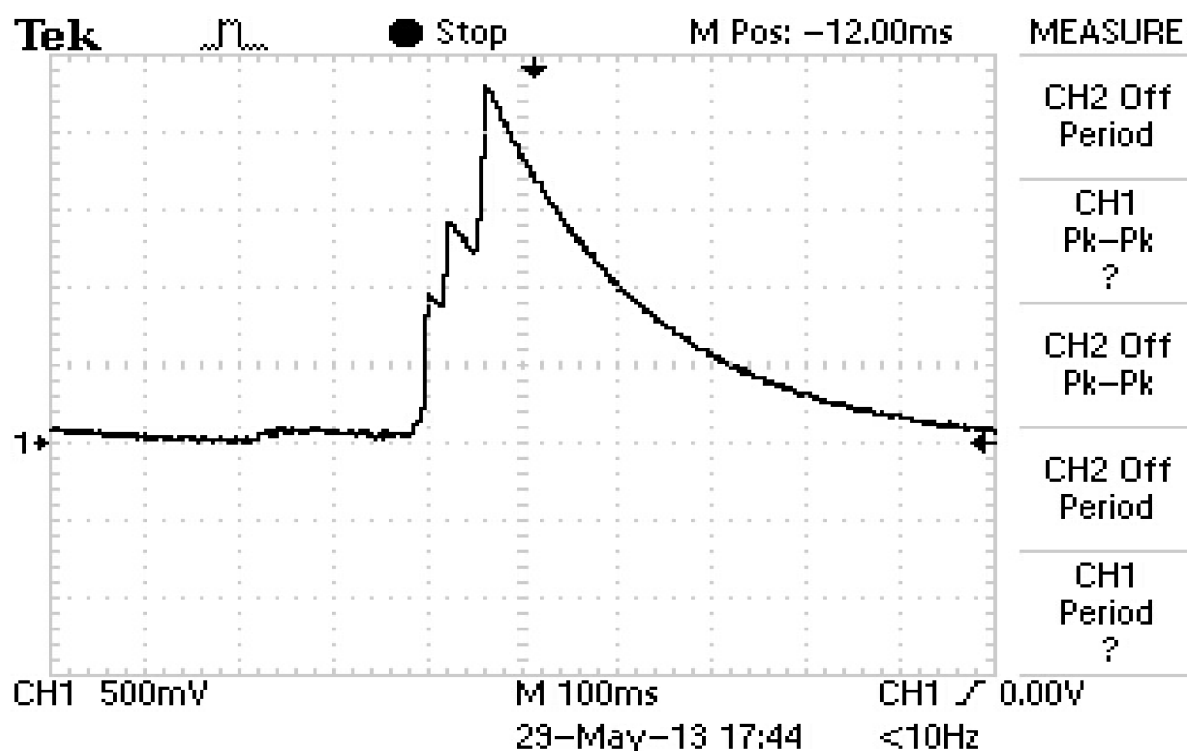
Obrázek 14. Usměrněný EKG signál, náhled obrazovky osciloskopu



Obrázek 15. Vyhlazení usměrněného signálu aktivní DP, náhled obrazovky osciloskopu



Obrázek 16. Špičkový detektor obálka EKG signálu, náhled obrazovky osciloskopu



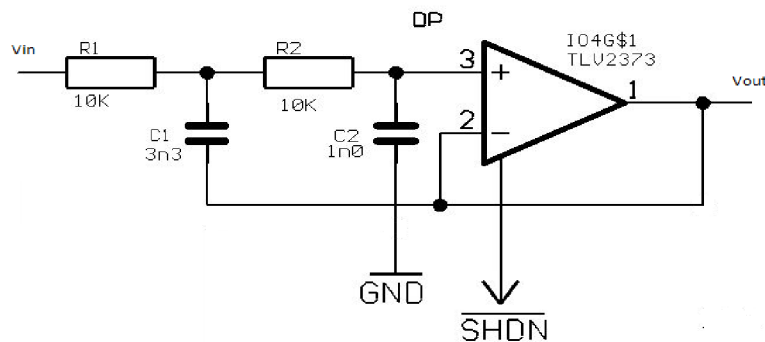
Obrázek 17. Špičkový detektor - detail zákmitu na náběžné hraně, náhled obrazovky osciloskopu

#### 4.2.4 Koncový stupeň

Koncový stupeň je tvořen aktivní dolní propustí, která slouží k vyhlazení kvantovaného signálu z D/A převodníku. Na realizaci koncového stupně jsme použili operační zesilovač od společnosti Texas Instruments, typ TLV 2373[15], který se vyznačuje vysokou rychlostí změny mezi stavy zapnutí - vypnutí a naopak. Pomocí signálu SHDN budeme vypínat a zapínat i výstupní OZ stejného typu a to z důvodu snížení spotřeby energie a zvýšení výstupní impedance.

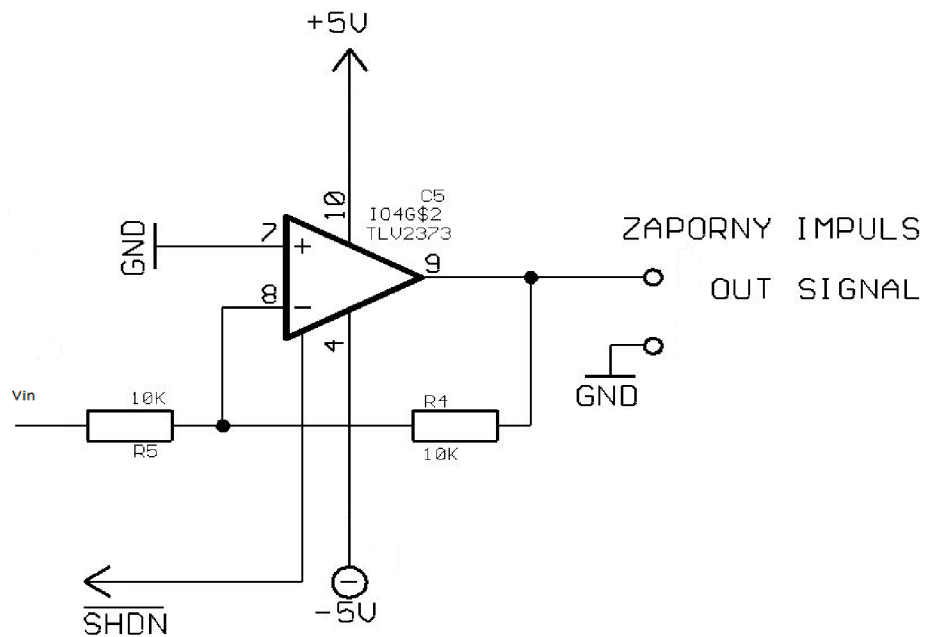
Výpočet mezní frekvence aktivní DP:

$$f_0 = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{R_1 * C_1 * R_2 * C_2}} = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{10k\Omega * 3,3nF * 10k\Omega * 1nF}} \doteq 8,8 \text{ kHz} \quad (2)$$

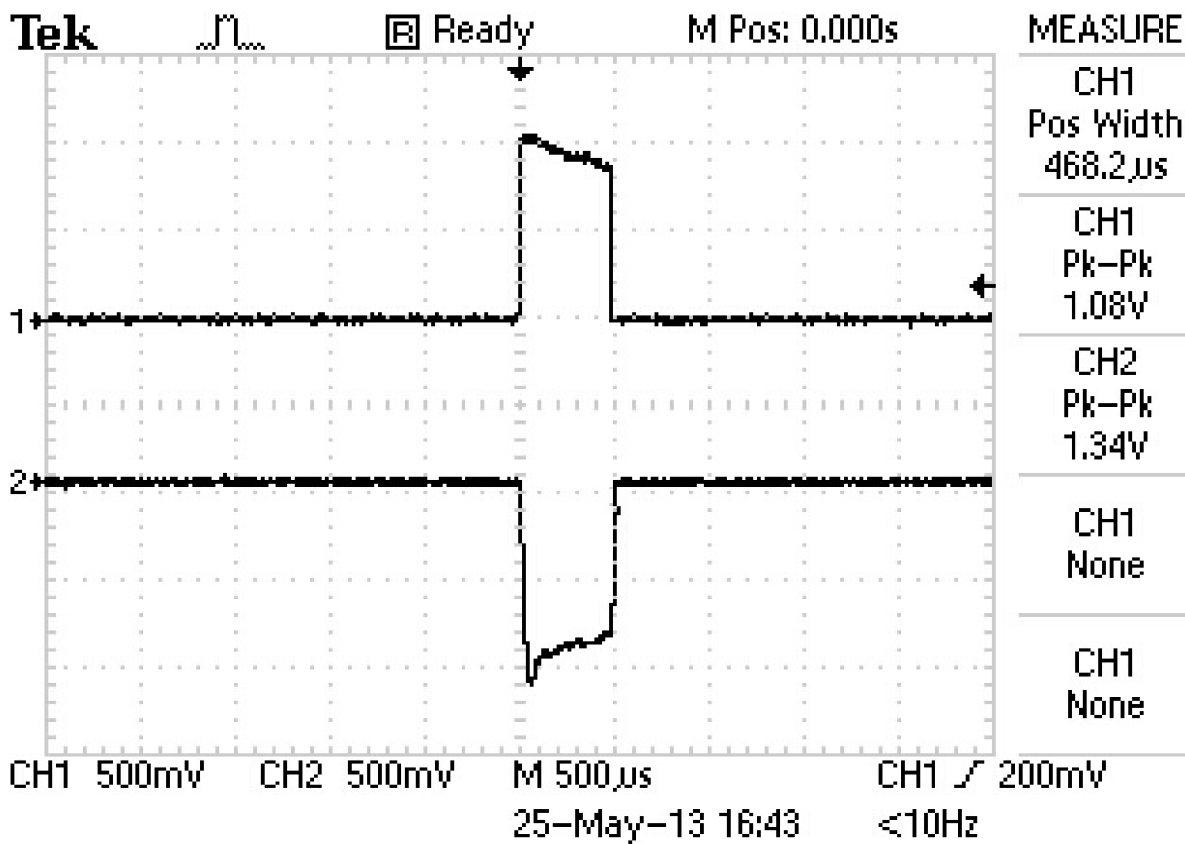


Obrázek 18. Schéma zapojení výstupní dolní propusti.

Jelikož je ke stimulaci potřeba záporného napěťového impulsu, je signál z dolní propusti přiveden na invertující vstup koncového operačního zesilovače, což má za následek fázové posunutí o 180° na výstupu vzhledem ke vstupnímu signálu (viz obrázek 20). Pokud by signál byl přiveden na neinvertující vstup operačního zesilovače, pak výstupní signál zůstává ve fázi se vstupním. Na obrázku 20 vidíme dva signály, signál č. 1 je vygenerovaný impuls snímaný za DA převodníkem, signál č. 2 je vygenerovaný impuls snímaný za koncovým operačním zesilovačem. Vlivem výstupní aktivní filtrace dolní propusti můžeme sledovat zákmit, který je způsoben nabitím a vybitím vstupních kondenzátorů.



Obrázek 19. Schéma zapojení koncového OZ



Obrázek 20. Porovnání signálu 1 a signálu 2, náhled obrazovky osciloskopu

## 4.3 MCU

Mikrokontrolér je hlavním řídicím obvodem kardiostimulátoru. Zajišťuje řízení celého obvodu, komunikaci s dalšími periferiemi, provádí výpočet R-R intervalu a detekci R vlny.

Pro naše použití jsem vybíral mezi dvěma MCU a to od firmy Motorola a Atmel. Důležitým parametrem při výběru vhodného MCU byla jeho spotřeba energie a to z důvodu napájení bateriemi. Požadavkem na periferie byla přítomnost integrovaného A/D převodníku. Vybírali jsme z 8 – bitových MCU. Jako vhodný kandidát se jevil MCU typu MC9S08FL [13] do Motoroly, nebo Atmega88 [20] od Atmelu.

Parametry MC9S08FL:

- Napájení 4,5 - 5,5 V
- Celkově 32 pinů (30 vstupně-výstupních pinů, 1 vstupní a 1 výstupní pin)
- Spotřeba 5 mA
- Interní oscilátor 31,25-39,0625 kHz
- 12 kanálový, 8 bitový ADC

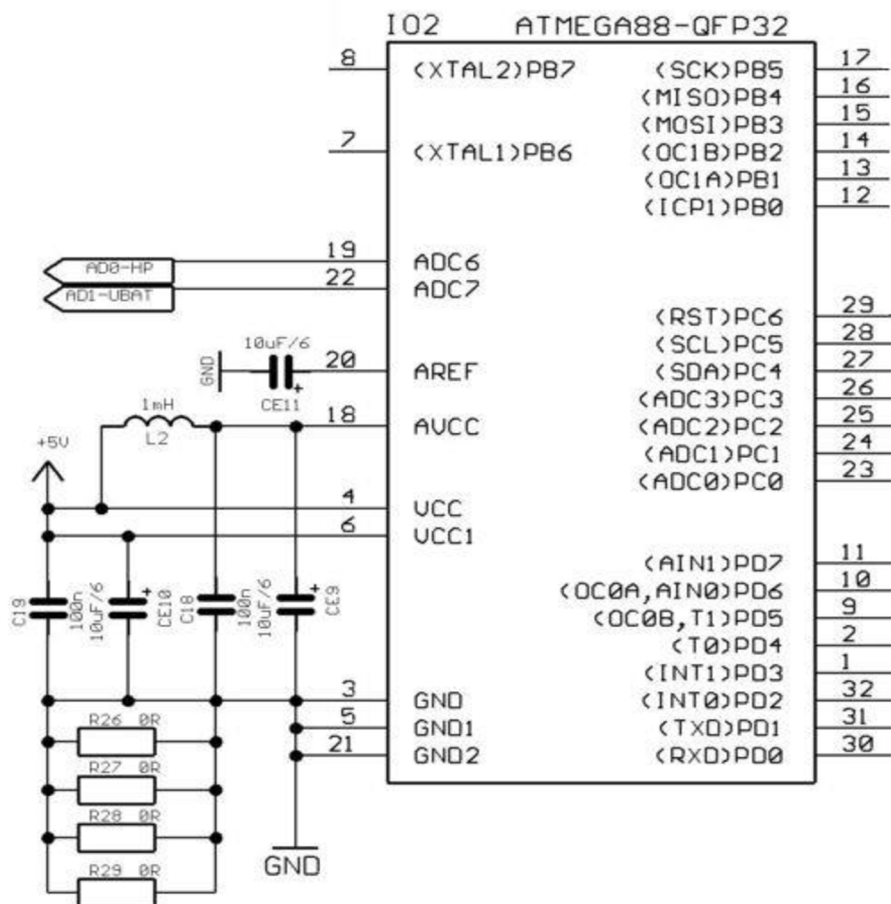
Parametry Atmega88:

- Napájení 2,7 - 5,5 V
- 32 pinů
- Interní kalibrovaný oscilátor
- 8 kanálový, 10 bitový ADC

Pro realizaci byl vybrán MCU Atmega88. Tento MCU jsem vybral z důvodu dřívější práce s tímto typem, je mi známé programové prostředí, na trhu je dostupnější než MCU od Motoroly. Jedná se o výkonný, nízkopříkonový 8 bitový mikrokontrolér, který nabízí větší rozsah napájení v porovnání s modelem od Motoroly a nižší spotřebu.

## Využití pinů MCU:

- K napájení MCU byli využity piny 4, 6, 18
- Vstupní signál je přiveden na pin 19
- Pro indikaci stavu baterie je využit pin 22
- Na piny 14,15, 17, 28 je připojen D/A převodník
- Čtyři tlačítka jsou připojena na piny 7, 8, 12, 13
- Komunikaci s displejem zajišťují piny 23, 24, 25
- Pin 27 slouží k zapnutí displeje přes tranzistor
- Pinem 26 se pomocí signálu SHDN bude vypínat a zapínat výstupní OZ



Obrázek 21. Piny MCU Atmega88

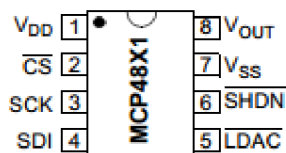
## 4.4 D/A převodník

Námi vybraný MCU nedisponuje D/A převodníkem a z toho důvodu bude řešen jako samostatný obvod. D/A převodník převádí informaci uloženou v číslicovém tvaru vystupující z mikrokontroléru na analogovou veličinu. Spolu s MCU tvoří základní zapojení pro generování různých hodnot výstupního napětí.

Požadavky na D/A převodník byly:

- 8 - bitový
- Nízkospotřebový
- Sériové zapojení
- Vlastní vnitřní referenční napětí

Na základě požadavků jsme si vybrali D/A převodník typu MCP4801[17] od společnosti Microchip. Jedná se o sériové zapojení, které jsme vybrali z důvodu nedostatku volných pinů na MCU. V našem případě, není nutná velká rychlost převodu, kterou nabízí paralelní D/A. Mezi výhody sériového D/A patří menší pouzdro a nižší cena.



Obrázek 22. Pouzdro D/A převodníku.

Pozn.: po oživení přípravku se objevil problém ve formě nekomunikujícího DA převodníku. Proto byl následně objednan nový převodník a to typ MCP4921 [21] od stejné společnosti, který nahradil původní DA převodník.

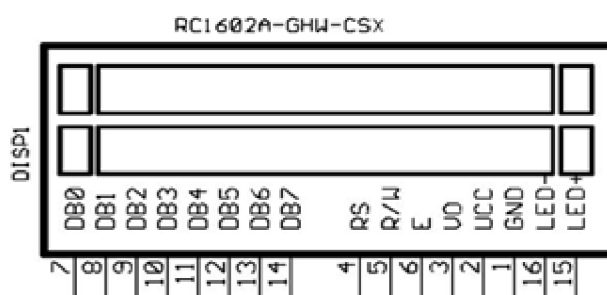


## 4.5 Ovládání

Ovládání bude realizováno pomocí čtyř tlačítek, kterými budeme ovládat možnosti nastavení, mezi které patří volba režimu, šířka stimulačního impulzu, amplituda stimulačního impulzu, nastavení tepové frekvence a přechod mezi jednotlivými obrazovkami.

## 4.6 Zobrazení

K zobrazení bude sloužit jednoduchý, dvouřádkový, alfanumerický a monochromatický displej, který s ohledem na spotřebu bude během aktivního režimu stimulace vypínat do 10s displej, pokud nebude kardiostimulátor vysílat stimulovaný signál. Displej nám bude zobrazovat informace o tepové frekvenci, indikaci stimulace, stavu baterie a také bude sloužit uživateli k obsluze kardiostimulátoru. Z výše uvedených parametrů jsme zvolili displej RC1602A-GHW-CSX[18]. Tento displej obsahuje řadič HD44780[18], který komunikuje s MCU. Funkce jednotlivých pinů je zobrazena v tabulce 2.



Obrázek 23. Piny LCD displeje

Tabulka 2. Piny, připojení a funkce.

Pin	Název	Připojení pinu	Funkce
1	VSS	Napájení	GND
2	VDD	Napájení	Napájení LCD - 3.3V
3	VO	Napájení	Kontrast
4	RS	MCU	Zápis instrukcí/dat
5	R/W	MCU	Čtení/ zápis
6	E	MCU	Schválení operace
7	DB0	MCU	Data 0
8	DB1	MCU	Data 1
9	DB2	MCU	Data 2
10	DB3	MCU	Data 3
11	DB4	MCU	Data 4
12	DB5	MCU	Data 5
13	DB6	MCU	Data 6
14	DB7	MCU	Data 7
15	LED -	Podsvícení	Anoda podsvícení
16	LED +	Podsvícení	Katoda podsvícení

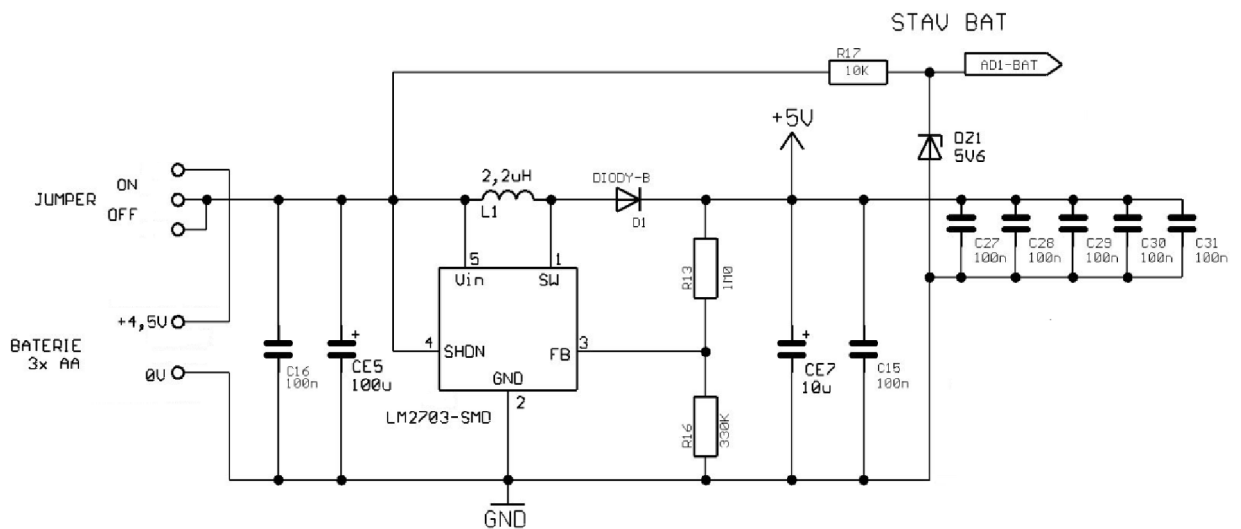
## 4.7 Napájení

Kardiostimulátor jako přístroj implantovaný do těla pacienta, nemůže být napájen síťovým napájením. Hlavním argumentem je bezpečnost a značný diskonfort pacienta. Není možné stoprocentně zajistit bezpečnost přiváděného napětí a vyloučit případné nehody, které by vedly v případě síťového napětí k možnému usmrcení. Proto již u prvních typů kardiostimulátoru byla použita baterie jako zdroj energie.

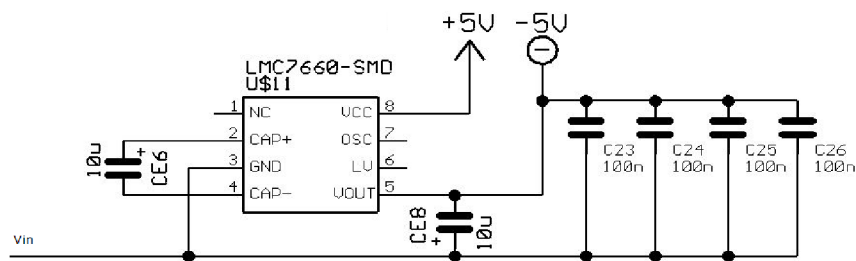
Na realizaci bych volil primární lithiové články, které se vyznačují dlouhou životností, vysokou kapacitou, nízkým samovolným vybíjením. Volil jsem nejběžnější typ článků AA (1,5V), který lze bez problému zakoupit. Z konstrukčního hlediska jsem zvolil použití tří baterií AA s celkovým ideálním napětím 4,5V v zapojení s DC/DC měničem, který transformuje napětí nahoru a díky tomu se můžeme dostat na hodnotu námi požadovaného napětí 5V, kterým jsou napájeny mikroprocesor, DA převodník a displej. Pro napájení operačních zesilovačů je zapotřebí symetrického napájení, které zajišťuje obvod LMC 7660 [22], což je invertor napětí, který pracuje na principu nábojové pumpy. Nejdříve se nabije kondenzátor ze vstupního napětí, následně se pomocí přepínačů přenesou náboj na výstupní kondenzátor s opačnou polaritou (viz obrázek 25).

Existuje také možnost použít více článků a tím získat vyšší než námi potřebné napětí, a následně ho pomocí lineárního stabilizátoru zmenšit. Nevýhody lineárního stabilizátoru jsou, že rozdíl napětí a momentální proud spotřebovává ve vlastní teplo. Proto je lepší volit DC/DC měnič, který má vysokou účinnost přenosu, tím pádem lépe hospodaří s energií baterií.

Vybrali jsme DC/DC měnič od společnosti Texas Instrument, typ LM2703[16], který disponuje výbornou účinností okolo 85% a vstupním rozsahem 2,2 až 7 V a maximálním zesílení na 21 V. Na obrázku 23 můžeme vidět schéma zapojení DC/DC měniče, doplněného o výstup pro monitorování stavu baterií, který je přiveden na MCU pin 22.



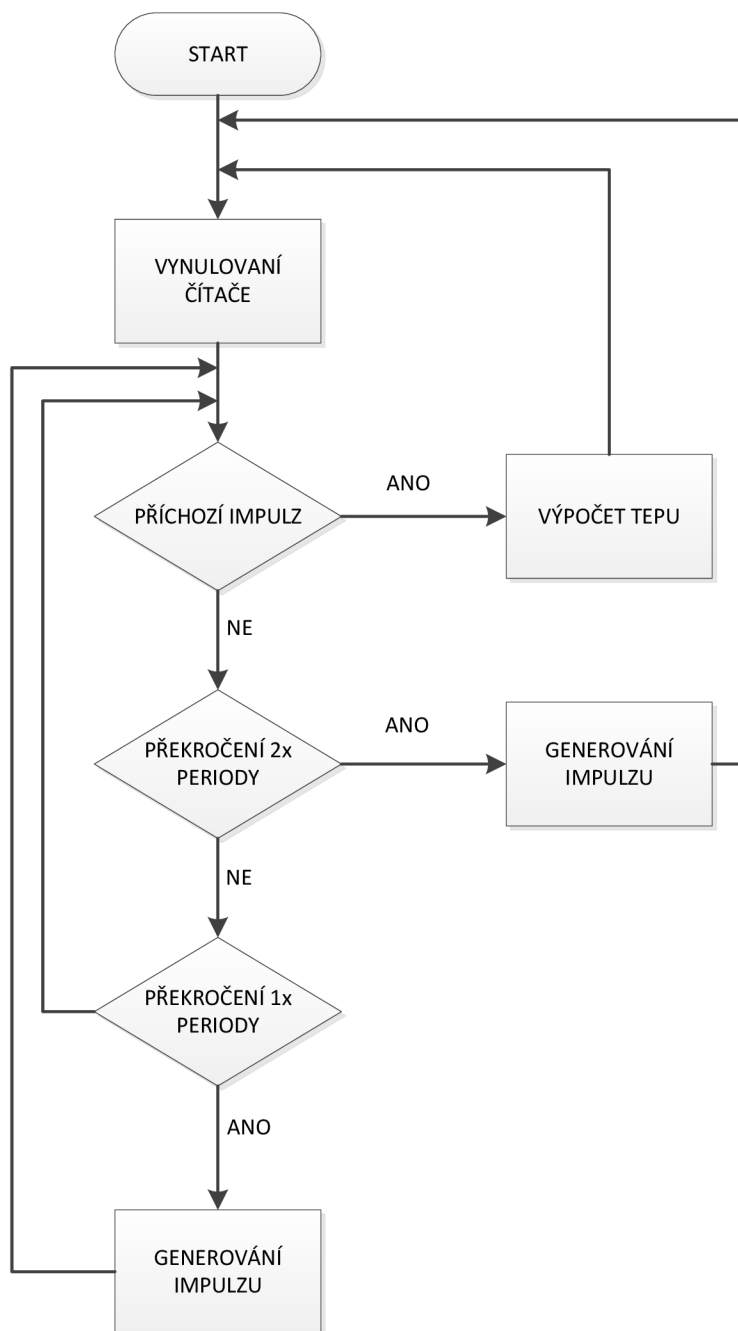
Obrázek 24. Zapojení DC/DC měniče.



Obrázek 25. Nábojová pumpa

# 5. Softwarové řešení

## 5.1 Vývojový diagram



Obrázek 26. Schéma vývojového diagramu hlavního programu.

Po spuštění hlavního programu pro stimulaci dochází k vynulování čítače a čekání na příchozí impuls. Jakmile je detekován impuls, dochází k výpočtu tepové frekvence. Výpočet tepové frekvence je proveden na základě vzorce uvedeného níže.

$$TEP = \frac{f_{CPU} \cdot 60}{DIV \cdot \text{hodnota čítače}} \quad (3)$$

Kdy  $f_{CPU}$  je frekvence mikroprocesoru (v našem případě 8 MHz), hodnota 60 je převedená hodnota jedné minuty na sekundy, DIV je hodnota předděličky čítače (1024) a hodnota čítače je aktuální hodnota na čítači.

Pokud impuls na vstup nedorazí, čítač dále inkrementuje svou hodnotu. Po překročení doby jedné periody dochází ke generování impulsu. Perioda je časový interval, který se přepočítává pro tepové frekvence vyšší než 60 tepů za minutu. Pro frekvence nižší je perioda 1s, jelikož je pevně nastavená stimulační tepová frekvence na 60 tepů (viz kapitola 5.5 Stimulační režim).

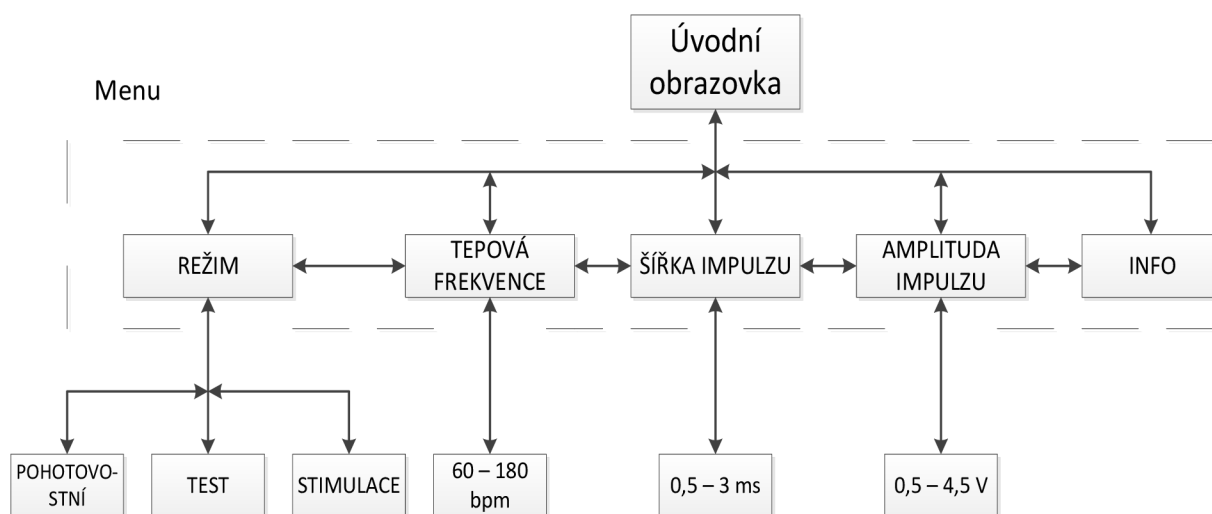
Výpočet periody dle vzorce:

$$PERIODA = \frac{60}{\text{Tepová frekvence}} \quad (4)$$

Ze vzorce vyplývá, že pokud máme tepovou frekvenci například 120, je jedna perioda 30 milisekund.

## 5.2 Obsluha LCD displeje

Po zapnutí je kardiostimulátor v pohotovostním módu, kdy je aktivní obrazovka, sledujeme měřenou tepovou frekvenci a stav baterie. Pomocí tlačítek se pohybujeme v menu kardiostimulátoru. V menu nalezneme celkově pět záložek, mezi které patří: režim, tepová frekvence, šířka impulsu, amplituda impulsu a info. V záložce režim volíme mezi pohotovostním stavem, testovacím a stimulací. Tepovou frekvenci nastavujeme v záložce shodně pojmenované a to v rozmezí 60 - 180 pulzů za minutu s krokem 15. Následují záložky šířka impulsu a amplituda impulsu, kde se nastavuje doba trvání generovaného stimulačního impulsu a jeho amplituda. Přechod mezi jednotlivými možnostmi je realizován tlačítky plus a mínus, návrat tlačítkem end a vstup tlačítkem menu.



Obrázek 27. Schéma obsluhy kardiostimulátoru

### 5.3 Detekce R vlny

Detekce je realizována softwarově pomocí klopného obvodu s hysterezí a proměnnou prahovou hodnotou. Prahová hodnota je vypočítávána průměrováním vstupních dat. Tuto metodu jsem zvolil z důvodu dřívější detekce R vlny a tím také včasného vyslání stimulačního impulsu v porovnání s metodou s přednastavenou pevnou prahovou hodnotou.

Níže je uveden část zdrojového kódu pro detekci R vlny. V podmínce `if` se ověří, zda není zvolen testovací režim, při kterém jsou ignorovány příchozí R vlny. Je vytvořen práh na základě průměrné hodnoty předchozích hodnot z AD převodníku. Jestliže je aktuální hodnota větší jak prahová a zároveň nejsme v průběhu detekované R vlny, tak je tento časový okamžik považován za začátek R vlny. Z časovače je jeho hodnota uložena do proměnné `temp` a následně je vyresetován do nulové hodnoty. Je nastaven příznak detekované R vlny a ověřeno jestli se nejedná o první příchozí R vlnu. V případě, že se nejedná o první vlnu je vypočtena tepová frekvence na základě rozdílu předchozí a aktuální hodnoty časovače. Po poklesu napětí na AD převodníku pod prahovou hodnotu, je vynulován příznak detekované R vlny.

```

if ((mode != 1) & (adc_delay == 0)) // detekce R vlny, pokud není zvolen testovací
mod
{
    if ((pulse_in == 0) & (adc > (adc_avg + 15))) // začátek R vlny
    {
        uint16_t temp = TCNT1;
        TCNT1 = 0x0000; // reset timer1
        pulse_in = 1;
        if (pulse_first == 0)
        {
            temp /= 10;
            pulse = (uint8_t)(48300/temp);
        }
        else pulse_first = 0;
        if (menu_pos == 0) refresh = 1;
    }
    else
    if ((pulse_in == 1) & (adc < (adc_avg + 5))) // konec R vlny
    {
        pulse_in = 0;
    }
}

```

## 5.4 Testovací režim

Tento režim byl vytvořen k ověření a otestování správnosti generovaného impulsu. Během činnosti tohoto režimu není aktivní detekce R vlny, tudíž se ani nesnímá vstupní EKG signál. Na úvodní obrazovce vidíme aktuální nastavenou hodnotu tepové frekvence, stav baterie a nápis „Testovací režim!“.

Ukázka zdrojového kódu testovacího režimu. Podmínkou se ověří, zdali byl zvolen tlačítkem testovací režim, jestliže ano je vyresetován časovač a nastavená délka a výška generovaných impulsů do proměnných `dac_time` a `dac_output`. Na displej je vypsána hláška o aktivním testovacím režimu.

```

if (mode == 1) // testovací režim
{
    TCNT1 = 0x0000; // reset timer1
    dac_time = dac_time_set;
    dac_output = dac_output_set;
    isr_enable(0); // zakázání nepotřebných prerusení
    if (menu_pos == 0) refresh = 1;
}

```



Obrázek 28. Vyobrazení na displeji: Aktivní testovací režim

## 5.5 Stimulační režim

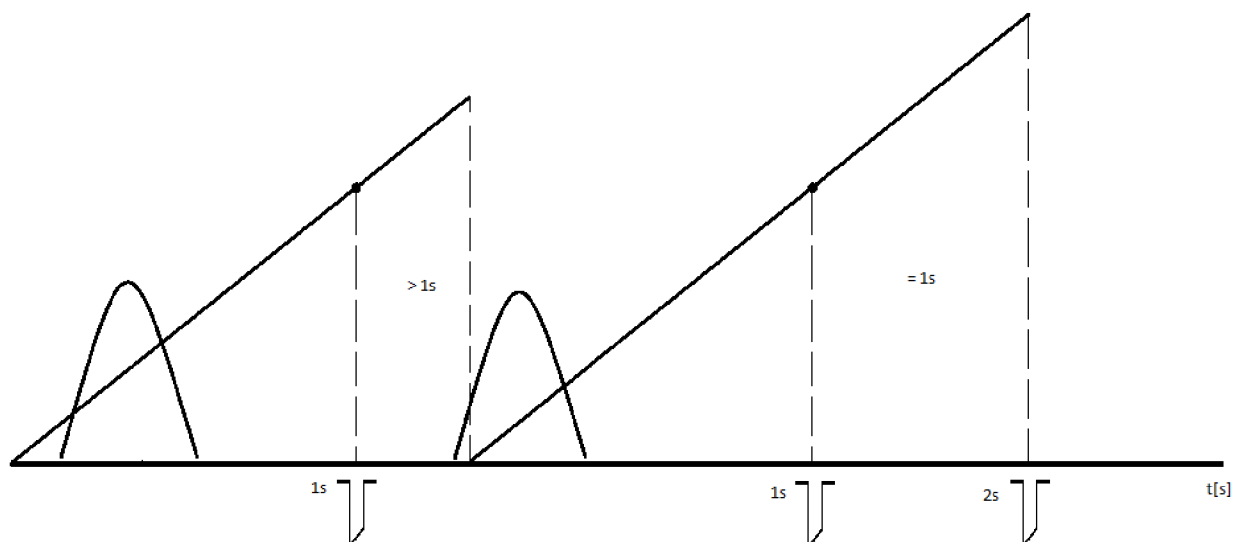
Základ stimulačního režimu je podobný jako u testovacího - generování stimulačního impulzu, jen s tím rozdílem, že vyslání impulzu na výstup je podmíněno detekcí, respektive nedetekcí R vlny na vstupu. Kardiostimulátor má nastavenou prahovou hodnotu tepové frekvence na 60 tepů za minutu. Pokud poklesne tepová frekvence pod tuto hodnotu, vysílá kardiostimulátor pravidelné impulzy s tepovou frekvencí 60. Aby nedocházelo ke kompetitivní stimulaci, tj. kolizi stimulačního impulzu a vlastní srdeční aktivity, což byl například případ prvních stimulačních režimů tzv. asynchronní režim V00, je důležité správné načasování čítače a splnění stanovených podmínek. Načasování stimulace ve vulnerabilním intervalu (oblast T vlny) může způsobit komorovou tachykardii.

Na obrázku 30 je vidět názorné nastavení čítače pro stimulaci 60 tepy za minutu, při poklesu tepové frekvence pod nastavenou prahovou hodnotu. Tato hodnota je pevně nastavena na 60 tepů za minutu. Detekuje se R vlna na náběžné hraně, čítač čítá po dobu 1s (perioda). Pokud do této doby nepříjde další R vlna (ve skutečnosti nemůže přijít, když je tepová frekvence menší jak 60), vyšle stimulační impulz a pokračuje v počítání další 1s (2x perioda). Jakmile do doby menší než 120 milisekund detekuje vlastní R vlnu, čítač se resetuje a počítá znovu 1s. Po uplynutí 1s vysílá impulz. Pokud by nastala situace, že v intervalu od 60 - 120 milisekund nepříjde R vlna, vysílá po 120 milisekundách od vyresetování čítače vlastní impulz.

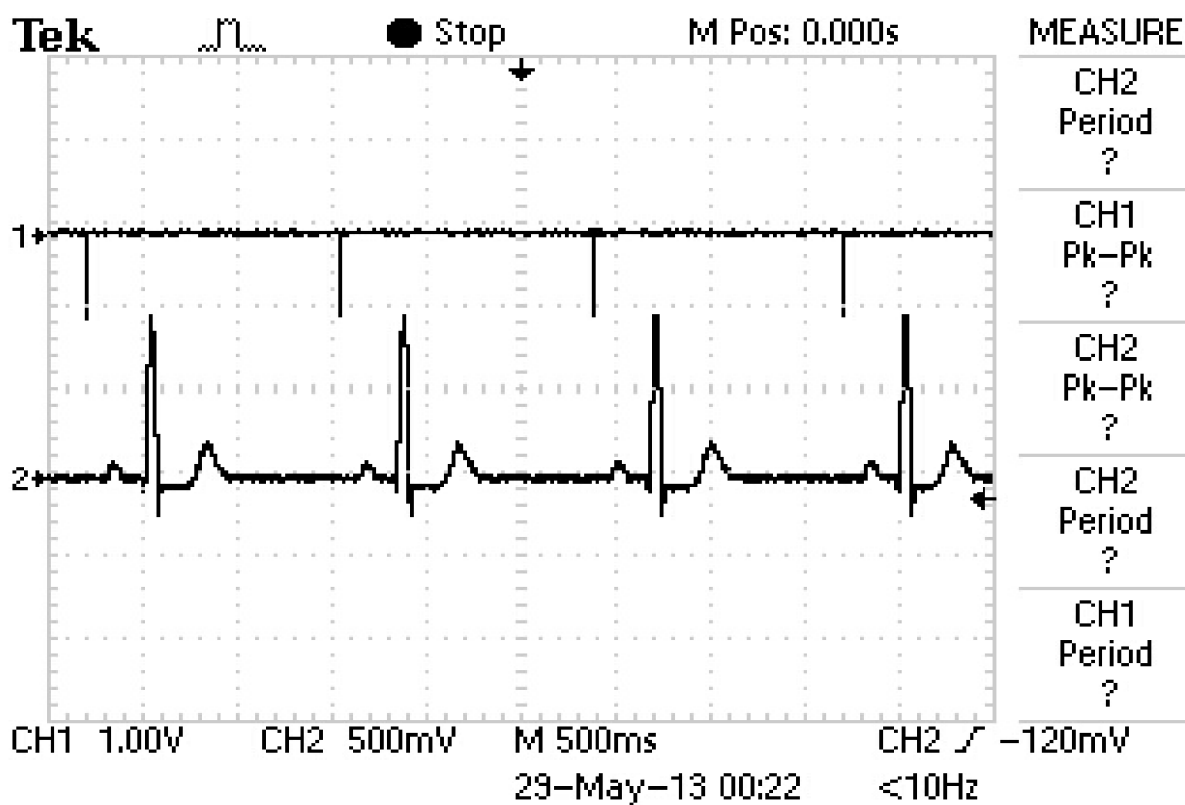


Obrázek 29. Vyobrazení na displeji: Režim stimulace při tepu 45 tepů za minutu



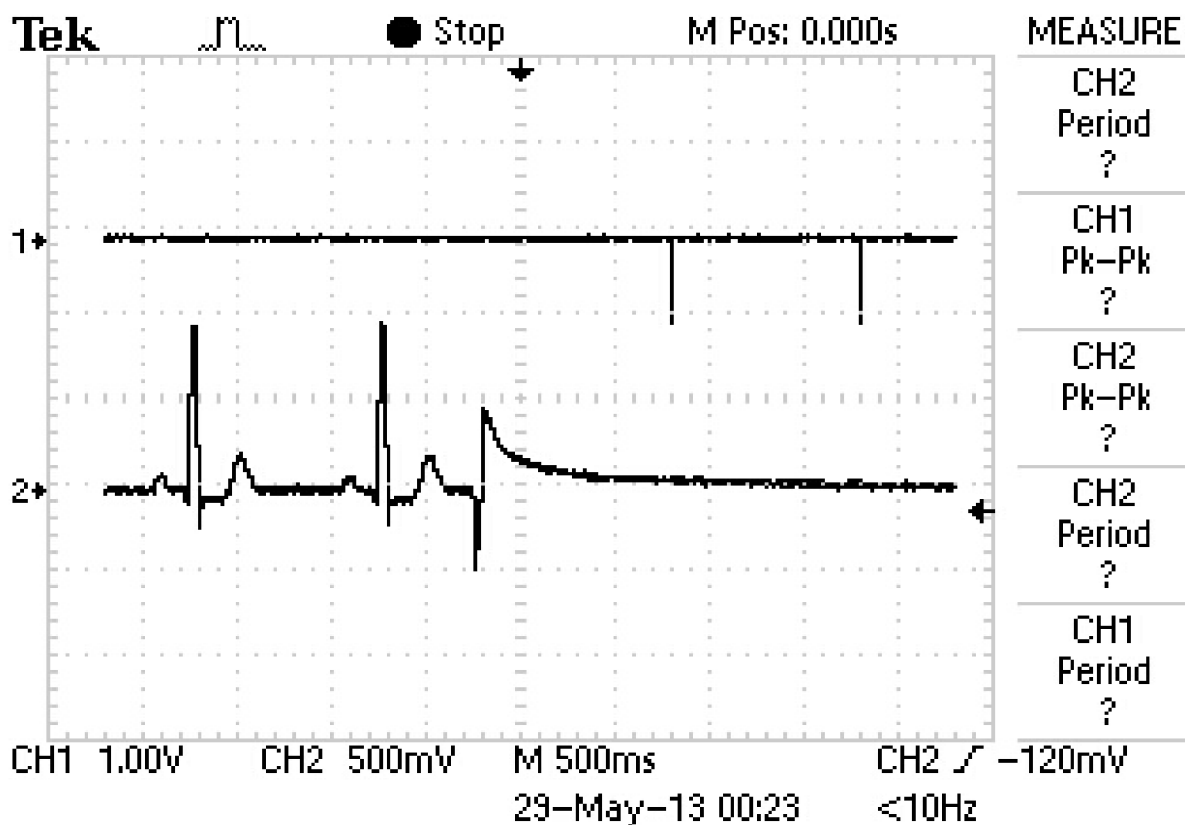


Obrázek 30. Časování během stimulace při tepové frekvenci menší jak 60.



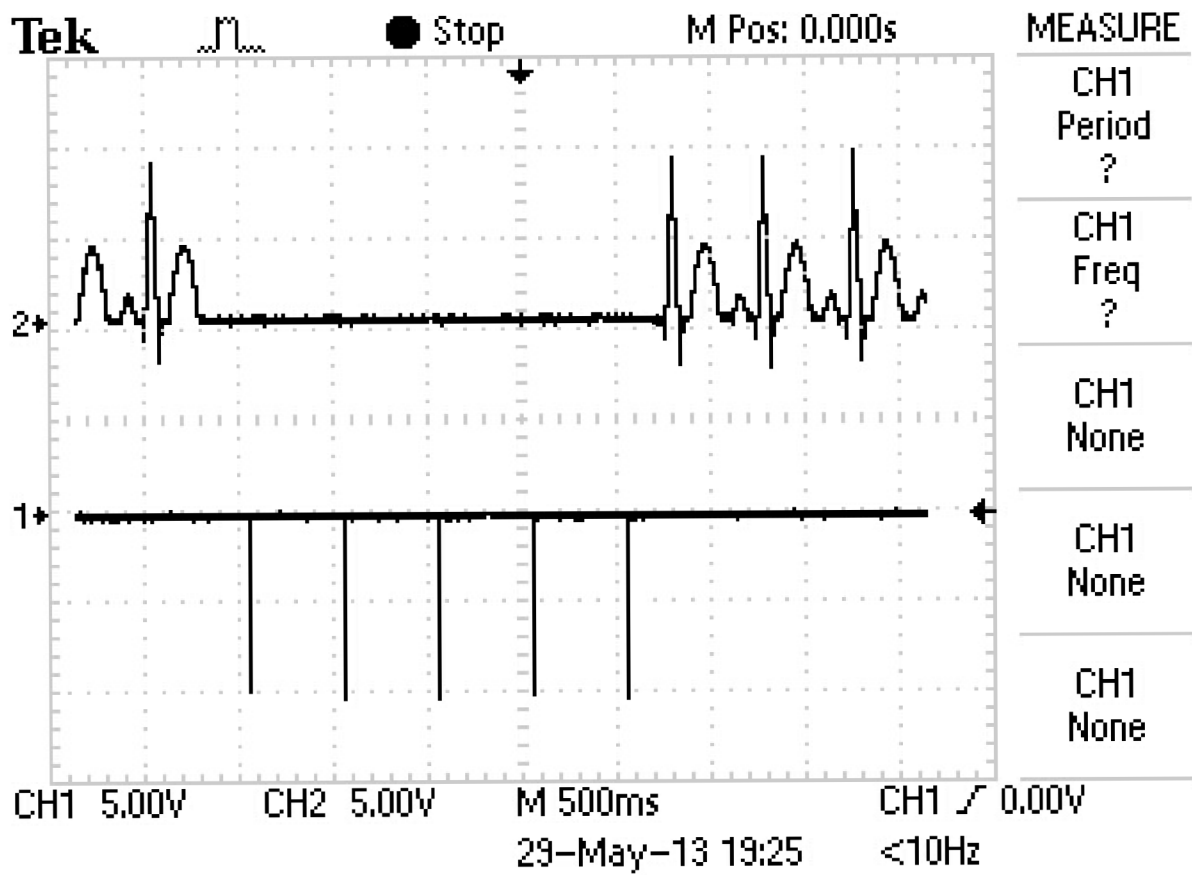
Obrázek 31. Názorná ukázka stimulace 60 tepy za minutu při vlastní činnosti 45 tepů za minutu

Pokud je potřeba stimulovat frekvencemi vyššími než 60 tepů za minutu, tak si v záložce menu a tepová frekvence nastavíme námi požadovanou tepovou frekvenci. Stimulační impuls bude generován s pevnou opakovací frekvencí, jakmile dojde k výpadku vstupního EKG signálu. Impuls bude vysílán na základě stanovené podmínky o detekci R vlny a následném časování. Na obrázku číslo 32 je znázorněn simulovaný výpadek při tepové frekvenci 60, kdy signál 1 je výstup kardiostimulátoru, signál 2 je vstupní EKG signál.



Obrázek 32. Simulovaný výpadek EKG signálu, náhled obrazovky osciloskopu.

Správnou funkci kardiostimulátoru jsem také otestoval s přípravkem od kolegy Michala Ruttkaye, který vytvořil funkční generátor EKG signálu. Testování proběhlo na tepových frekvencích 60, 120, 180. Kardiostimulátor vždy reagoval na výpadek EKG signálu vysláním stimulačních impulsů o frekvenci shodné se vstupním EKG signálem. Po obnovení aktivity EKG signálu došlo k ukončení generování impulsů (viz obrázek 33). Ve skutečnosti by měl EKG generátor zareagovat již na první generovaný stimulační impuls a obnovit svou vlastní činnost. Jak je z obrázku 32 patrné, generátor takto nečinný, nemá totiž automatickou detekci stimulačních impulsů, realizace obnovení signálu je prováděna manuálně pomocí tlačítka.



Obrázek 33. Test kardiostimulátoru s EKG generátorem, náhled obrazovky osciloskopu.

## 6. Závěr

Bakalářskou prací popisují vývoj a realizaci práce na téma Kardiostimulátor typu On Demand řízený mikrokontrolérem. Základním požadavkem bylo vytvořit blokové schéma, od kterého se odvíjela další práce.

Seznámil jsem se s problematikou EKG signálu a různých druhů kardiostimulátorů, kdy nás zajímal především typ On Demand. Správné pochopení problematiky bylo základem k funkčnímu návrhu vlastního kardiostimulátoru.

Dle zvolených parametrů jsem vybral mikrokontrolér, navrhl vstupní, výstupní a napájecí blok. Vstupní a výstupní filtr jsem navrhoval v programovém prostředí FilterPro od společnosti Texas Instrumenst. Navržené schéma bylo sestaveno na nepájivém poli a po připojení zdroje symetrického napájení jsem otestoval funkčnost jednotlivých bloků. Na základě návrhu byla vyhotovena deska plošných spojů. Po vyhotovení přípravku následovalo ověření funkčnosti.

Realizoval jsem program pro mikrokontrolér od společnosti Atmel ve vývojovém prostředí Atmel Studio 6.1 v programovém jazyce C. Program byl napsán s ohledem na jednoduchost, ovládání řešené pomocí tlačítek, textový výstup je vypisován na displej.

Funkčnost přípravku v testovacím režimu byla ověřena pomocí osciloskopu, kdy jsem sledoval změnu šířky impulzu, změnu amplitudy a tepové frekvence na základě nastavených vstupních parametrů. Po připojení EKG generátoru byl testován režim stimulace, přičemž docházelo k simulování náhodných výpadků EKG signálu a následného generování stimulačního impulzu s pevnou opakovací frekvencí.

## 7. Seznam použité literatury:

- [1] LUKL, J., Trvalá kardiostimulace, 2001, s. 8. Dostupný z WWW:  
<<http://www.cls.cz/dokumenty2/os/r127.rtf> >
- [2] LIPOLDOVÁ J., NOVÁK M.. Historie trvalé kardiostimulace. Kardiologická revue [online]. Duben 2006, č. 8 [cit. 2012-12-02]. Dostupný z WWW:  
<[http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr\\_06\\_04\\_04.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_06_04_04.pdf) >
- [3] KORPAS, D.: *Kardiostimulační technika*. 1. vydání. Praha: Mladá fronta a.s. 2011. 206 s. ISBN 978-80-204-2492-1
- [4] HAMPTON, R. J.: *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0
- [5] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P., *Biologie člověka*. VUT FE, Brno, 2003
- [6] ČIHÁK, R. Anatomie 3. 1. vyd. Praha: Grada 2003, 516 s. ISBN 80 – 7169 – 970 – 5
- [7] KITTNAR, Otomar et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing a.s., 2011. ISBN 8024730685, 9788024730684 není třeba
- [8] OSMANČÍK, Pavel. *EKG UČEBNICE* [online]. 2012 [cit. 2012-12-09]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ekg-ucebnice.cz>
- [9] *EKG* [online]. © IKEM 2006-2011 [cit. 2012-12-09]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1003983>
- [10] HAMAN, P.: *Výukový web EKG* [online]. Poslední aktualizace 2.3.2006 [cit. 2012-12-12]. Dostupné z: <http://www.ekg.kvalitne.cz>
- [11] KHAN, M. G.: *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Nakladatelství Grada Publishing a.s., 2005. 348s. ISBN: 80-247-0910-4
- [12] *Zásady pro implantace kardiostimulátorů, implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a srdeční resynchronizační léčbu 2009* [online]. [cit. 2012-12-09]. Dostupné z: <http://www.kardio-cz.cz>
- [13] S08FL Microcontrollers [PDF]. Freescale semiconductor, 2010. Rev. 2. Dostupný z <http://www.freescale.com/>

- [14] TLV2374: Rail-To-Rail Operational amplifiers with shutdown. *Texas Instruments Incorporated* [online]. 2005 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/slos270d/slos270d.pdf>
- [15] Texas Instruments: TLV2373. *Texas Instrument Incorporated* [online]. 2001-2005 [cit. 2013-05-26]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv2373.pdf>
- [16] LM2703: Micropower Step-Up DC/DC Converter. *Texas Instruments Incorporated* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/snvs172e/snvs172e.pdf>
- [17] MCP4801: Digital-to-Analog Converter. *Microchip Technology Inc.* [online]. 2010 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22244B.pdf>
- [18] RC1602A-GHW-CSX. RAYSTAR OPTRONICS [online]. 2009 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.tme.eu/cz/Document/a0c996344b6b271317553b0a85edd47b/rc1602a-ghw-csx.pdf>
- [19] FDV304P: Digital FET. Fairchild semiconductor [online]. 1997 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.fairchildsemi.com/ds/FD/FDV304P.pdf>
- [20] Atmega88: megaAVR Microcontroller. Atmel Corporation [online]. 2011 [cit. 2013-05-27]. Dostupné z: <http://www.atmel.com/Images/doc2545.pdf>
- [21] MCP4921. Microchip: Digital-to-Analog Converter [online]. 2010 [cit. 2013-05-27]. Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/22248a.pdf>
- [22] LMC7660. *Texas Instruments* [online]. 1997-2013, 2013 [cit. 2013-05-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmc7660.pdf>

## 8. Seznam obrázků

Obrázek 1. Akční potenciál na membráně buňky pracovního myokardu a převodního systému[2].	5
Obrázek 2. Základní parametry fyziologického EKG [2].	6
Obrázek 3. Rozmístění EKG elektrod během měření[4].	7
Obrázek 4. AV blok I. stupně	7
Obrázek 5. AV blok II. stupně Wenckebachova typu	7
Obrázek 6. AV blok II. stupně Mobitz	8
Obrázek 7. AV blok III. stupně	8
Obrázek 8. Blokové schéma kardiostimulátoru.	14
Obrázek 9. Vnitřní zapojení operačního zesilovače TLV2374[14].	15
Obrázek 10. Schéma zapojení předzesilovače.	16
Obrázek 11. Schéma zapojení aktivní horní propusti.	17
Obrázek 12. Schéma zapojení aktivní dolní propusti.	17
Obrázek 13. Schéma zapojení dvoucestného usměrňovač.	18
Obrázek 14. Usměrněný EKG signál, náhled obrazovky osciloskopu	19
Obrázek 15. Vyhlazení usměrněného signálu aktivní DP, náhled obrazovky osciloskopu	19
Obrázek 16. Špičkový detektor obálka EKG signálu, náhled obrazovky osciloskopu	20
Obrázek 17. Špičkový detektor - detail zákmitu na náběžné hraně, náhled obrazovky osciloskopu	20
Obrázek 18. Schéma zapojení výstupní dolní propusti.	21
Obrázek 19. Schéma zapojení koncového OZ	22
Obrázek 20. Porovnání signálu 1 a signálu 2, náhled obrazovky osciloskopu	22
Obrázek 21. Piny MCU Atmega88	24
Obrázek 22. Pouzdro D/A převodníku.	25
Obrázek 23. Piny LCD displeje	26
Obrázek 24. Zapojení DC/DC měniče.	28

Obrázek 25. Nábojová pumpa .....	28
Obrázek 26. Schéma vývojového diagramu hlavního programu. ....	29
Obrázek 27. Schéma obsluhy kardiostimulátoru .....	31
Obrázek 28. Vyobrazení na displeji: Aktivní testovací režim.....	33
Obrázek 29. Vyobrazení na displeji: Režim stimulace při tepu 45 tepů za minutu .....	33
Obrázek 30. Časování během stimulace při tepové frekvenci menší jak 60. ....	34
Obrázek 31. Názorná ukázka stimulace 60 tepy za minutu při vlastní činnosti 45 tepů za minutu .....	34
Obrázek 32. Simulovaný výpadek EKG signálu, náhled obrazovky osciloskopu. ....	35
Obrázek 33. Test kardiostimulátoru s EKG generátorem, náhled obrazovky osciloskopu. ....	36



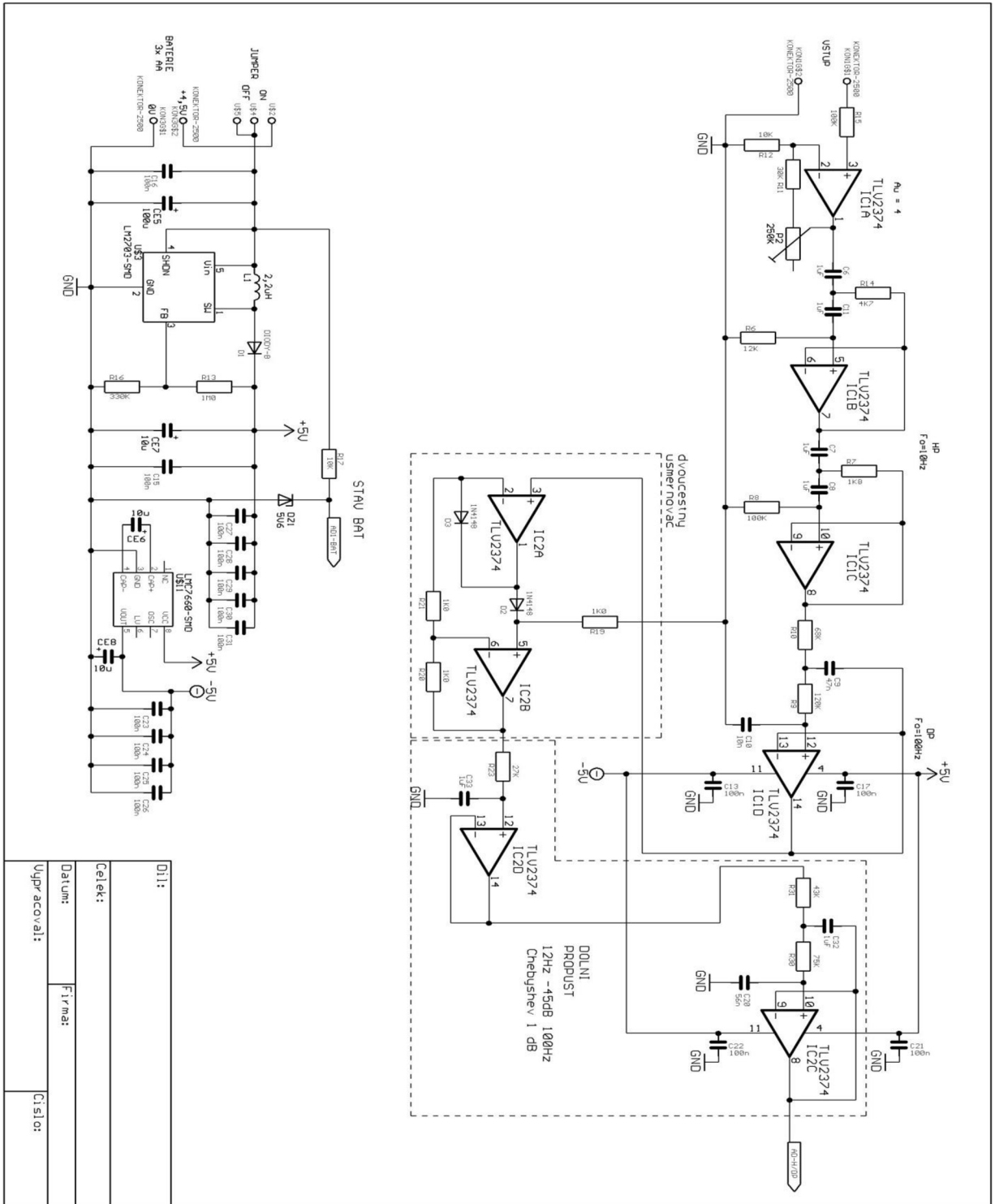
## 9. Seznam tabulek

Tabulka 1. Kódy kardiostimulačních režimů NBG/ NASPE[2]. **Chyba! Záložka není definována.**

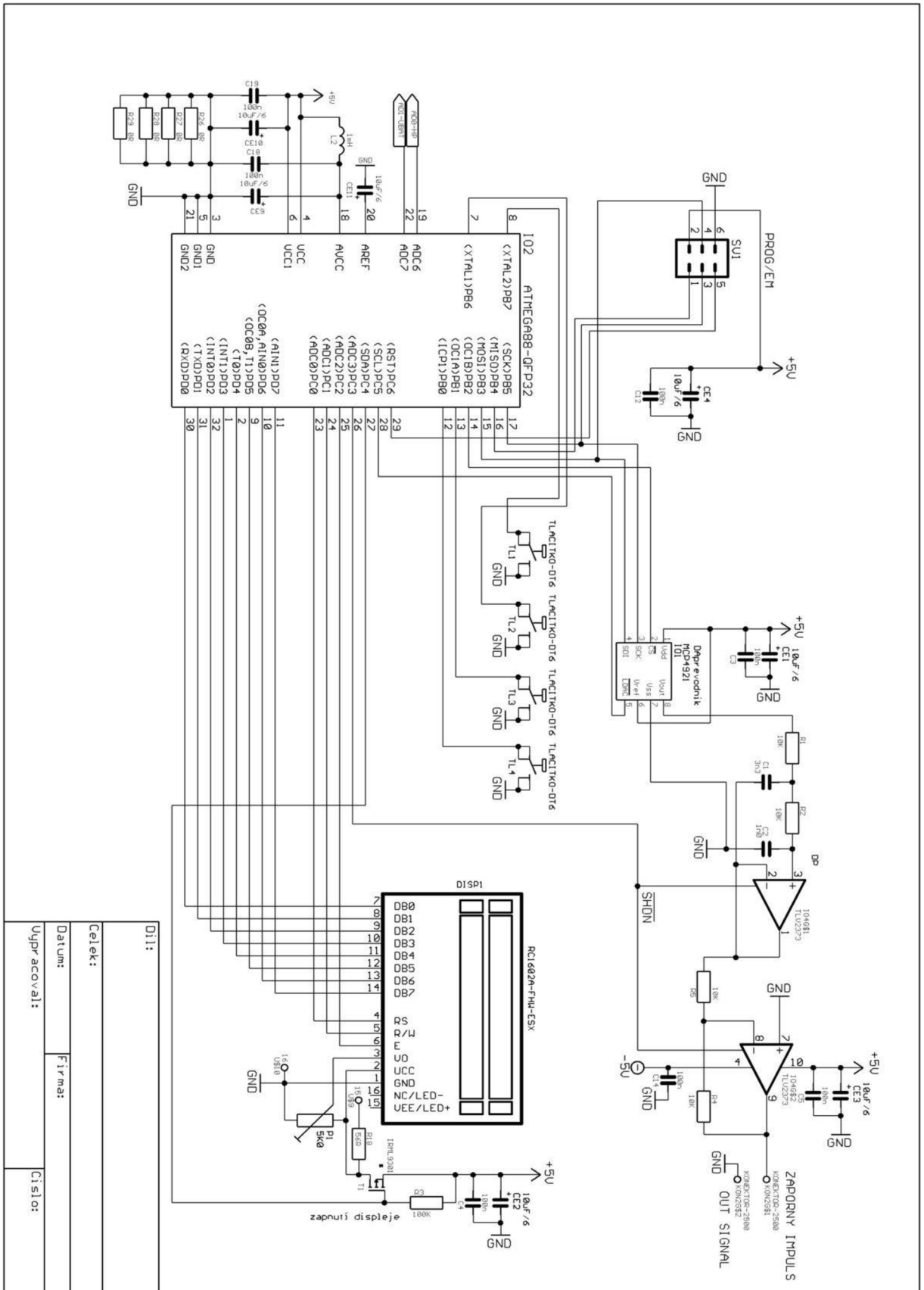
Tabulka 2. Piny, připojení a funkce..... **Chyba! Záložka není definována.**

# 10. Příloha

Schéma vstupního zapojení:



# Schéma výstupního zapojení:



D11:	
Četlek:	
Datum:	Firma:
Vypracoval:	Číslo:

Obrázek přípravku Kardiostimulátor on Demand:

