

# 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

NÁVRH KARDIOSTIMULÁTORU TYPU "ON DEMAND" ŘÍZENÉHO  
MIKROPOČÍTAČEM

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

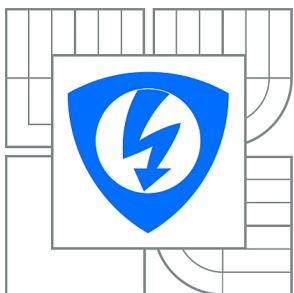
Bc. VERONIKA JAROŠOVÁ

BRNO 2014



**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

# **NÁVRH KARDIOSTIMULÁTORU TYPU "ON DEMAND" ŘÍZENÉHO MIKROPOČÍTAČEM**

DESIGN OF THE ON DEMAND PACEMAKER CONTROLLED BY MICROCONTROLLER

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. VERONIKA JAROŠOVÁ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. JIŘÍ SEKORA**

BRNO 2014



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. Veronika Jarošová

**ID:** 124993

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

**Návrh kardiostimulátoru typu "On Demand" řízeného mikropočítačem**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte průběh fyziologického i patologického EKG, seznámte se s teorií kardiostimulátorů, především typu On Demand. 2) Navrhněte zařízení bateriemi napájeného kardiostimulátoru řízeného mikropočítačem. Kardiostimulátor bude inhibován R vlnou a bude adaptivní na tepovou frekvenci zdrojového signálu. 3) Proveďte systémový návrh zařízení, navrhněte elektrické schéma zapojení a sestavte program pro mikroprocesor. 4) Proveďte návrh s ohledem na minimální potřebu celého zařízení s ohledem na napájení bateriemi. V práci se věnujte energetické bilanci obvodů zařízení. 5) Navržený přípravek kardiostimulátoru realizujte a ověřte správnost jeho funkce na simulátoru EKG. Navrhněte desky plošných spojů a celkové elektrické schéma zapojení.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] DUBIN, Dale. Rapid interpretation of EKG's: ... an interactive course. 6th ed. Tampa: COVER, c2000, x, 368 s. ISBN 09-129-1206-5.

[2] MATOUŠEK, David. Práce s mikrokontroléry atmel AVR AT90S. 1. vyd. Praha: BEN, 2003, 375 s. ISBN 80-730-0088-1.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 31.7.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Sekora

**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**

Cílem této diplomové práce je návrh a realizace kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikropočítačem. Práce je členěna do čtyř tématických okruhů. Pro správný návrh celého systému je nutné nejprve správně porozumět elektrofyziologii buňky a anatomii srdce, včetně kardiologických arytmií, jež jsou s kardiostimulátory spjaty. Kardiostimulátor je inhibován R vlnou a je adaptivní na tepovou frekvenci zdrojového signálu. Celý systém je bateriově napájen a je brán ohled na napájení systému bateriemi. Funkčnost obvodu je realizována na simulátoru EKG. V diskuzi jsou navržena vhodná rozšíření.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Elektrokardiogram, kardiostimulátor, kardiostimulační impuls, arytmie, operační zesilovač, Arduino

## **ABSTRACT**

The aim of this diploma work is the suggestion and realization of a cardiostimulator of „On Demand“ type operated by microcontroller. The work is structured on four thematic parts. For the correct suggestion of the whole system, firstly is necessary to understand correctly the cell's electrophysiology and heart's anatomy, inclusive the cardiology arrhythmia, which are adherent to cardiostimulators. The cardiostimulator is inhibited by the R-wave and is adaptive on a pulse rate of a source signal. The whole system is supplied by batteries and this supplying is taken into consideration. The network's functionality is realized on the ECG simulator. There are suggested the suitable enhancements in discussion.

## **KEYWORDS**

Electrocardiogram, pacemaker, pacemaker pulse, arrhythmia, operational amplifier, Arduino

JAROŠOVÁ, Veronika *Návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikrokontrolérem*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 77 s. Vedoucí práce byl Ing. Jiří Sekora

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikrokontrolérem“ jsem 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 této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce panu Ing. Jiřímu Sekorovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>Srdce</b>	<b>14</b>
2.1	Anatomie srdce . . . . .	14
2.2	Elektrofyzologie buňky . . . . .	16
2.3	Převodní systém . . . . .	18
2.4	Elektrofyzologie srdce . . . . .	19
2.4.1	Fyziologická křivka EKG . . . . .	19
2.5	Vybrané srdeční poruchy . . . . .	21
2.5.1	Sinusová bradykardie a tachykardie . . . . .	22
2.5.2	Komorová tachykardie . . . . .	23
2.5.3	Komorové extrasystoly . . . . .	23
2.5.4	Fibrilace síní . . . . .	24
2.5.5	Fibrilace komor . . . . .	24
2.5.6	Sinoatriální blokáda I.-III. stupně . . . . .	24
2.5.7	Atrioventrikulární blokáda I.-III. stupně . . . . .	25
2.5.8	Raménkové blokády . . . . .	26
<b>3</b>	<b>Kardiostimulace</b>	<b>27</b>
3.1	Historie . . . . .	27
3.2	Kardiostimulační režimy snímání . . . . .	28
3.3	Kardiostimulační systémy . . . . .	29
3.3.1	Konfigurace . . . . .	29
3.3.2	Kardiostimulační impedance . . . . .	29
3.3.3	Základní parametry . . . . .	30
3.3.4	Hystereze . . . . .	32
3.3.5	Stimulace s adaptivní frekvencí . . . . .	32
3.4	Typy stimulace . . . . .	32
3.4.1	Asynchronní stimulace . . . . .	33
3.4.2	Synchronní stimulace . . . . .	33
3.5	Indikace . . . . .	34
3.6	Kontraindikace . . . . .	34
<b>4</b>	<b>Akvizice biologických signálů</b>	<b>36</b>
4.1	Snímání biologických signálů . . . . .	36
4.2	Zesílení biologických signálů . . . . .	37
4.2.1	Operační zesilovače . . . . .	37

4.3	Odvození tepové frekvence . . . . .	39
4.3.1	Detekce R vlny . . . . .	39
<b>5</b>	<b>Systémové řešení</b>	
	<b>kardiostimulátoru</b>	<b>41</b>
5.1	Návrh pevných částí kardiostimulátoru . . . . .	41
5.1.1	Ochranný obvod . . . . .	42
5.1.2	Filtr se zesilovačem . . . . .	42
5.1.3	Mikrokontrolér . . . . .	43
5.1.4	D/A převodník . . . . .	44
5.1.5	DC/DC měnič . . . . .	44
5.1.6	Koncový stupeň . . . . .	45
5.2	Napájení . . . . .	46
5.2.1	Vývoj baterií v kardiostimulátorech . . . . .	46
5.2.2	Výběr akumulátoru . . . . .	46
5.2.3	Stav baterie . . . . .	47
<b>6</b>	<b>Ověření řešení a funkce</b>	<b>50</b>
6.1	Realizace hardware . . . . .	50
6.1.1	Zesílení a filtrování EKG signálu . . . . .	50
6.1.2	Mikrokontrolér . . . . .	50
6.1.3	D/A převodník . . . . .	51
6.1.4	Signalizace . . . . .	51
6.2	Softwarová realizace . . . . .	52
6.2.1	Vývojové diagramy . . . . .	53
6.2.2	Popis programu . . . . .	54
<b>7</b>	<b>Diskuze</b>	<b>63</b>
<b>8</b>	<b>Závěr</b>	<b>65</b>
	<b>Literatura</b>	<b>66</b>
	<b>Seznam zkratk</b>	<b>69</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>70</b>
<b>A</b>	<b>Přílohy</b>	<b>71</b>
A.1	Seznam použitých součástek . . . . .	71
A.2	Elektrické schéma návrhu . . . . .	73
A.3	DPS návrhu kardiostimulátoru . . . . .	74

A.4 Elektrické schéma realizace . . . . .	75
A.5 Zapojení v nepárovém poli . . . . .	76

# SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Řez srdcem, převzato z [3]. . . . .	15
2.2	Buňka s membránou a elektrolyty, převzato z [8]. . . . .	16
2.3	Akční napětí na membráně buňky pracovního myokardu. . . . .	17
2.4	Převodní systém, převzato z [8]. . . . .	18
2.5	Časový průběh křivky EKG, převzato z [6]. . . . .	20
2.6	Intrakardiální EKG. . . . .	21
2.7	Sinusová bradykardie, převzato z [5]. . . . .	22
2.8	Sinusová tachykardie, převzato z [5]. . . . .	22
2.9	Komorová tachykardie, převzato z [5]. . . . .	23
2.10	Komorové extrasystoly. . . . .	23
2.11	Fibrilace síní, převzato z [5]. . . . .	24
2.12	Fibrilace komor, převzato z [5]. . . . .	24
2.13	Druhy AV blokad. . . . .	25
3.1	Režim VDD, převzato z [16]. . . . .	29
3.2	Určení amplitudy a šířky impulsu, upraveno a převzato z [1]. . . . .	31
4.1	Aktivní elektroda se spirálkou v hrotu, převzato a upraveno z [17]. . . . .	36
4.2	Pasivní elektrody, převzato a upraveno z [17]. . . . .	37
4.3	Neinvertující zesilovač, převzato a upraveno z [19]. . . . .	38
4.4	Doba ustálení, převzato z [21]. . . . .	39
5.1	Systémový návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“. . . . .	41
5.2	Blokové schéma principu kardiostimulátoru „On Demand“. . . . .	42
5.3	Ochranný obvod proti defibrilačnímu impulsu. . . . .	42
5.4	Vpravo operační zesilovač OPA348 s naznačenými výstupy, vpravo zapojení zesilovače OPA348, tvořící filtr pro 50 Hz. Převzato a upraveno z [26] . . . . .	43
5.5	DC/DC měnič LMC7660, převzato a upraveno z [27]. . . . .	44
5.6	Aktivní filtr typu dolní propust, převzato a upraveno z [28]. . . . .	45
5.7	Stádia životnosti baterie, převzato a upraveno z [1]. . . . .	48
5.8	Vliv poklesu baterie na EKG křivku, převzato a upraveno z [34]. . . . .	49
6.1	D/A převodník řešený jako odporový dělič. . . . .	52
6.2	Průběh EKG s LED označením pro vizualizaci. . . . .	52
6.3	Detekce R vln. . . . .	53
6.4	Počítání pulsní frekvence. . . . .	54
6.5	Počítání tepové frekvence. . . . .	55
6.6	Znázornění refrakterní doby (modře) po detekování R vlny. . . . .	58
6.7	Rozměření výstupního impulsu. . . . .	59
6.8	Výsledný tvar výstupního impulsu. Šíře 1,2 ms s 5 V amplitudou. . . . .	61

6.9	Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru. . . . .	61
6.10	Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru. . . . .	62
6.11	Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru. . . . .	62
A.1	Celkové elektrické schéma zapojení - návrh. . . . .	73
A.2	Vrchní plocha DPS . . . . .	74
A.3	Spodní plocha DPS . . . . .	74
A.4	Celkové elektrické schéma zapojení - realizace. . . . .	75
A.5	Redukční destička s osazením . . . . .	76
A.6	Zapojení systému v nepájivém poli . . . . .	77

## SEZNAM TABULEK

3.1	Kardiostimulační režimy, převzato z [1]. . . . .	28
3.2	Kardiostimulační režimy, převzato z [1]. . . . .	28
6.1	Vypočtené hodnoty impulsu. . . . .	59

# 1 ÚVOD

Tato diplomová práce pojednává o návrhu kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikropočítačem. K pochopení funkce kardiostimulátoru se člověk musí zaměřit na celou historii tohoto přístroje. Nezbytné jsou i vědomosti vedoucí k anatomii a elektrofyziologii srdečního svalu. Při činnosti živočišného orgánu se vytváří fyzikální pole, jehož projevem jsou biologické signály. Snímání a měření biologického signálu v podobě EKG, se neobejde bez zesílení. K zesílení biologických signálů jsou nejvhodnější operační zesilovače s neinvertujícím zapojením, kdy nastane zesílení signálu a zároveň se potlačí nežádoucí rušení.

Kardiostimulace je základním léčebným postupem při srdeční nedostatečnosti a bradykardii. Implantace přístroje je určena lékařem v případech, kdy medikamentózní léčba nezabírá a nenaskytuje se jiná možnost než tento drobný chirurgický zákrok. Dle dané srdeční poruchy se implantovanému přístroji nastaví kardiostimulační režim snímání. Každý kardiostimulátor má několik nastavitelných parametrů. Rovněž se rozdělují typy stimulací na synchronní a asynchronní. Krom toho musí lékař určit i možné kontraindikace.

Každý kardiostimulátor musí být napájen, čemuž je věnována další část práce. Napájecích zdrojů kardiostimulačního systému je celá řada. V dnešní době se používají především lithiové baterie s dlouhou životností 6 - 10 let. Životnost ovšem závisí na typu arytmie a použitém stimulačním režimu.

Stěžejní částí této diplomové práce je však návrh kardiostimulátoru a jeho hardwarových a softwarových částí.

Pevné části kardiostimulátoru zahrnují neinvertující zesilovač, mikrokontrolér s integrovaným A/D převodníkem, D/A převodník, dva DC/DC měniče a koncový filtr se zesilovačem. Mikrokontrolér ATmega328 je pevnou součástí open-source platformy Iduino UNO.

## 2 SRDCE

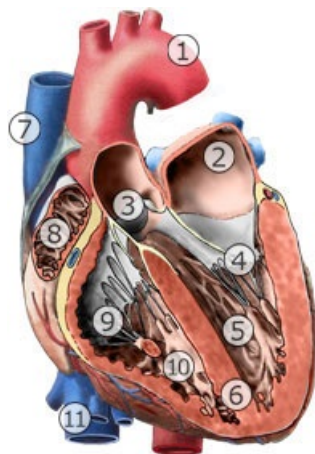
Srdeční sval denodenně vykonává neuvěřitelně obrovskou práci. Při vypuzování krve do cév musí překonat určitý tlak. Za pouhý den srdce přečerpá přes 7000 litrů krve. Pro správné pochopení stimulace a kardiostimulační techniky se nejprve musí pozornost zaměřit na fyziologii a anatomii srdce. Je nutné dobře znát stavbu orgánu samotného a blíže jeho pravou síň a komoru. Právě do těchto dvou dutin se nejčastěji umisťují stimulační elektrody. Ve zvláštních případech se zavádí ještě třetí elektroda do levé komory, která bude rovněž dále popsána. Velmi důležité jsou i znalosti v oblasti anatomie převodního systému srdečního a koronárních žil. V srdci jsou dva typy buněk. Prvním typem jsou buňky pracovního myokardu a druhým typem buněk jsou buňky převodního systému. Druhé zmiňované mají za úkol převést vyvolaný vzruch na pracovní buňky myokardu. Vyvolá se tak kontrakce a srdce začne pumpovat krev. Z předchozího textu je patrné, že základem srdeční elektrické aktivity je akční potenciál samotných buněk. [4]

### 2.1 Anatomie srdce

Srdce je svalový dutý orgán o velikosti lidské pěsti. Má hmotnost asi 230 - 340 g, u žen je hmotnost asi o 15 % nižší. Hmotnost srdce rovněž závisí na objemu srdeční svaloviny, která je u každého jedince individuální. Pravidelně se smršťuje (systola) a poté zase ochabuje (diastola). Při diastole se srdeční dutiny plní krví a při systole dochází k jejímu vypuzení. Pracuje na principu pumpy a pohání dva krevní oběhy – malý plicní a velký krevní oběh. Srdce se nachází za hrudní kosti, mezi plícemi a nad bránicí. Zhruba dvě třetiny srdce zasahují do levé poloviny hrudníku a zbylá třetina do poloviny pravé. Při pohledu na srdce připomíná orgán nepravidelný rotační kužel, orientovaný hrotem dolů a dopředu vůči přední hrudní stěně, které se dotýká. Celé srdce je obaleno v osrdečníku. [1],[2],[4]

Na srdeční stěně můžeme rozeznat tři vrstvy. Jedná se o epikard, myokard a endokard (řazeno od vnější vrstvy směrem do středu). Epikard je pevně srostlý s myokardem a je tvořen plochým epitelem. V epikardu se nachází mnoho nervů a cév, ale taktéž se zde vyskytuje i tukové vazivo. Srdeční svalovinu tvoří myokard, který je nejdůležitější složkou srdeční stěny. Jednotlivé buňky myokardu jsou mezi sebou vzájemně propojeny interkalárními disky. Jedná se o plazmatické můstky, které umožňují zrychlení převodů vzruchů. U síní je myokard tenký, zatímco stěna levé komory je nejsilnější, protože vykonává nejtěžší práci. Veškerá srdeční svalovina je orientována do spirálovitého systému, který končí v již zmiňovaném srdečním hrotu. Svalovina je upravena pro rychlý rozvod elektrických vzruchů, které způsobí rytmické kontrakce srdce. Třetí a poslední vrstvou srdce je endokard. Duplikatury

této srdeční nitroblány vytváří vazivovitá vlákna z kolagenního vaziva, zvané chlopně. Ty jsou zavedeny do srdečního skeletu, který od sebe odděluje svalovinu komor a síní. [2],[4] Na obrázku 2.1 je znázorněn řez srdcem.



Obr. 2.1: Řez srdcem, převzato z [3].

1- aorta, 2 - levá síň, 3 - poloměsíčitá chlopeň, 4 - dvojčípá chlopeň, 5 - levá komora, 6 - mezikomorová přepážka, 7 - horní dutá žíla, 8 - pravá síň, 9 - trojčípá chlopeň, 10 - pravá komora, 11 - dolní dutá žíla.

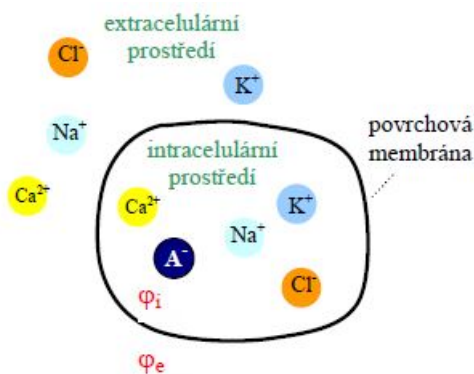
Lidské srdce má čtyři od sebe oddělené dutiny - dvě síně a dvě komory a je zcela napůl rozděleno souvislou přepážkou. Pravá síň i pravá komora vytvářejí tzv. pravé srdce a levá síň s komorou srdce levé. Jak již bylo řečeno, srdeční dutiny jsou uvnitř vystlány hladkou a tenkou nitroblánou (endokard). Síně a komory jsou od sebe odděleny cípatými chlopněmi, jejichž vrcholy jsou orientovány směrem do komor a jsou uchyceny pomocí vazivových vláken, tzv. šlašinek. Orientace chlopní zabraňuje zpětnému proudění krve do oddílů, ze kterých již byla vypuzena. [2],[4]

Do pravé síně ústí krev z horní a dolní duté žíly, která je neokysličená a pokračuje přes trojčípou chlopeň do pravé komory, z níž vystupuje plicní kmen. Mezi komorou a plicním kmenem se nachází chlopeň plicního kmene. Do levé síně se již dostává okysličená krev z plic pomocí plicní žíly. V levém srdci se na rozhraní síně a komory vyskytuje také cípatá chlopeň, avšak v tomto případě se jedná o dvojčípou chlopeň. Z levé komory se krev začíná šířit do velkého tělního oběhu přes aortu. Do pravé i levé síně tak přichází krev ze žil a z komor odchází do příslušných tepen.

Na okraji pravé i levé síně se vyskytuje tzv. ouško. V tomto místě dochází k fixaci síňové kardiostimulační elektrody. Pro levou komoru se elektrody zavádí pomocí pravé síně, přes ústí kmene koronárních žil. [1]

## 2.2 Elektrofyziologie buňky

Každá buňka je ohraničená svou buněčnou membránou, která je tvořena tenkou elektricky nevodivou dvojvrstvou z fosfolipidů. Tato membrána od sebe odděluje dvě vodivá prostředí - intracelulární a extracelulární. Obě prostředí jsou tvořena roztokem iontů (elektrolytem), které mají různou koncentraci. Ve vnějším prostředí je hlavním iontem  $Na^+$  a ve vnitřním  $K^+$ . Uvnitř buňky má draslík asi 30x větší koncentraci než mimo ní. Pro představu je uveden obrázek 2.2, znázorňující buňku s membránou, elektrolyty a hlavními ionty. Mezi další ionty, procházející mezi těmito prostředími se řadí kationt  $Ca^{2+}$  a hlavní aniont  $Cl^-$ . Přes membránu prochází značné množství iontů pomocí dvou transportních mechanismů, tvořených proteiny. Jedná se o kanály a přenašeče.

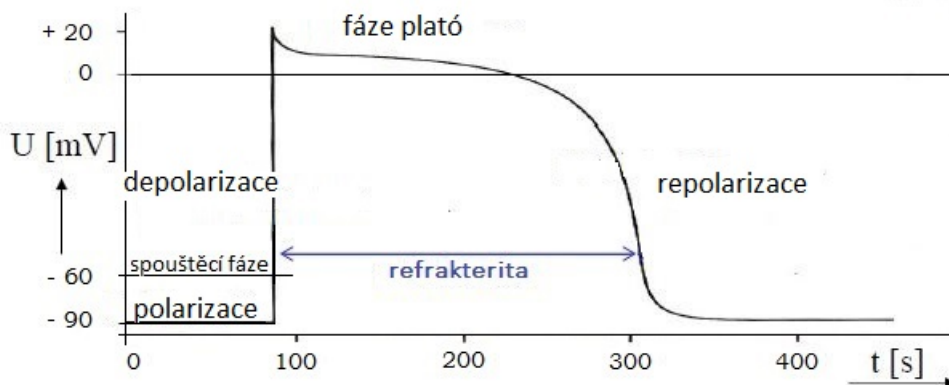


Obr. 2.2: Buňka s membránou a elektrolyty, převzato z [8].

Membrána je polopropustná a její permeabilita (neboli propustnost iontů přes kanály) závisí na koncentraci vápníku v intracelulárním prostředí. Celý tento systém je navržen pro vytvoření termodynamické rovnováhy mezi intracelulárním a extracelulárním prostředím. Rovnováha se utváří vyrovnáním všech iontů na obou stranách membrány. Ionty z místa s větší koncentrací putují do míst s koncentrací menší. Tato difuze je řízená elektrickým polem buňky. Na membráně vzniká napětí, označované jako klidový membránový potenciál. Vnitřní prostředí je vždy záporné a vnější prostředí bývá kladné. Proto proud, který protéká přes membránu má nulovou hodnotu a koncentrace příslušných iontů tak ovlivňují velikost napětí. Klidové membránové napětí má pro buňky pracovního myokardu hodnotu -90 mV, zatímco typická hodnota pro SA uzel je pouze -45 mV.

Akční napětí vzniká v místech nadprahového podráždění. Dochází tak k rychlé změně napětí na buněčné membráně, která může být vyvolána příchodem vzruchu z okolí, chemickými ději či vnějším zapříčiněním. Při překročení prahové hodnoty

se napětí během krátké doby, řádově v milisekundách, z původního klidového napětí o hodnotě  $-90$  mV zvýší až na  $+30$  mV. Takto vyvolaná změna se rychle šíří do okolí buňky. Celý proces začíná tzv. depolarizací. Nejprve se otevřou  $Na^+$  kanály, které pustí sodík do buňky a to způsobí posun membránového napětí ze záporných do pozitivních hodnot. Při vpouštění sodíkových iontů do buňky se zároveň začnou vypouštět draselné ionty. Po depolarizaci nastává repolarizace. Při tomto ději ustává překmit napětí a dochází k poklesu. Buněčná membrána je nevzrušivá od depolarizace skoro až do dvou třetin repolarizační fáze. Membrána se tak nachází v refrakterní fázi a nereaguje ani na největší podnět, přicházející z okolí. Tento stav zajišťuje obnovení klidového stavu. Refrakterní fáze (označovaná též jako fáze plató) je pomalá a má poměrně dlouhé trvání:  $100 - 300$  ms. Vzhledem k tomu, že fáze plató je delší než doba, kdy se tvoří vzruch, nemůže dojít k návratu vzruchu nebo k jeho zacyklení. Jedná se o ochranu buňky, kdy nemůže být znova vybudena. Na níže uvedeném obrázku 2.3 je zaznamenán průběh akčního potenciálu na membráně buňky. [1],[8]

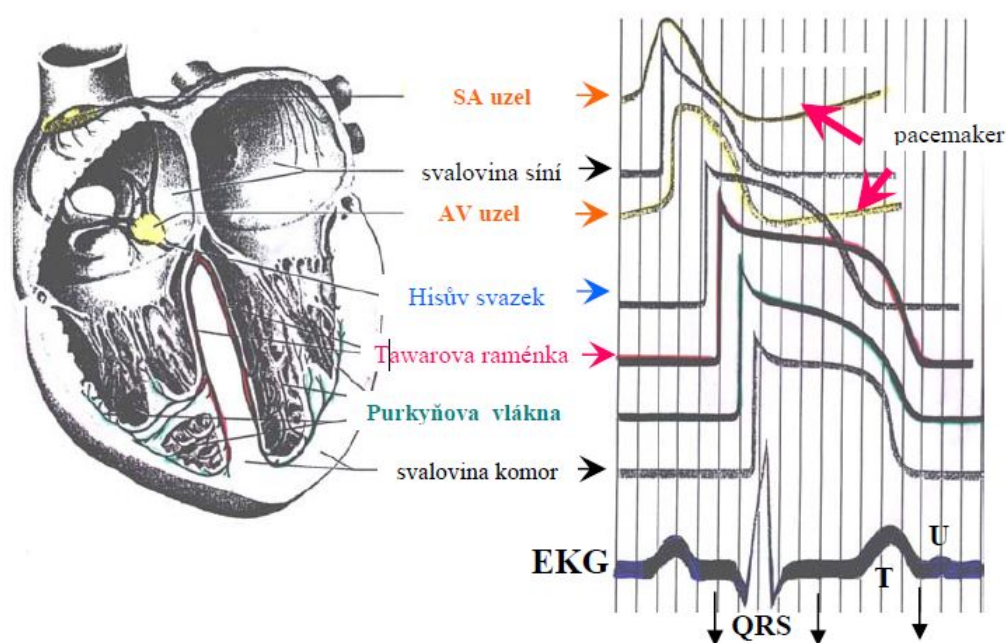


Obr. 2.3: Akční napětí na membráně buňky pracovního myokardu.

Polarita elektrolytů ve vnějším a vnitřním prostředí je velmi důležitá pro kardiostimulační impuls. Pro kardiostimulaci je nutné použít záporný impuls, aby došlo k depolarizaci membrány a tím se vyvolá nadprahový podnět. Elektronegativita vnějšího prostředí buňky se stane ještě více zápornější, na buněčné membráně dojde ke snížení rozdílu napětí a potenciálová hodnota se dostane nad spouštěcí úroveň, která je při záporném potenciálu asi o  $20$  mV blíže k nule (z cca  $80$  mV na hodnotu přibližně  $60$  mV). Pro stimulaci s kladným stimulačním impulsem je nutné použít vyšší amplitudu. [1]

## 2.3 Převodní systém

Rytmičké kontrakce srdce jsou způsobovány převodním srdečním systémem, který je tvořen souborem modifikovaných speciálních buněčných struktur. Převodní systém se sestává ze šesti základních částí: jako první vzruch vzniká v sinoatriálním uzlu (dále jen SA uzel), dále se šíří po síních pomocí internodálních síňových spojů na atrioventrikulární (AV) uzel, poté přechází na Hisův svazek. V mezikomorovém septu se Hisův svazek dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, které plynule přechází na Purkyňova vlákna.[1][2][5] Znázornění průběhu převodního systému srdečního níže, na obrázku 2.4.



Obr. 2.4: Převodní systém, převzato z [8].

SA uzel je základním prvkem pro tvorbu vzruchu a tím určuje rytmus srdce. Má vyšší frekvenci než ostatní potenciální pacemarkery, jako AV uzel či komory, proto je využíván jako primární pacemaker. Má oválný, podlouhlý tvar a nachází se u horního okraje ouška v myokardu pravé síně. SA uzel je dlouhý zhruba 10 - 20 mm, tlustý 1 mm a široký cca 3 mm. AV uzel, taktéž nazýván jako síňo-komorový uzel, je rovněž dlouhý a oválný útvar dlouhý 7 - 8 mm, tlustý 3 mm a široký 1 mm. Tento uzel je tvořen svalovými buňkami s kolagenním vazivem. AV uzel se nejvíce uplatňuje při fibrilacích síní, kdy chrání srdeční komory před vyčerpáním, v důsledku způsobeného vysokou frekvencí. Pokud dojde z nějaké příčiny k výpadku SA uzlu, přejímá jeho funkci AV uzel. Za rytmicky aktivní centra se považují SA uzel s ryt-

micitou 70 - 80 tepů za minutu, následuje AV uzel s frekvencí 40 - 60 tepů za minutu a jako třetí, terciální generátor s aktivitou 15 - 40 tepů za minutu jsou Purkyňova vlákna.[2],[5],[7]

## 2.4 Elektrofyziologie srdce

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.2, vnější prostředí buňky je při depolarizaci vůči polarizovaným oblastem elektronegativní. Podrážděná svalová buňka se chová jako dipól a začne kolem sebe vytvářet elementární elektrické pole. Činnost srdce si tak lze představit jako vektor srdečního elektrického pole, které má danou velikost a směr. Pokud se tyto elementární vektory z celé plochy srdce sečtou, vznikne v každém okamžiku okamžitý srdeční vektor s elektrickým polem o velmi silném napětí. Sled těchto vektorů lze snímat povrchově pomocí elektrod umístěných na hrudníku a končetinách nebo pomocí endokardiálních elektrod zavedených (jak již název předpokládá) přímo do srdce. Měřicí a zaznamenávací přístroj nese název elektrokardiograf. Diagnostická metoda snímající elektrické proudy pak elektrokardiografie.[1],[9].

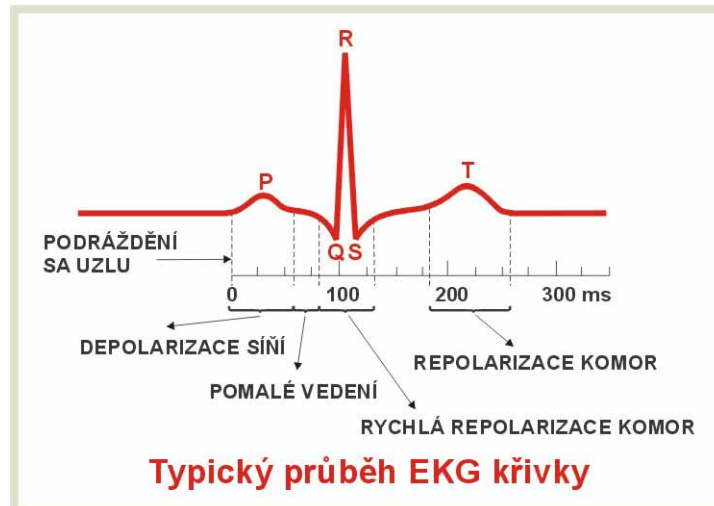
U povrchového snímání elektrické srdeční aktivity se běžně používá 12-svodové EKG, které zahrnuje tři bipolární končetinové svody, označující se římskými číslicemi I,II a III, tři unipolární zesílené svody s označením aVR, aVL a aVF a šest hrudních svodů V1-V6. [5],[9].

Bipolární (standardní) svody jsou využívány pro zjištění rozdílů napětí mezi dvěma elektrodami. Tyto končetinové svody vytváří tzv. Einthovenův trojúhelník. Unipolární svody zjišťují napětí podle místa, využívají diferentní elektrodu vůči indiferentní elektrodě. Pokud se všechny končetinové body spojí do jednoho bodu, vytvoří tzv. centrální Wilsonovu svorku, která má nulový potenciál a značí elektrický střed srdce. Unipolární zesílené svody popisuje Goldberger. Známý tvar EKG křivky bude popsán níže, v kapitole 2.4.1. [5]

Srdeční aktivitu, která je dána součtem akčních napětí lze sledovat rovněž uvnitř srdce. Tento záznam, snímáný implantovanými elektrodami nese označení elektrogram.

### 2.4.1 Fyziologická křivka EKG

Základní tvar povrchové křivky EKG je na obrázku 2.5. Každá vlna či kmit nese své označení a udává informaci o určitém úseku srdeční činnosti. Na každé křivce se nejprve popisuje rytmus, poté akce, frekvence, taktéž sklon srdeční osy a analýza jednotlivých vln a kmitů. Vlny v křivce jsou tři - P, T a U, taktéž jsou zde tři kmity - Q, R, S. Pojmenování a popis vln a kmitů jsou používány od začátku dvacátého století dodnes. Veškeré zaznamenané abnormality jsou brány jako patologické.[5]



Obr. 2.5: Časový průběh křivky EKG, převzato z [6].

- Vlna P

Křivka EKG začíná vlnou P. Tato vlna označuje depolarizaci síní, je zaoblená a má výšku maximálně 2,5 mm a trvá nanejvýš 0,10 s. Jakékoliv výchyly od těchto hodnot jsou patologické. U zdravého člověka po vlně P následuje plynulý přechod do komplexu QRS, což značí pravidelný sinusový rytmus. Vlna P většinou chybí při fibrilacích síní a komor.

- Komplex QRS

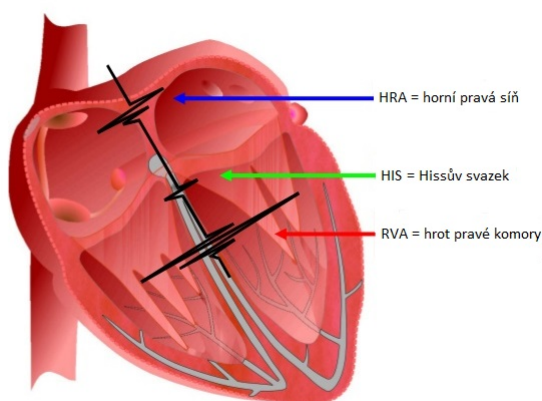
Komplex QRS je ozvěnou systému na depolarizaci svaloviny komor. Kmit Q značí první negativní výchylku v komplexu QRS. Značí depolarizaci septa a svalů. Nepatologické Q má šířku do 0,03 s a hloubku do 3 mm. Nesmí přesáhnout čtvrtinu výchylky kmitu R. Pokud se kmit Q jeví jako patologický, je zde podezření na infarkt myokardu. Po negativním kmitu Q následuje vždy pozitivní kmit R. Popisuje šířící se vzruch, postupující podél stěn komor. Posledním kmitem v komplexu je druhý negativní kmit S, který následuje po kmitu R.

- Vlna T

T je drobně asymetrická vlna, znázorňující repolarizaci komor. Je vysoká přibližně 2 - 8 mm a dlouhá 0,2 s. U konce této vlny je důležité, aby na komorovou svalovinu nepřicházel nadprahový impuls. V této fázi repolarizace by měl impuls za následek nežádoucí fibrilaci komor.

- Vlna U

Jako poslední vlna U se vyskytuje pouze u některých záznamů EKG. Vlna U je vždy menší než vlna T, nepřesahuje tak výšku 1 mm. Proč se vlna U vyskytuje není zřejmé a vedou se o tom spory. Jedním z uvedených vysvětlení je opožděná repolarizace některé části srdeční komory, nebo repolarizace Purkyňových vláken.



Obr. 2.6: Intrakardiální EKG.

Křivky EKG se liší podle snímání. Už byl uveden tvar povrchové EKG křivky, nyní se pozornost zaměří na intrakardiální elektrogram. Na obrázku 2.6 je znázorněné intrakardiální EKG, které se od povrchového EKG znatelně liší. Intrakardiální EKG je stíněné, proto u něj dochází jen k malému rušení. Amplituda kmitu R je vyšší (dosahuje až velikosti 7 mV), zatímco amplituda u povrchového, zprůměrovaného EKG dosahuje pouze do 1 mV.

## 2.5 Vybrané srdeční poruchy

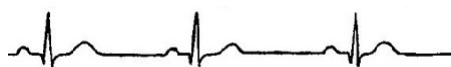
Abnormality srdečního rytmu jsou označovány jako arytmie. Tyto odchylky od normální srdeční aktivity se rozdělují na poruchy tvorby vzruchu a vedení vzruchu. Dále lze arytmie rozdělit dle rychlosti generování vzruchu v SA uzlu. Mohou se vyskytovat s vyšší frekvencí, kdy se v pořadí tří a více cyklů pohybuje nad 100 za minutu - taková aktivita se nazývá tachykardie nebo je frekvence srdeční akce nižší než 60 za minutu a v tomto případě se arytmie nazývá bradykardií.

Při návratu k rozdělení arytmií dle tvorby a vedení vzruchu, je nutné uvést, že i tyto zmíněné arytmie se dále anatomicky dělí. Poruchy tvorby vzruchu se rozlišují na další tři typy, z nichž první dva - sinusový a supraventrikulární jsou tvořeny ještě nad větvením Hisova svazku a třetí typ, nazýván komorový je tvořen myokardem komor. U poruch vedení vzruchu se jedná o různé blokády pacemakerů v celém převodním systému srdce.[1],[7]

Na následujících obrázcích 2.7 až 2.12 znázorněny průběhy poruch tvorby vzruchu. Osa x značí čas a osa y velikost napětí. Obrázky jsou uvedeny pro vizualizaci jednotlivých poruch.

### 2.5.1 Sinusová bradykardie a tachykardie

Sinusové, někdy též síňové arytmie, jsou vyvolávány v SA uzlu. Podle rychlosti srdeční akce se rozdělují na bradykardii a tachykardii. Tyto arytmie se vykazují s velmi nepravidelnou činností srdce. Při nádechu se tato arytmie projevuje zrychlením srdeční aktivity a při výdechu výdechu dochází ke zpomalení. Proto se vyskytuje jako tzv. „respirační arytmie.“ Bradykardie má pravidelnou, ale sníženou srdeční činnost pod 60 tepů za minutu Nejčastěji se vyskytuje ve spánku, nebo u mladých a trénovaných jedinců. P vlna bývá pozitivní, T vlna bývá obvykle vyšší, než v normálu. Pokud dojde k poruše při depolarizaci SA uzlu, převezme kontrolu nad srdečním rytmem oblast AV uzlu, zvaná „junkční oblast“, jež má nižší frekvenci spontánní depolarizace, většinou kolem 50/minutu. Na obrázku 2.7 níže je znázorněná ukázka sínové bradykardie. Doporučenou léčbou tohoto typu arytmie je právě kardiostimulace. Tachykardie (viz obrázek 2.8) má oproti normálu zvýšenou srdeční aktivitu. Rychlost srdečního svalu se pohybuje nad 100 tepů/min a nejběžněji se projevuje při psychickém či fyzickém vytížení. Jako vhodná léčba se uvádějí betablokátory. [1],[5],[22]



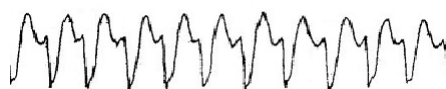
Obr. 2.7: Sinusová bradykardie, převzato z [5].



Obr. 2.8: Sinusová tachykardie, převzato z [5].

### 2.5.2 Komorová tachykardie

Pokud v komoře dojde za sebou ke třem, pěti i více extrasystolám, hovoří se o komorové tachykardii (obrázek 2.9). Tepová frekvence je zvýšená, pohybuje se nad 90 - 100 tepů za minutu, v extrémních případech se patologicky zvýší až na 140 - 220 tepů za minutu. Srdeční sval není schopný se za tak krátký časový interval dostatečně prokrvit, proto klesá účinnost krevního čerpání. Komorové tachykardie se dělí podle tvaru komplexu QRS na monomorfní (komplexy mají stejný tvar) a polymorfní (komplexy QRS se od sebe tvarově liší). Tyto arytmie jsou důsledkem velkého tělesného zatížení a mohou se objevit jako pozdní komplikace po srdečním infarktu, taktéž se vyskytují jako reakce srdce na předávkování medikamenty. [1],[5].



Obr. 2.9: Komorová tachykardie, převzato z [5].

### 2.5.3 Komorové extrasystoly

Dalším zástupcem komorových arytmí jsou extrasystoly (obrázek 2.10). Nejčastěji vznikají v komorové svalovině či v Purkyňových vláknkách. U komorových extrasystol platí tzv. křížové pravidlo. Pokud vzniknou v pravé komoře, podobají se bloku levého raménka a při vzniku extrasystol v levé komoře mají tvar bloku pravého raménka. Šíření sinusových vzruchů není narušeno, protože extrasystoly, vznikající v komorách, se nešíří zpátky na síně. Komplex QRS je rozšířen, obvykle nad hodnotu 0,11 s. Pokud se v komoře objeví extrasystola, nastane úplná kompenzační pauza a komora se stáhne až s následujícím sinusovým vzruchem. Komory se totiž nacházejí v refrakterní fázi a proto na právě procházející podráždění nereagují. Jejich výskyt roste společně s věkem a v nejhorším případě mohou vyvolat fibrilaci komor, což způsobí smrt postiženého.[1],[5].



Obr. 2.10: Komorové extrasystoly.

Průběh EKG se zaznamenanou komorovou extrasystolou, na obrázku znázorněno zkratkou ES, převzato z [5].

### 2.5.4 Fibrilace síní

Fibrilace síní je jednou z nejčastěji vyskytujících se arytmíí. Síně mihají s velmi vysokou frekvencí nad 300 za minutu a při dlouhodobějším trvání fibrilace způsobí remodelaci síně jak mechanickou, tak elektrickou. Na EKG záznamu typická vlna P zcela chybí a následující komorové stahy jsou takéž poznamenané a pracují nepravidelně (mění se vzdálenost R-R intervalů). Roste riziko vzniku embolií. Léčba se provádí medikamentózně, či katerizačně radiofrekvenční ablací. Průběh fibrilace síní je znázorněn na obrázku 2.11 níže.



Obr. 2.11: Fibrilace síní, převzato z [5].

### 2.5.5 Fibrilace komor

Pokud nastane oběhová zástava, jedná se nejčastěji o fibrilaci komor. Komorová svalovina se nestahuje a bez včasného zásahu dochází během několika minut k úmrtí. Srdeční EKG vykazuje chaotickou aktivitu, je nehmátný puls a neměřitelný tlak. Jsou zde velmi nekoordinované a nepravidelné komorové komplexy.



Obr. 2.12: Fibrilace komor, převzato z [5].

### 2.5.6 Sinoatriální blokáda I.-III. stupně

Tento typ blokády značí blokování či zpomalení činnosti sinusového uzlíku a vzruch se tak nešíří dál na síně. Na povrchovém záznamu EKG je činnost sinoatriálního uzlu nepatrná, blokáda I. stupně je nerozpoznatelná a zaznamenává se až blokáda II. stupně. Tu značí stále se zkracující intervaly P - P, doud se jeden tento interval plně nerozšíří. Následkem toho vypadne QRS komplex i vlna P. Blokáda III. stupně je nejzávažnější, jelikož vzruch z SA uzlu se na síně nešíří vůbec. Na záznamu EKG se zobrazí pouze izoelektrická linie.[1]

### 2.5.7 Atrioventrikulární blokáda I.-III. stupně

Atrioventrikulární blokáda (obrázek 2.13) se vyskytuje stejně jako SA blokáda ve třech stupních, jež v sebe mohou přecházet. Atrioventrikulární uzel se nachází v místě spojení síní a komor. Každý stupeň blokády tak uvádí závažnost zpomalení či blokace šíření vzruchu mezi těmito dutinami. AV blokáda I. typu zpravidla nebývá léčená, jelikož se jedná pouze o drobné zpomalení vzruchu. Na záznamu EKG se projeví jako déle trvající interval PQ cca 0,2 - 0,4 s. AV blokáda II. stupně se dále dělí na dva typy. U prvního typu (Mobitz I) dochází stále k prodloužování PQ intervalu až dojde k vypadnutí QRS komplexu. Na záznamu však chybí jen komplex QRS, vlna P se objeví (rozdíl mezi SA blokádou II. stupně a AV blokádou II. stupně). Když dojde k vynechání QRS komplexu, AV uzel se zotaví a dochází k periodickému opakování celého procesu. Poměr P vln a komplexů QRS se obecně určí jako  $n:(n-1)$ . Druhý typ blokády II. stupně (Mobitz II) se na EKG záznamu projeví konstatní velikostí intervalů PQ, avšak komplex QRS náhle vypadne. Poměr vln P a komplexů QRS při tomto typu blokády činí  $n:1$ . Mobitz II snadno pozvolně přechází v atrioventrikulární blokádu III. stupně. AV blokáda III. stupně jsou nejzávažnějším typem blokády. Síně i komory prokazují na sobě nezávislou akci. Šíření vzruchu mezi těmito dutinami totiž zcela chybí.[1],[22].

**blok 1. st.**



**typ Mobitz : blok 2. st.**



**typ Wenkebach : blok 2. st.**



**blok 3. st.**



Obr. 2.13: Druhy AV blokády.

### **2.5.8 Raménkové blokády**

Velmi častá převodní porucha, vyskytuje se více u starších osob. Raménkové blokády se jsou způsobovány narušením převodu na levém či pravém Tawarově raménku. Při poškození jednoho z ramének se pracovní myokard komor aktivuje později a toto zpoždění odpovídá pozměněnému tvaru celého QRS komplexu. U onemocnění levé komory se nejčastěji vyskytuje blokáda pravého raménka a u pravé komory blokáda levého.[1]

## 3 KARDIOSTIMULACE

Základním léčebným postupem při srdeční nedostatečnosti a bradykardii je implantace kardiostimulátoru. Dle charakteru onemocnění se přes podklíčkovou žílu do srdečních dutin implantují přístroje s různým počtem elektrod. Ve většině případů se používají kardiostimulátory s jednou nebo dvěma elektrodami, ve výjimečných případech se používají elektrody tři.

### 3.1 Historie

Roku 1959 byl 67letému pacientovi s diagnostikovanou AV blokádou II. a III. stupně implantován kardiostimulátor s transvenózní elektrodou a bateriovým napájením. Tento rok se považuje za počátek kardiostimulace. První kardiostimulátory měly asynchronní stimulaci s impulsy většími než bylo nutné. Stimulovalo se 70 - 80 impulsy za minutu při napětí 5 V s šířkou 1,5 s. Spolehlivost obvodů se zvýšila vynálezem a rozšířením křemíkových tranzistorů. Rozměry přístroje se postupem času zmenšovaly, vlastnosti přístroje zlepšovaly. S vývojem a aplikací lithium/halogenových článků již nedocházelo při vybíjení k uvolňování plynů a přístroj šlo hermeticky zapouzdřit. V polovině 70. let na trh přišly částečně programovatelné kardiostimulátory s možností volby hodnot jakou jsou frekvence, citlivost a amplituda stimulačního impulsu. Roku 1974 bylo vytvořeno označování kardiostimulačních režimů pomocí třípísmenného ICHD kódu („Intersociety Commission for Heart Disease“). Možnost komunikace mezi implantátem a programátorem přichází až v 80. letech. Začaly se více uplatňovat dvoudutinové stimulátory. V roce 1983 se objevila první elektroda s pozvolným uvolňováním steroidů, který mírnil zánětlivou reakci, objevující se v místě uchycení. Původní ICHD kód se v roce 1984 rozšířil na pětimístný, roku 1987 byl upraven a je používán dodnes.

Ve druhé polovině 60. let 20. století se mezi přední odborná pracoviště v Evropě řadilo Československo. První implantovaný kardiostimulátor u nás byl roku 1962. Od této doby se elektrostimulace začala zdokonalovat a rozvíjet.

Doc. MUDr. Bohumil Peleška, DrSc., ředitel Výzkumného ústavu pro elektrotechniku a modelování v lékařství (VÚEML, předchůdce Institutu klinické a experimentální medicíny v Praze - IKEM) položil základy výzkumných prací v elektrostimulaci a defibrilaci srdce [10]. První kardiostimulátor on demand na našem území byl sestaven na konci 60. let.

Pozice Kategorie	I Stimulované dutiny	II Snímané dutiny	III Odezva na snímání
Písmena	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A+V)	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A+V)	0 - žádná T - spouštění I - inhibice D - duální (T+I)

Tab. 3.1: Kardiostimulační režimy, převzato z [1].

Pozice Kategorie	IV Modulace rychlosti snímání	V Multisite stimulace
Písmena	R - modulace rychlosti stimulace	0 - žádná A - síň V - komora D - duální (A+V)

Tab. 3.2: Kardiostimulační režimy, převzato z [1].

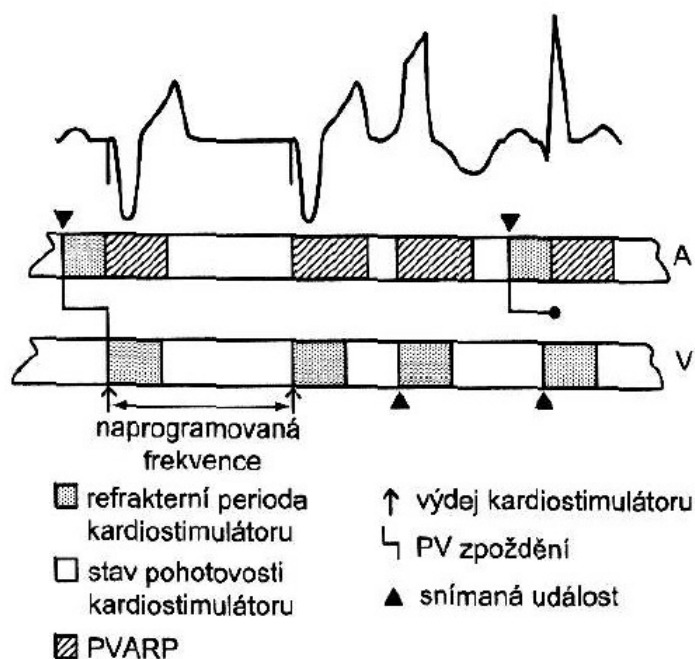
## 3.2 Kardiostimulační režimy snímání

Režimy snímání se mění dle výrobců. Roku 1981 bylo ICHD komisí navrženo značení pro každý kardiostimulátor. Toto označení bylo zavedeno v roce 1987 jako NBG kód. Velká latinská písmena označují terapeutické možnosti konkrétního přístroje. V tabulkách 3.1 a 3.2 se nachází přehled kódů kardiostimulačních režimů.

První a druhé písmeno značí místo stimulace a snímání dané dutiny. Třetí písmeno je rezervováno pro režim odezvy na snímání vlastního srdečního rytmu. Písmeno na čtvrté pozici značí identifikaci modulace rytmu stimulace - pro stimulaci s adaptivní frekvencí. Na pozici páté se definuje multisite stimulace. Ta udává využití více stimulačních míst v dané dutině.

Příklady režimů:

- Režim A00 - stimulovaná síň, P vlna nepotlačí ani nespustí stimulaci
- Režim VDD - dvoudutinový, stimulace komory. Dochází k inhibici/spouštění podle přítomnosti/nepřítomnosti P vln a R vln. Obrázek 3.1 znázorňuje provozní dvoudutinový režim VDD.



Obr. 3.1: Režim VDD, převzato z [16].

### 3.3 Kardiostimulační systémy

#### 3.3.1 Konfigurace

Existují dva možné typy konfigurace snímání a stimulace, a to unipolární a bipolární. Oba uvedené typy mají katodu a anodu a u obou je ke kontaktu s tkání využívána pouze katoda. Rozdílnost těchto typů tak závisí na umístění anody, jako druhého stimulačního pólu. Při použití unipolární elektrody může dojít k neúmyslnému naprogramování bipolární konfigurace. Proto jsou součástí systému algoritmy kontroly a navíc jsou konfigurace stimulace a snímání programovatelné nezávisle pro síň i komoru [14]. V moderní technologii se připojení a diagnostika typu elektrod automaticky detekují.

#### 3.3.2 Kardiostimulační impedance

Hodnota impedance, měřená na výstupních kontaktech kardiostimulátoru, je důležitým ukazatelem pro dlouhodobé sledování spotřeby energie a stavu elektrod. Přílišný nárůst a pokles impedance značí poruchu vodivé dráhy či porušení izolace elektrod. Stimulace probíhá proti vysoké impedanci, což omezuje výstupní proud. Děje se tak z důvodu napájení přes baterie, jež mají omezenou kapacitu. Výsledný

odpor je ovlivňován mnoha faktory, mezi něž patří ohmické odpory vodiče elektrody, pólu elektrody a myokardu a další. Odpor vodiče elektrody by měl být co nejmenší, aby nedocházelo k zahřívání a tím ke ztrátě energie. Velký odpor pólu elektrody pak slouží k minimalizaci tekoucího proudu a k šetření zdroje energie. Výška stimulačního prahu závisí na geometrickém uspořádání. Čím menší povrch pólu, tím větší odpor, zároveň vyšší proudová hustota. Vyšší proudová hustota pak zapříčiní nižší stimulační prah. Další složkou kardiostimulační impedance je polarizační impedance. Jedná se o odpor daný katodou stimulačních pólů a pohybem nabitých iontů v myokardu. Při stimulaci dochází k pohybu kladných iontů směrem ke katodě a záporné ionty z extracelulárního prostoru se vzdálí. Katoda je obklopena  $Na^+$  ionty, odpuzeny jsou především ionty  $Cl^-$ . Kapacitní impedance tak vzniká díky dvěma hladinám opačně nabitých iontů. Tento odpor zabraňuje pohybu nábojů v myokardu a dojde ke zvýšení napětí pro stimulaci. Stimulace probíhá velmi krátkým impulsem a povrch pólů by měl být k němu optimální. Tento kapacitní efekt je totiž přímo úměrný šířce impulsů a nepřímo úměrný povrchu elektrody. Reálné hodnoty impedance se nachází v rozmezí 200 - 2000  $\Omega$ . [15]

### 3.3.3 Základní parametry

K základním parametrům kardiostimulace patří snímání, citlivost a určení velikosti stimulačního impulsu. V dnešní době jsou všechny přístroje používané pro stimulaci srdečního svalu rozšířené o možnost nastavení inhibičního režimu typu on demand.

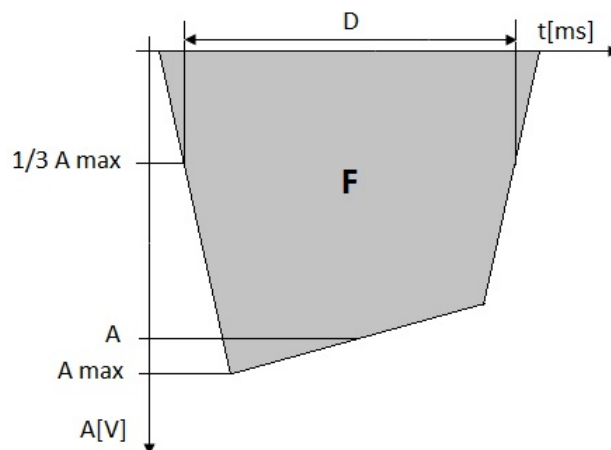
1. Snímání je možné provádět dle polarity elektrod buď unipolárně nebo bipolárně. Lze nakombinovat různé konfigurace snímání a stimulace. U detekčních obvodů přístroje musí být u filtrů nastavena vhodná kmitočtová charakteristika, jinak by docházelo kromě snímání vlastní srdeční aktivity ke snímání myopotenciálů či jiných elektrických dějů v těle.
2. Pro snímání musí být nastavená vhodná citlivost. Citlivost se udává jako nejmenší amplituda vstupního signálu, kdy dojde k odezvě přístroje. Citlivost je programovatelná a tato hodnota určuje prah přístroje, jenž jej zaznamená jako minimální elektrickou amplitudu a považuje ho tak za vlastní srdeční aktivitu. Nižší naprogramované hodnoty určují vyšší citlivost, vyšší hodnoty naopak nižší citlivost na elektrickou aktivitu srdce. Úroveň citlivosti se nastavuje podle průměrů snímaných hodnot, může se měnit podle umístění a aktualizuje se při každém srdečním cyklu. Doporučují se minimální hodnoty vlastních signálů, např. pro P vlnu 1,0 mV a pro R vlnu 5,0 mV.[1]
3. Při stimulaci se využívá záporný napěťový impuls s nastavitelnou šířkou a amplitudou. Podle vztahu 3.2 je celková energie přímo úměrná druhé mocnině

amplitudy a první mocnině šířky impulsu.

$$E = \frac{U^2}{R} \cdot T \quad (3.1)$$

Parametry stimulačního impulsu jsou při fyziologických podmínkách (37 °C) měřeny standardně při rychlosti 60 tepů za minutu, šířce impulsu 0,4 ms a velikosti amplitudy 3,5 V.

Náběžná hrana výstupního impulsu přístroje se udává jako amplituda stimulačního impulsu. Hodnoty amplitudy mohou být naprogramovány v různých hodnotách, dle typu kardiostimulátoru. Velikost amplitudy se volí od nulové hodnoty, kdy je vyplá stimulace, až po hodnotu 8,4 V [1]. Kardiostimulátory jsou vybaveny obvody s rychlým nabíjením. Po vybití výstupního vazebního kondenzátoru, tak dochází k rychlému dobití. Opětovné nabíjení kondenzátoru po výstupním stimulačním impulsu se okamžitě projeví jako impuls s nízkou amplitudou a obrácenou polaritou. V dnešní době se ve většině vyskytují přístroje s automatickou funkcí nastavení amplitudy výstupního impulsu. Pro optimalizaci výstupního napětí a pro zajištění spolehlivé stimulace je žádoucí, aby se stimulační impulsy dynamicky přizpůsobovaly. V případě, že k požadované stimulaci nedošlo, aplikuje se stimulační impuls s výše nastavenou hodnotou amplitudy. Další, programově nezávislým parametrem je šířka impulsu. Šířka se nachází v rozmezí 0,05 - 2 ms a určuje dobu výstupní stimulační amplitudy. Jedna třetina napětí čela impulsu značí šířku daného impulsu. Šířka stimulačního impulsu se značí  $D$  a amplituda  $A$  je určena jako poměr plochy  $F$  k šířce impulsu  $D$  (Obrázek 3.2).



Obr. 3.2: Určení amplitudy a šířky impulsu, upraveno a převzato z [1].

### 3.3.4 Hystereze

Jedná se o algoritmus podporující vlastní srdeční aktivitu pacienta. Správným nastavením hystereze je možné, při snížení počtu stimulačních impulsů, prodloužit životnost implantovaného přístroje. U jednodutinových stimulačních režimů se vyskytuje v režimech AAI nebo VVI. Nejnižší srdeční akce, k níž může dojít před zahájením kardiostimulace, je určena hysterezí. Hystereze je obvykle aktivována jednou nerefrakterní snímanou síňovou událostí. Přístroj periodicky prodlužuje únikový interval o naprogramovanou hodnotu kompenzace při aktivaci funkce vyhledávací hystereze. Díky tomu se podle LRL (dolní mez frekvence) odhalí vlastní srdeční aktivita. Při objevení vlastní srdeční aktivity umožní hystereze potlačení stimulace. [1]

### 3.3.5 Stimulace s adaptivní frekvencí

Pro pacienty s nedostatečným zvýšením frekvence srdeční akce při zátěži jsou určeny kardiostimulátory s adaptivní frekvencí. U tohoto typu přístroje se k detekci vyvolaných změn u pacienta používají tři typy senzorů. Rozdělení senzorů je určeno dle fyziologické úrovně. Primární senzory sledují aktivitu autonomního nervového systému a snímají fyziologické faktory (např. cirkulující látky v krvi), řízené sinusový uzlem. Sekundární senzory jsou vyvinuty pro sledování a kontrolu fyziologických parametrů, jež souvisí s fyzickou aktivitou pacienta jako jsou teplota a minutová ventilace. Posledním typem senzorů jsou terciální senzory, které zaznamenávají celkové pohyby pacienta. Stimulace s adaptivní frekvencí není doporučována pacientům s anginou pectoris či jinou ischemií. [1][16]

V praxi nejběžněji používaným senzorem pro sledování a stimulaci SA uzlu, při fyzické aktivitě člověka, se nazývá akcelerometr. Na výstupu senzoru je napětí přímo úměrné pohybu pacienta. Kardiostimulátor podle výstupního signálu z akcelerometru odhaduje fyzickou zátěž pacienta a dle ní upravuje rychlost stimulace. Senzor vyhodnocuje četnost a intenzitu pohybu, z čehož lze odvodit kmitočet a amplituda signálu. Kmitočtový rozsah se pohybuje v rozmezí od 1 - 10 Hz. Akcelerometr je tvořen piezoelektrickým krystalem a jeho činnost není ovlivněná polohou kardiostimulátoru. Aktivita je totiž snímána poměrem zatížení ve třech osách souřadného systému. [1],[35]

## 3.4 Typy stimulace

Kardiostimulátor se skládá z přístroje samotného a dvou až tří elektrod podle typu onemocnění. Pokud se jedná o použití jedné elektrody, jedná se o léčbu pomalých

srdečních rytmů a elektroda se zavádí buď do síně nebo do komory. V případě srdečních blokád (viz podkapitoly 2.5.6) se zavádí elektrody dvě - jedna do síně a druhá do komory. Kardiostimulátor pomocí první elektrody snímá vlastní srdeční aktivitu a druhou elektrodou později stimuluje komoru. Implantabilní kardiostimulátory mohou být řízené nebo neřízené.

### 3.4.1 Asynchronní stimulace

Jedná se o generátory s pevně danou frekvencí impulsů. Šíře impulsů nabývá hodnot 1,2 - 1,5 ms, frekvence kolem 1 Hz a ke stimulaci dochází cyklicky v pravidelných intervalech, zhruba 70 - 75 impulsů za minutu. Kardiostimulátor musí vytvářet velké impulsy, ale zároveň musí být energeticky úsporný. Pokud dojde k výpadku srdeční aktivity a následně se činnost srdce obnoví, mohlo by v případě následného vyvolání impulsu dojít k fibrilaci komor, což by mělo za následek smrt pacienta. Proto se v dnešní době tento typ skoro vůbec nevyužívá.[12]

### 3.4.2 Synchronní stimulace

Tato řízená stimulace má různé principy činnosti a záleží na konkrétní sledované vlně či kmitu v elektrokardiogramu. Pokud je srdeční činnost v normě, kardiostimulátor zůstává pasivní a čeká na okamžik, kdy srdce impuls vynechá. V tomto okamžiku se stává aktivním dojde ke stimulaci komory. Synchronní stimulace se dělí na dvě části podle toho, zda je řízená vlnou P či vlnou R. [12]

#### Kardiostimulátor řízený vlnou P

Tento typ kardiostimulátoru pracuje se třemi elektrodami a zavádí se při porušeném převodním systému. Synchronní činnost síní a komor je zachována, jednou elektrodou je snímána vlna P, druhou elektrodou dochází ke zpožděné stimulaci komory a třetí elektroda, umístěná na stimulátoru, slouží k snímání i stimulaci. Pokud poklesne frekvence vlny P pod jistou mez, kardiostimulátor vnutí srdci svou frekvenci. V této chvíli se metoda stává asynchronní a stimuluje pouze komory.[12]

#### Kardiostimulátor synchronizovaný s vlnou R

Kardiostimulátor synchronizovaný s R vlnou generuje stimulační impulsy s každým R kmitem. K dispozici má jednu elektrodu, která je snímací a zároveň i stimulační. Elektroda snímá činnost pravé komory. Po zesílení a zdůraznění QRS komplexu se zjišťuje vlastní tepová srdeční frekvence a jestli dochází k synchronizaci se stimulátorem. Pokud je srdeční frekvence nižší, než stanovená mez, tak k synchronizaci nedochází a je vyslán impuls shodný s rytmem kardiostimulátoru. V případě

vyšší srdeční frekvence, než je zvolená mez, dochází k synchronizaci pomocí každého druhého či třetího stimulačního impulsu přístroje.[12]

#### Kardiostimulátor on demand

Jedná se o nejběžněji používaný typ kardiostimulátoru, který ke snímání i stimulaci využívá pouze jednu elektrodu, zavedenou do pravé komory - komorami inhibovaný přístroj s režimem VVI. Umístění je zvoleno kvůli odolnosti proti elektromagnetické interferenci a k zabránění myopotenciálů. Komorová činnost je asynchronní oproti činnosti síní. Výhodou kardiostimulátoru on demand je jeho programovatelnost. Princip spočívá v detekci R - R intervalů v následujících QRS komplexech. [12]

Programování stimulátoru se provádí přiložením hlavice programátoru k přístroji samotnému. Je možné nastavit amplitudu a šířku impulsů, frekvenci, hysterezi, režim stimulace, refrakterní dobu a citlivost. Citlivostí se rozumí nejmenší amplituda vstupního signálu, při níž dochází k vyvolání odezvy přístroje. Při příliš velké citlivosti se mohou snímat vzdálené R vlny, myopotenciály a různé šумы. Zatímco u nastavení malé citlivosti může docházet k nadbytečné a asynchronní stimulaci. Vyšší naprogramovatelné hodnoty značí nižší citlivost a naopak. Úroveň citlivosti se nastavuje až na základě zprůměrovaných hodnot naměřených snímaných událostí a úrovní šumu. [1],[13]

### 3.5 Indikace

Pokud se u pacienta objeví trvalá přítomnost jednoho z následujících symptomů, je mu indikována implantace kardiostimulátoru. Jedná se o tvalou synkopu, presynkopu, dezorientaci nebo jakoukoli kombinaci těchto symptomů. U pacientů s dysfunkcí sinusového uzlu a normálními systémy AV vedení a intravertikulárního vedení se indikuje stimulace síní. Stimulace komor se zavádí u pacientů s významnou bradykardií a dalšími problémy jako je chronická fibrilace síní, těžká fyzická neschopnost a u stavů s normálním sinusovým rytmem, který má výjimečné epizody AV blokády nebo sinusové arytmie. [16]

### 3.6 Kontraindikace

Kontraindikací pro implantaci kardiostimulátoru je celá řada. Ke kontraindikaci kardiostimulátorů obvykle dochází po přesném určení diagnózy pro následující aplikace:

Unipolární stimulace a Implantovaný kardiverter-defibrilátor (ICD) - kontraindikace u pacientů s ICD při užití kardiostimulátoru s unipolární konfigurací stimulace, může způsobit potlačení terapie ICD. Dále pak Adaptivní stimulace s nastavitelnou frekvencí je nevhodná pro pacienty s anginou nebo jinou dysfunkcí srdečního svalu. Jednodutinová komorová stimulace je kontraindikována při projevech pacemakerového syndromu nebo u osob trpících na pokles krevního tlaku při začátku komorové stimulace. Dvoudutinové stimulace jsou pak indikovány u pacientů s flutterem síní. [16]

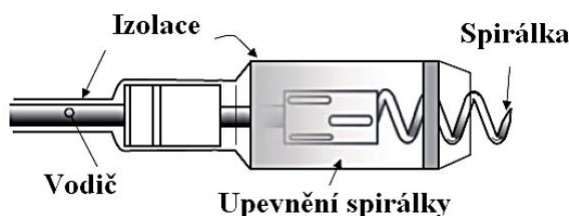
## 4 AKVIZICE BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ

Biologické signály jsou projevy fyzikálních polí (elektrických, akustických, apod.), vznikajících v živém organismu při činnosti jednotlivých orgánů. Při hodnocení biologického signálu se pozornost zaměřuje na diagnosticky významné parametry, které slouží k poskytnutí informace o stavu daného orgánu. [18]

Biologické signály se rozlišují na primární (aktivní) a sekundární (pasivní). Aktivní biosignály se dále rozlišují na nativní, které vznikají spontánně při činnosti vyšetřovaného orgánu, a evokované, jež vznikají jako odpověď orgánu na zvolený stimul. Pasivní biosignály jsou vybuzené reakcí s určitým prostředím. [18]

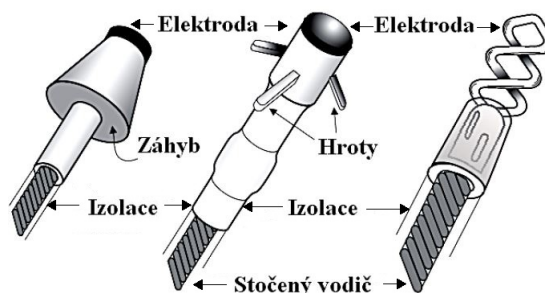
### 4.1 Snímání biologických signálů

Snímání biosignálů probíhá komunikací mezi srdeční tkání a kardiostimulátorem. K této komunikaci slouží komplet, tvořený elektrodou s vodičem a konektorem. K zlepšení kontaktu s tkání disponuje hrot elektrody s pórovitým povrchem o ploše  $8 - 12 \text{ mm}^2$ . Elektrody musí být z inertního materiálu, aby nebyly dráždivé a dodávaly kvalitní signál. Elektroda je jedním z odporově kapacitních článků, proto jí lze hodnotit podle velikosti impedance, která by měla být v pásmu frekvencí pro EKG co nejmenší. Někdy se používá Au, nebo slitina zvaná Epilog (Co, Cr, Mo, Mn, Fe a Ni). Stimulační elektrody se rozlišují na síňové, komorové a levokomorové s rozdílnou délkou elektrod. Elektrody mohou být dvojího typu - aktivní (obrázek 4.1), která se pomocí spirálky fixuje krouživým pohybem do tkáně myokardu a využívá se při chronických stavech, nebo pasivní (obrázek 4.2) - kde se háček zachytí do trámečku (svalová lišta v pravé komoře). Součástí elektrody je komůrka vyplněná kortikosteroidem, který se po fixaci elektrody postupně uvolňuje do myokardu a brání tak vzniku zánětu v místě fixace. Rovněž zpomalí růst fibrosního vaku, který vzniká v okolí elektrody. Zánětlivá reakce způsobuje vyšší stimulační práh. [35].



Obr. 4.1: Aktivní elektroda se spirálkou v hrotu, převzato a upraveno z [17].

U elektrod sloužících ke snímání i stimulaci je velmi důležitým parametrem polarita elektrody. Polarita je opět dvojího typu, může být unipolární nebo bipolární.



Obr. 4.2: Pasivní elektrody, převzato a upraveno z [17].

## 4.2 zesílení biologických signálů

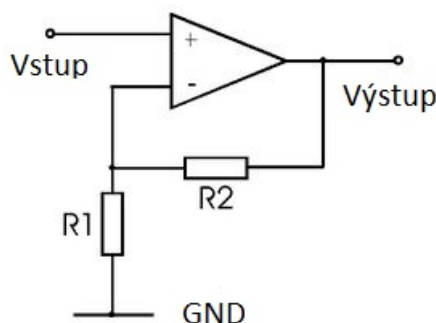
Měření biologických signálů se neobejde bez zesilovačů. Proto jsou zesilovače nezbytnou součástí jakéhokoliv diagnostického přístroje, jenž pracuje s různými biologickými signály. Zesilovače nejen, že potřebný signál zesílí, ale zároveň dokážou potlačit rušení a zašumnění. Požadavků na zesilovač je hned několik: musí mít dostatečné zesílení (10 - 100 000), vysoký vstupní odpor (10 M $\Omega$  - 1 G $\Omega$ ), ale výstupní impedance by měla být co nejnižší, požadovaný frekvenční rozsah musí být odolný vůči nedokonale připojeným svodům a chráněný proti poškození velkými vstupními signály. Taktéž musí mít zesilovače co nejmenší vlastní šum, aby nedošlo k znehodnocení snímaného signálu. Jako další základní požadavek na zesilovač jsou filtry HP (dojde k odstranění stejnosměrné složky signálu) a filtry DP (odstranění vyšších harmonických složek) a měl by být vypínatelný. [19]

### 4.2.1 Operační zesilovače

Operační zesilovač (OZ) má kladný (neinvertující) a záporný (invertující) vstup, výstup a dva napájecí vývody. Zesílení obvodu OZ je závislé na zpětné vazbě.

Neinvertující zesilovače (obrázek 4.3) jsou vhodnou volbou pro zesílení většiny signálů. Mají vysokou vstupní impedanci, jež se blíží nekonečnu, neovlivňuje předcházející obvody. Je žádoucí, aby neinvertující OZ měl vhodné potlačení souhlasného signálu CMRR.<sup>1</sup>[20]

<sup>1</sup>CMRR = „Common Mode Rejection Ratio“. Zesílení operačního zesilovače je určeno rozdílem mezi záporným a kladným vstupem. Koeficient CMRR určuje schopnost potlačení součtového signálu a běžně dosahuje hodnoty 95 dB, u lepších OZ až 120 dB.



Obr. 4.3: Neinvertující zesilovač, převzato a upraveno z [19].

Mezi další důležité vlastnosti OZ patří vstupní napěťová nesymetrie (obvykle do 10 mV), vstupní klidový proud  $I_{IB}$  (s typickou hodnotou 80 nA) a vstupní proudovou nesymetrii (s typickou hodnotou 20 nA). Výše uvedené parametry se nazývají statické. Dále jsou zde nelineární a dynamické parametry, mezi které se řadí mezní hodnota vstupního diferenčního napětí  $U_{Ip\_max}$ , mezní hodnota vstupního souhlasného napětí  $U_{I\_max}$ , rozkmit výstupního napětí (jehož hodnota se blíží napájecímu napětí  $\pm U_{cc}$ ), minimální a maximální napájecí napětí  $U_{cc}$  a minimální zatěžovací odpor. Tyto parametry jsou důležité katalogově udávané. [21]

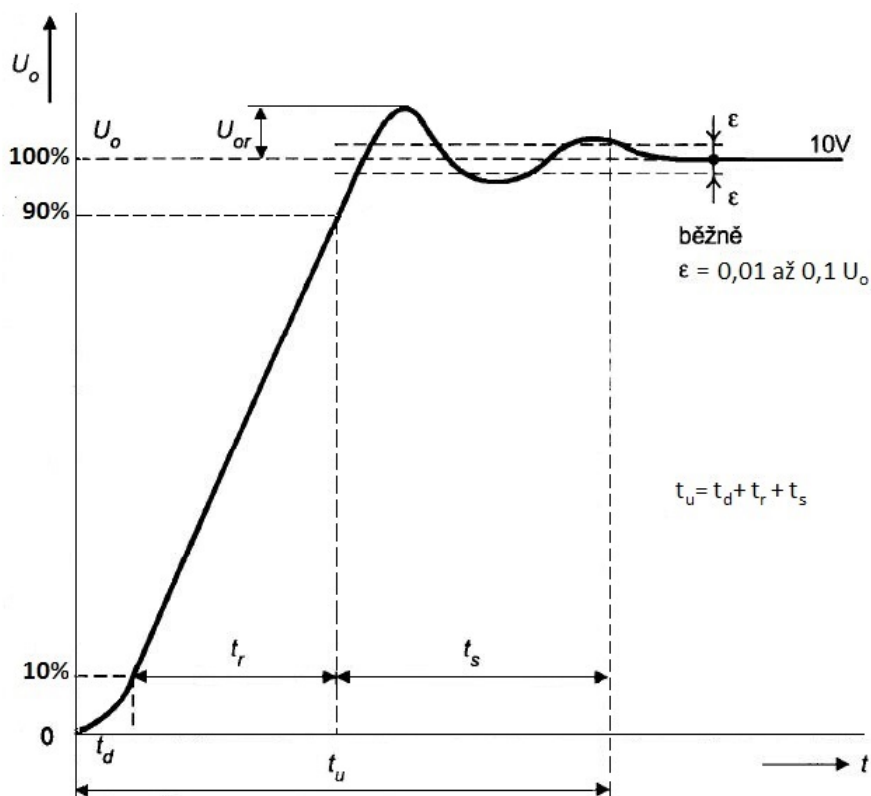
Rychlost přeběhu (slew rate) je označení pro dynamické omezení operačních zesilovačů. Uvádí rychlost odezvy OZ na skokovou změnu vstupního napětí. Vztah 4.1 pro výpočet rychlosti přeběhu:

$$S = \frac{\Delta u_0}{\Delta t} \quad (4.1)$$

Běžně udávaná hodnota rychlosti přeběhu pro OZ je 0,5 - 5 V/ $\mu$ s. Speciální OZ dosahují rychlosti až 100 V/ $\mu$ s. [21]

Dalším dynamickým omezením je mezní frekvence  $f_p$ , která udává kmitočet, při kterém dosáhne strmost sinusoidy o amplitudě  $U_{om}$  rychlosti přeběhu S, při němž nastává zkreslení maximálně 1%.

Doba ustálení  $t_s$  je časový interval, začínající průchodem signálu danou úrovní (obvykle 90%) do chvíle, než signál naposledy dosáhne úrovně, která je větší od ustálené hodnoty o toleranční hodnotu  $\epsilon$ . Grafické znázornění uvedené definice se nachází na obrázku 4.4.



Obr. 4.4: Doba ustálení, převzato z [21].

### 4.3 Odvození tepové frekvence

Jedna ze základních informací ohledně činnosti srdce je určení tepové frekvence. Lze měřit při zátěži i v klidovém stavu pomocí kardi tachometru. Dle tepové frekvence se dají určit abnormality jako jsou bradykardie a tachykardie (rozdělení v podkapitole 2.5). V EKG signálu se tepová frekvence odvozuje ze vzdálenosti sousedních R vln. Vydělením specifikovaného R - R intervalu vzorkovací frekvencí ( $f_{vz}=250$  Hz), dostaneme počet vzorků za vteřinu. Vynásobením tohoto čísla číslem 60 (60 sekund) lze získat počet tepů za minutu, čili okamžitou srdeční frekvenci. [22]

#### 4.3.1 Detekce R vlny

Pro měření tepové frekvence se velmi často využívá signálu EKG. V komplexu QRS, značícího depolarizaci myokardu komor, detektor vyhledává kladný R kmit a tepovou frekvenci vypočítává z jednotlivých intervalů R - R. Jelikož v EKG signálu dochází k jistým změnám, k odvozování tepové frekvence se používá detektor s proměnným prahem. Dochází tak k lepší detekci R - vln. U EKG signálu existuje několik

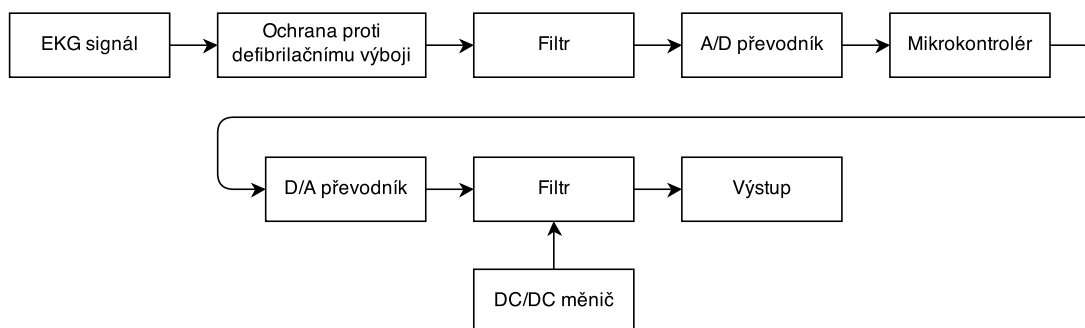
druhů rušení od nízkých frekvencí až po vysoké. Ty se musí účinně omezit a odstranit. Od 0,15 Hz do 0,6 Hz se vyskytují periodické artefakty, způsobené dýcháním. V kmitočtovém rozsahu 0,6 - 1,5 Hz se vyskytují rovněž pohybové artefakty, avšak způsobené pohybem pacienta. Rušení myopotenciály se vyskytují v rozsahu vyšším než 18 Hz a rušení ze sítě je rovno 50 Hz. Podstatná část rušení lze odstranit použitím vhodných pásmových filtrů nebo zavedení korelace signálu ze svodových míst. Detektor R vlny nesmí být závislý na změně polarity signálu. To znamená, že nezáleží za změně polohy měřících elektrod. Jako další musí detektor R vlny splňovat tyto požadavky: funkce musí být nezávislá na pohybu pacienta, nezávislá na polaritě a velikosti vstupního signálu, nezávislá na tvarových změnách a odolná vůči síťovému brumu.[12]

## 5 SYSTÉMOVÉ ŘEŠENÍ KARDIOSTIMULÁTORU

Systémové řešení návrhu lze rozdělit do dvou částí. První z nich je návrh kardiostimulátoru typu „on demand“ a druhá část se skládá ze samotné realizace kardiostimulátoru na nepáživém poli (kapitola 6). Vstupní napětí z intrakardiálního signálu může dosahovat v extrémních případech velikosti až 40 mV. Nicméně ve většině případů toto napětí nepřesáhne hodnotu 20 mV [35]. Z tohoto důvodu se pro návrh kardiostimulačního systému bude počítat s touto hodnotou. Pro testovací účely a realizaci musí být dočasně upraveny hodnoty zesílení, jelikož správnost systému má být ověřena na simulátoru EKG, který poskytuje pouze zprůměrované hodnoty biologického signálu v rozmezí 0,5 - 5 mV.

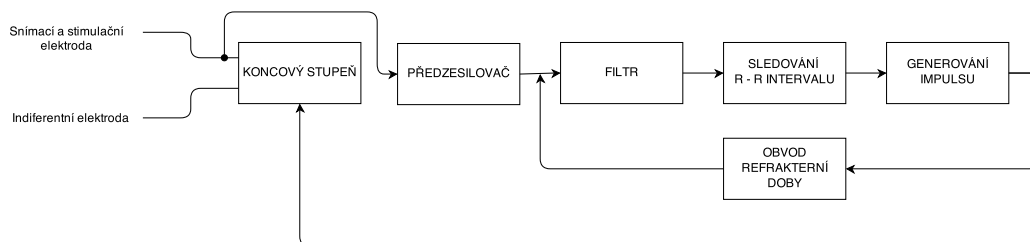
### 5.1 Návrh pevných částí kardiostimulátoru

Navržený kardiostimulátor typu On Demand se skládá z následujících částí: ochranný obvod, filtr, zesilovač EKG signálu, mikrokontrolér s integrovaným A/D převodníkem, D/A převodník, koncový stupeň a dva DC/DC měniče, jak popisuje systémový návrh na obrázku 5.1. Celý obvod je bateriově napájen.



Obr. 5.1: Systémový návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“.

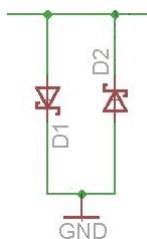
Na blokovém schématu 5.2 je znázornění principu navrženého kardiostimulátoru. Ze snímací elektrody signál přichází do zesilovače a je filtrován. Následující bloky: sledování R-R intervalu, generování impulsu a obvod refrakterní doby jsou řešeny mikrokontrolérem.



Obr. 5.2: Blokové schéma principu kardiostimulátoru „On Demand“.

### 5.1.1 Ochranný obvod

Na vstupu obvodu se nachází ochranný obvod, jehož hlavní funkcí je chránit navržený obvod před elektrostatickou elektřinou. Některé vstupy obvodů jsou na elektrostatickou elektřinu citlivé - např. vstupy CMOS obvodů. Jako ochrana před defibrilačním impulsem poslouží dvě Shottkyho diody v propustném a závěrném směru, znázorněné na obrázku 5.3. Vstupní obvod musí absorbovat značné množství energie, pokud se na vstup dostaví defibrilační impuls. Ten trvá déle než 200 ms s impulsem vysokého napětí až 5 kV.

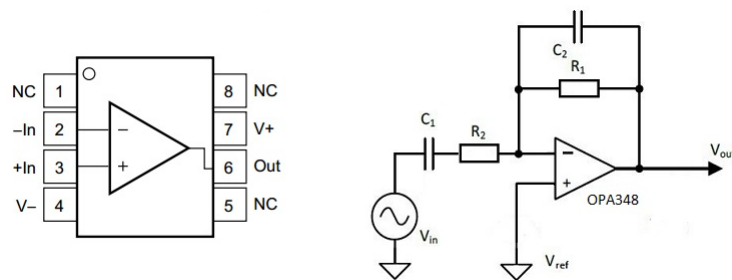


Obr. 5.3: Ochranný obvod proti defibrilačnímu impulsu.

### 5.1.2 Filtr se zesilovačem

Při práci s biopotenciály je důležité získat pouze určitý rozsah spektra, kde má signál významné frekvenční složky. Každý signál obsahuje rušení ve formě šumu. Komplex QRS bývá nejčastěji rušen síťovým brumem 50 Hz. Pro jeho odstranění ze spektra signálu EKG je využito zapojení na obrázku 5.4. Jedná se o neinverující zapojení operačního zesilovače OPA348 [26] spolu s rezistory a kondenzátory, tvořící hardwarový filtr. Hodnoty zvolených součástek se vypočítají dle vzorce 5.1.3 .

Tento obvod lze rozdělit na dvě části. První z nich se skládá z operačního zesilovače, kondenzátoru  $C_1$  a rezistoru  $R_1$ . Zapojení využívá výhody proudové cha-



Obr. 5.4: Vpravo operační zesilovač OPA348 s naznačenými výstupy, vpravo zapojení zesilovače OPA348, tvořící filtr pro 50 Hz. Převzato a upraveno z [26]

Charakteristiky pomocí kondenzátoru a zpětná vazba operačního zesilovače - pomocí rezistoru  $R_1$  - vytváří proporcionální napětí. Kapacitor a rezistor v tomto zapojení představují horní pásmovou propust. Paralelně umístěný kondenzátor  $C_2$  ve zpětné vazbě pomáhá stabilizovat obvod.

$$V_{out} = -R_1 C_1 \frac{dV}{dt} + V_{ref} \quad (5.1)$$

Nízkopříkonový operační zesilovač řady OPA348 s technologií CMOS, má rail-to-rail<sup>1</sup> výstup I/O, napájecí napětí v rozmezí +2,1 V až 5,5V a rychlost přeběhu rovnou 0,5V/ $\mu$ s. Operační zesilovač OPA348 se nachází pouzdře SO-8. Tato součástka byla zvolena z důvodu nízkého napájecího proudu 45 $\mu$ A, vysoké impedance a vysokého využití v lékařských přístrojích, senzorech a snímačích.

### 5.1.3 Mikrokontrolér

Pro návrh systému byl vybrán mikrokontrolér od společnosti Atmel. Konkrétně se jedná o ATmega328 [25], jenž je programovatelný, osmi-kanálový a má 10 bitový integrovaný A/D převodník. Napájení mikrokontroléru ATmega328 se pohybuje v rozmezí 1,8 - 5,5 V, čímž se mikrokontrolér, vzhledem k bateriovému napájení celého systému, jeví jako vhodná součástka.

Parametry mikrokontroléru ATmega328:

- 28 pinů
- Operační napětí 1,8 - 5,5 V
- Architektura mikroprocesoru - advanced RISC (redukovaná)
- Interní kalibrovaný oscilátor
- 8 kanálový, 10 bitový A/D převodník

<sup>1</sup> „Rail-to-rail“ znamená, že výstupní napětí je hodně blízké napětí napájecímu

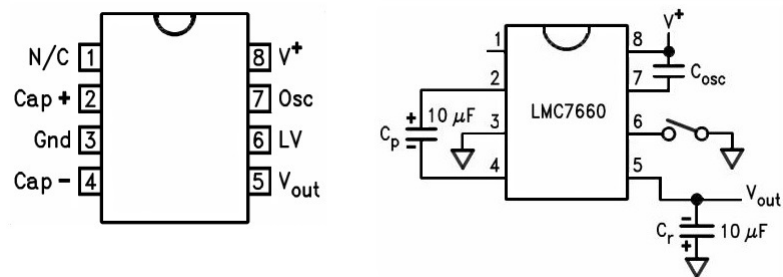
Pro zlepšení energetické bilance je vhodné mikrokontrolér na určitou dobu uspat a v potřebný moment jej znovu probudit.

### 5.1.4 D/A převodník

Digitálně analogový převodník slouží k převedení číslicového signálu na signál spojitý. D/A převodník je zde reprezentován jako odporový dělič napětí. Paralelně nad sebou je uspořádáno osm rezistorů s postupně zdvojnásobujícími se hodnotami. Takto zpojené rezistory mají nízkou spotřebu. Princip je podrobně popsán v podkapitole 6.1.3.

### 5.1.5 DC/DC měnič

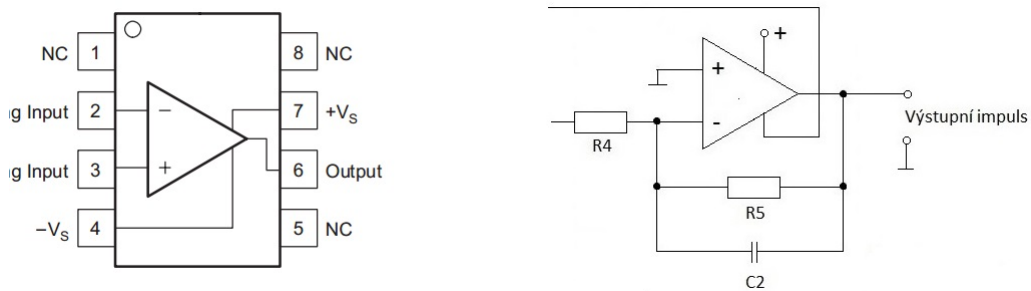
V návrhu kardiostimulátoru typu On Demand se vyskytují dva DC/DC měniče. Prvý z nich, LTC1522 [?] od společnosti Linear Technology, zvyšuje napájecí napětí z Li-Ionového akumulátoru z minimální hodnoty 2,7 V na hodnotu + 5 V, s níž celý systém pracuje. V pouzdře SO-8 se nachází na začátku navrhovaného systému a napájí OZ OPA348 a mikrokontrolér Atmega328 napětím 5 V. Druhý DC/DC měnič LMC7660 [27] od společnosti Texas Instruments, který je připojen k operačnímu zesilovači OPA830, transformuje velikost stejnosměrného napětí. V tomto případě jde o hodnoty z +5 V na - 5 V. Je používán právě proto, že výstupní impuls je generovaný v záporných hodnotách. Měnič LMC7660 má ideální parametry pro použití. Vysokou účinnost - až 95%, která je důležitá vzhledem k bateriovému napájení a nízký napájecí proud o maximální hodnotě 200 $\mu$ A. Využívá technologii CMOS a je schopen změnit kladné napětí v rozmezí 1,5 V až 10 V na požadované záporné napětí. Součástka se nachází v pouzdře SOIC-8. Na obrázku 5.5 je zobrazen DC/DC měnič LMC7660 se znázorněnými vývody a jeho doporučený způsob zapojení.



Obr. 5.5: DC/DC měnič LMC7660, převzato a upraveno z [27].

### 5.1.6 Koncový stupeň

Na konci celého navrženého systému se nachází druhý operační zesilovač OPA830 [28], jenž je napájen DC/DC měničem + 5 V a - 5 V. Jedná se o invertující zapojení do obvodu operačního zesilovače. Spolu se záporným napětím, dodávaným měničem LMC7660, bude na výstupu signál v záporných hodnotách. Zesilovač je zapojen společně s filtrem, který slouží k vyhlazení skokového signálu z D/A převodníku. Důsledkem toho bude signál mírně zkreslen. Obrázek 5.6 zobrazuje obvod operačního zesilovače OPA830 a jeho zapojení společně s rezistory a kondenzátorem. Rezistory mají hodnoty  $R_{13} = 2k4\Omega$  a  $R_{14} = 4k7\Omega$ . Hodnota kondenzátoru  $C_3$  byla zvolena na  $10nF$ .



Obr. 5.6: Aktivní filtr typu dolní propust, převzato a upraveno z [28].

Operační zesilovač OPA830 je rovněž nízkospotřebový, disponuje s flexibilním napájecím napětím v rozmezí 2,8 V až 11 V s rychlostí přeběhu až  $550V/\mu s$ .

## 5.2 Napájení

Implantovaný přístroj nelze napájet z elektrické rozvodné sítě. Napájení je realizováno vysokofrekvenčně z vnějšího zdroje nebo bateriemi, kdy ani v jednom případě nesmí být napájení závislé na vnějších zdrojích. Při každé kontrole v ambulanci se kontroluje její stav. Životnost baterie se pohybuje v rozmezí několika let, většinou se udává 6 - 10 let. Životnost kardiostimulátoru se liší podle typu implantovaného přístroje, typu arytmie a s tím související použitý stimulační režim a dále na četnosti stimulovaných impulsů. V nové baterii je napětí rovno 2,8 V a vnitřní odpor je nižší než 1 k $\Omega$ . Ke konci životnosti se odpor baterie výrazně zvyšuje. Celý systém je hermeticky uzavřen a v případě poklesu napětí baterie je nutné celý přístroj vyměnit. [16],[23].

### 5.2.1 Vývoj baterií v kardiostimulátorech

**1950** - John Hopps: trvalý zdroj elektrického napětí na prvním kardiostimulátoru (zevním).

**1958** - Åke Senning, Rune Elmqvist: první implantabilní kardiostimulátor, zalitý v epoxidové pryskyřici, poháněn nikl - kadmiovou baterií. Životnost tohoto přístroje byla asi 6 týdnů, avšak v tomto případě došlo k vybití baterie už po 8 hodinách, jelikož v průběhu zavádění přístroje došlo k porušení diody.

**1958 - 1959** - vyvinutí radiofrekvenčního kardiostimulátoru s implementovaným bateriovým napájením.

**1960** - začátek využívání zinko - rtuťového článku.

**1973** - kardiostimulátor napájen nukleárním generátorem.

**1975** - nový typ energetického zdroje: lithium - jodidové baterie. [29]

### 5.2.2 Výběr akumulátoru

K napájení kardiostimulátorů se v minulosti využívaly rtuťové články, které byly nahrazeny články lithiovými. HgO/Ag-Zn článek se využíval od doby vzniku kardiostimulátorů až do nedávné doby. Měl konstantní svorkové napětí 1,35 V a výhodnou vybíjecí charakteristiku. Kapacita článku se udává v mAh (miliampérhodina) a čím vyšší kapacitu článek má, tím déle zůstává nabitý. Kapacita rtuťového článku byla 1 000 - 1 800 mAh a jeho životnost byla pouze tři roky. Velikým nedostatkem tohoto napájení bylo uvolňování škodlivého plynu. Postupem času začaly být rtuťové články nahrazovány lithiovými, jejichž životnost se pohybuje v rozmezí 6 - 10 let. Lithiových článků je celá řada, využívají se monočláňkové či vícečláňkové. Zprvu se používaly články lithium - jodidové, poté se postupně přešlo na články Li-Ion (lithium - iontový akumulátor). Napětí lithiové baterie je dáno elektrochemickými

potenciály jódu a lithia s velikostí 3 V a kapacitou v rozmezí 800 - 1 800 mAh. Proudová spotřeba se liší dle typu přístroje. Většinou se pohybuje v rozmezí kolem 10  $\mu$ A.[11],[12],[33]. K napájení celého kardiostimulačního systému se využívají hlavně lithiové akumulátory.

Pro tuto diplomovou práci byl zvolen článek Li-Ion. Vznikl v roce 1991 a od této doby se používá stále více a nahrazuje tak niklmetalhydridový článek, který má větší hmotnost a trpí velkým samovybíjecím efektem. Li-Ion má oproti tomu vyvážený poměr své váhy a kapacity, dále pak velmi malý samovybíjecí efekt a větší vnitřní odpor. Lithium - iontový akumulátor narozdíl od niklu využívá lithium, které je vysoce chemicky aktivní a lehce se mohou vznítit. Proto je nezbytné, aby Li-Ion článek byl umístěn na takovém místě, kde bude docházet k jeho rovnoměrnému vybíjení a tím pádem i chlazení. Ve svém obalu skrývá čip pro kontrolu přehřátí či roztržení akumulátoru. Li-ion baterie využívají uhlíkovou anodu a katoda se skládá z různých druhů kovových solí. V organickém rozpouštědle je lithiová sůl, jež slouží jako elektrolyt. Tento typ akumulátorů je vhodný pro přístroje s nízkým odběrem.[30],[31],[32].

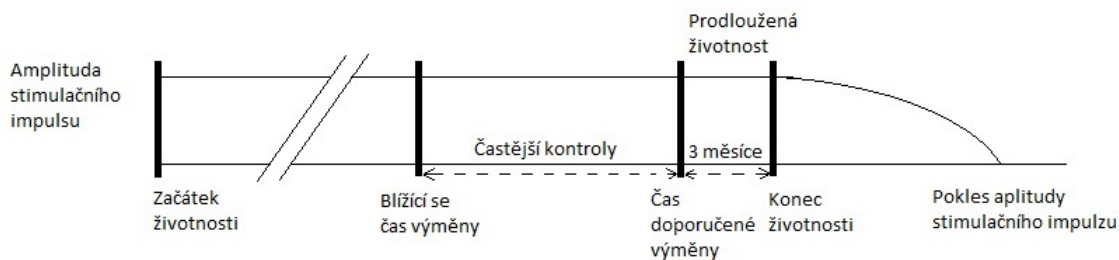
Dalším možným typem jsou lithiopolymerové baterie - Li-Pol, které vznikly jako evoluce výše popsaného Li-Ion článku. Využívají pevný elektrolyt, rovněž mají vyvážený poměr své kapacity a váhy a mají malé samovybíjení (0,05 % kapacity za den). Napětí plně nabitého Li-Pol článku je v rozmezí 4,1 - 4,3 V, kdy hodnota napětí jednoho článku nesmí překročit hodnotu 4,2 V, jinak hrozí nebezpečí exploze baterie. Napětí vybitého článku se pak pohybuje v rozmezí 2,5 - 2,8 V. Překročí-li se však hodnota 30 V na 1 článek, dojde k nevratnému poškození akumulátoru. Lze je snadno vyrobit v jakémkoliv tvaru, mají řadu výhod a jen minimum nevýhod. Lithium polymerové baterie mají velmi malou hmotnost a vysokou energetickou hustotu. Vysoká energetická hustota znamená, že na jednotku hmotnosti akumulátoru je uloženo velké množství elektrického náboje.[30],[31].

V reálných kardiostimulátorech se stále využívá akumulátor typu Li-Ion, avšak vzhledem k výše uvedeným porovnáním se jako nejlepší zdroj napájení pro tuto práci jeví lithium polymerové akumulátory.

### 5.2.3 Stav baterie

Stav baterie se vyhodnocuje při kontrolách pomocí přiložení magnetu či dle telemetrického spojení s programátorem. Každý výrobce má určenou dobu výměny přístroje při vyčerpání napájecího zdroje. Dle platné technické normy [24] jsou stanovena a definována různá stádia životnosti baterie. Na následujícím obrázku 5.7 jsou znázorněna jednotlivá stádia, dle elektrické kapacity baterie kardiostimulátorů.[1]

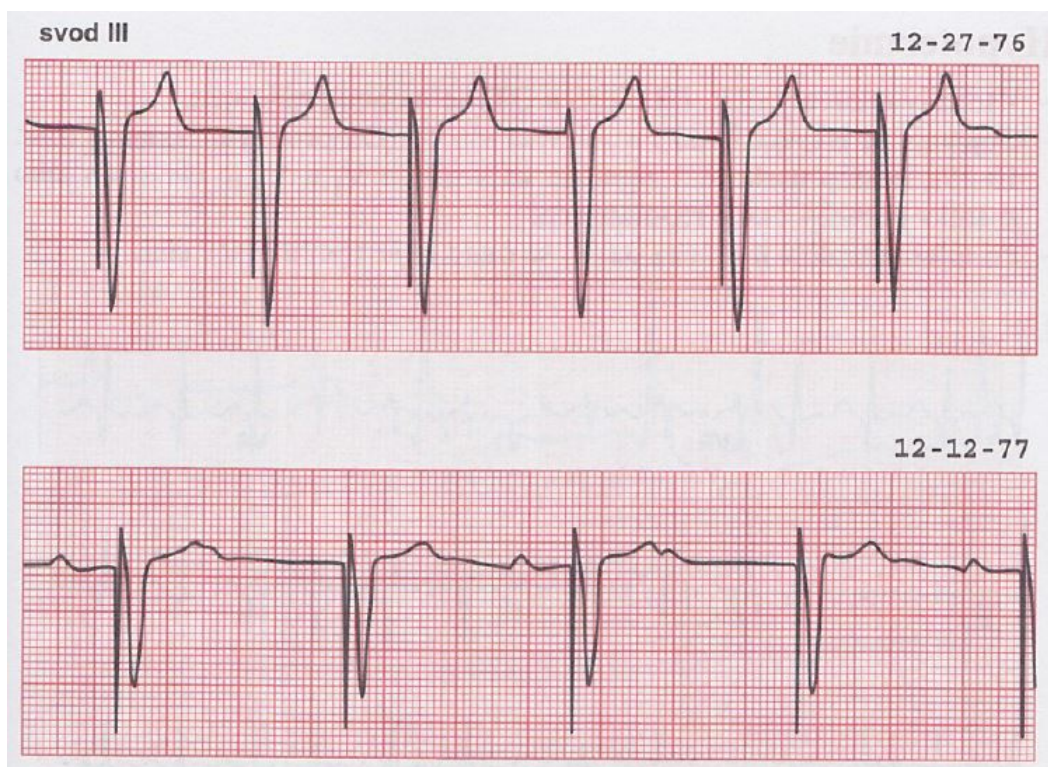
- Uvedení výrobku výrobcem na trh se označuje jako začátek životnosti přístroje (BOS - „Beginning of service“, BOL - „Beginning of life“).



Obr. 5.7: Stádia životnosti baterie, převzato a upraveno z [1].

- Některé typy přístrojů mají od výroby identifikátor, který upozorňuje na blížící se čas výměny (ERN - „Elective Replacement Near“). Od tohoto upozornění až do doby výměny baterie je pacient kontrolován v kratších časových intervalech.
- Čas doporučené výměny (ERT - „Elective Replacement Time“, RRT - „Recommended Replacement Time“) je předem určený práh výrobcem. Od tohoto bodu začíná prodloužená životnost, která zhruba po třech měsících vede k vybití baterie a následnému ukončení životnosti přístroje.
- Konec životnosti (EOF - „End Of Life“) - skončila prodloužená životnost a dochází k poklesu stimulačního impulsu. Dojde k provedení úsporných režimů, kdy se dvoudutinové režimy změny na jednodutinové z důvodu maximálního omezení energetické spotřeby (viz podkapitola 3.2). [1]

Na obrázku 5.8 je záznam povrchového EKG, znázorňující kapacitní pokles zdroje. Správná funkce kardiostimulátoru (nahore) a pokles frekvence kapacity akumulátorového zdroje, který se projeví zvětšením vzdáleností mezi dvěma stimulačními impulsy (dole). Na časové ose je zobrazen čas v ms na čtvereček a na napěťové ose je zobrazeno napětí v mV na čtvereček.[34]



Obr. 5.8: Vliv poklesu baterie na EKG křivku, převzato a upraveno z [34].

## 6 OVĚŘENÍ ŘEŠENÍ A FUNKCE

### 6.1 Realizace hardware

Realizace a ověření funkce navrženého systému se prováděla na nepájivém poli s asistencí EKG testeru, zapůjčeného Městskou nemocnicí Ostrava. Hodnota EKG signálu na výstupu z EKG testeru se pohybuje v rozmezí 0,5 - 5 mV, jelikož se jedná o simulovaný záznam ze zprůměrovaných hodnot patientského EKG .

Ověření funkčnosti probíhalo na stejném zapojení i se stejnými součástkami, jaké byly navrženy, avšak s drobnými upravami, které budou dále popsány. Realizace probíhá na open-source platformě, zvané Iduino UNO.

Vzhledem k tomu, že operační zesilovače OPA348 a OPA830, včetně DC/DC měniče LMC7660 byly poskytnuty společností Texas Instruments jako testovací vzorky ve formě SMD, bylo zapotřebí použít redukční destičku, na níž se mikropájkou součástky připájely. Foto redukční destičky se nachází v příloze. Celý systém, tvořen třemi SMD obvody na destičce, byl následně vložen do nepájivého pole. Platforma Iduino UNO, propojená přes USB rozhraní s počítačem, disponuje napájecím napětím + 5 V, kterým je výsledný návrh systému napájen. Vyvedené napájení z platformy Iduino UNO je navíc filtrováno proti rušení a zákmitům napětí dvěma kondenzátory o hodnotách 100 nF a 100 $\mu$ F.

#### 6.1.1 Zesílení a filtrování EKG signálu

Co se týče zesílení a upravení signálu, jsou použité součástky stejné, jako v návrhu systému. Napěťová reference, která přichází na neinvertující vstup operačního zesilovače OPA348, je tvořena dvěma rezistory se stejnou hodnotou a to 100k $\Omega$ . Takto umístěné rezistory vytvoří napěťovou referenci o hodnotě 2,5 V, což je polovina napájecího napětí. Čím vyšší hodnota rezistorů, tím nižší celkový odběr děliče, avšak zvyšuje se pravděpodobnost vlivu rušení na výsledné referenční napětí. Příliš nízké hodnoty rezistorů by odběr celého systému zbytečně zvýšily. Na napájecích vstupech operačního zesilovače OPA348 je připojen filtrační kondenzátor pro zlepšení jeho stability.

#### 6.1.2 Mikrokontrolér

Jedná se o 8-bitový mikrokontrolér ATmega328 od společnosti Atmel, jenž byl popsán výše, v podkapitole 5.1.3. Má čtrnáct digitálních vstupů a výstupů. Mikrokontrolér má integrovaný A/D převodník a nachází se na open-source platformě, zvané Iduino UNO. [25]

Iduino UNO je základová deska s mikrokontrolérem. Zdroj energie se volí automaticky buď z USB či baterie. Externí napájení může probíhat pomocí adaptéru AC-to-DC nebo baterie. Napětí na desce může pracovat s dodáním 6 - 20 V. Doporučované pracovní napětí je však v rozmezí 7 - 12 V. Pokud je napětí pod dolní hranici, deska může být nestabilní. V opačném případě může dojít k poškození desky přehřátím.[25]

K napájení celého systému na nepájivém poli posloužila právě platforma Iduino UNO, jež disponuje s napětím +5 V. Celé Iduino UNO je napájeno pomocí USB z počítače.

### 6.1.3 D/A převodník

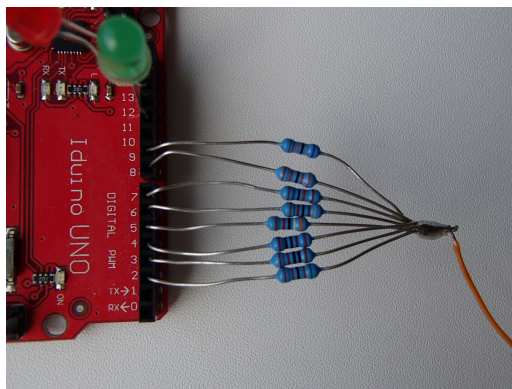
D/A převodník je realizován jako odporový dělič napětí. Vzhledem k tomu, že mikrokontrolér ATmega328 je osmi-bitový, nachází se na jeho výstupu osm rezistorů s rozdílnými hodnotami. Rezistor R5 s nejvyšší hodnotou  $680\text{ k}\Omega$  se nachází na pinu s nejnižší vahou. Naopak rezistor s nejnižší hodnotou  $5\text{ k}\Omega$  je umístěn na pinu s nejvyšší vahou. Nejvyšší váha nejvíce ovlivňuje výslednou analogovou hodnotu. Hodnoty paralelně zapojených rezistorů jsou voleny jako dvojnásobek předchozího rezistoru s následujícími hodnotami:

R5	$680\text{ k}\Omega$
R6	$330\text{ k}\Omega$
R7	$160\text{ k}\Omega$
R8	$82\text{ k}\Omega$
R9	$39\text{ k}\Omega$
R10	$20\text{ k}\Omega$
R11	$10\text{ k}\Omega$
R12	$5\text{ k}\Omega$

Hodnoty rezistorů byly zvoleny tak, aby byly co nejblíže dostupným odporovým řadám. Zapojení odporového děliče se nachází na obrázku 6.1 Jako zátěž na výstupu je použit rezistor  $R13 = 2\text{ k}\Omega$ .

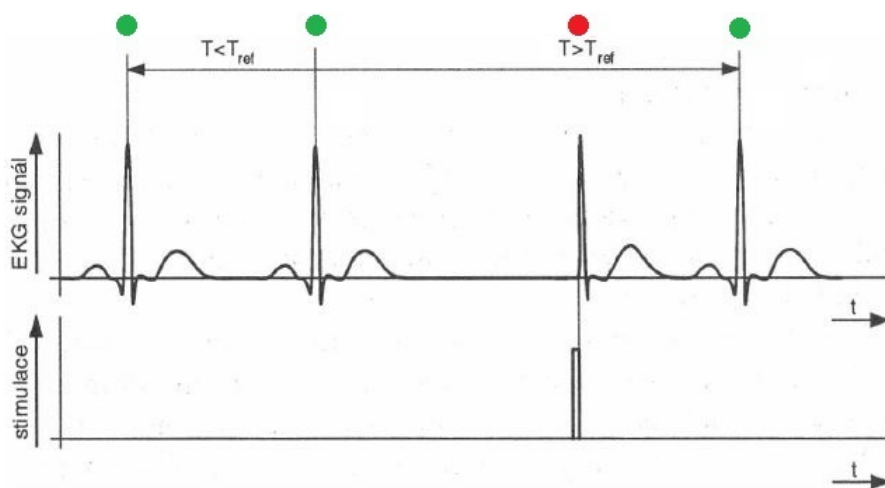
### 6.1.4 Signalizace

Pro testovací účely a lepší vizualizaci funkčnosti kardiostimulačního systému lze do pinů (12, 13 a GND) na platformě Iduino UNO umístit dvě LED diody. Při umístění zelené diody do pinů 13 a GND se zobrazí vlastní srdeční akci, resp. jde o znázornění R vln. V případě, že se R vlna neobjeví, problikne červená LED dioda,



Obr. 6.1: D/A převodník řešený jako odporový dělič.

umístněna v pinech 12 a GND, která značí stimulační impuls. Průběh EKG i stimulační impuls, včetně zobrazení odpovídajících barev LED je znázorněn na obrázku 6.2). Vzhledem k tomu, že v této práci se má uvažovat o co nejmenší energetické bilanci, jsou tyto LED diody odnímatelné a celý systém pracuje i bez nich.



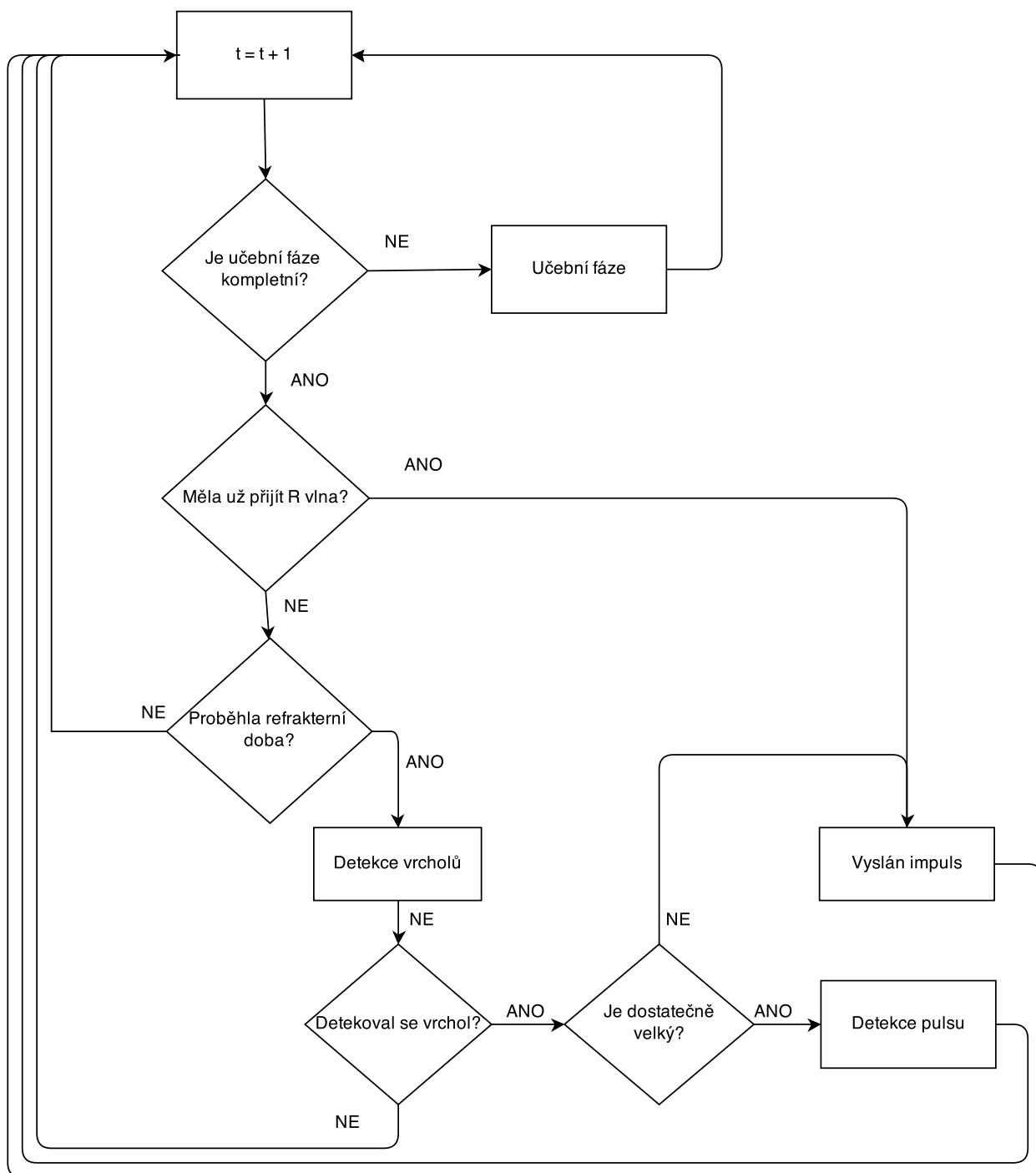
Obr. 6.2: Průběh EKG s LED označením pro vizualizaci.

## 6.2 Softwarová realizace

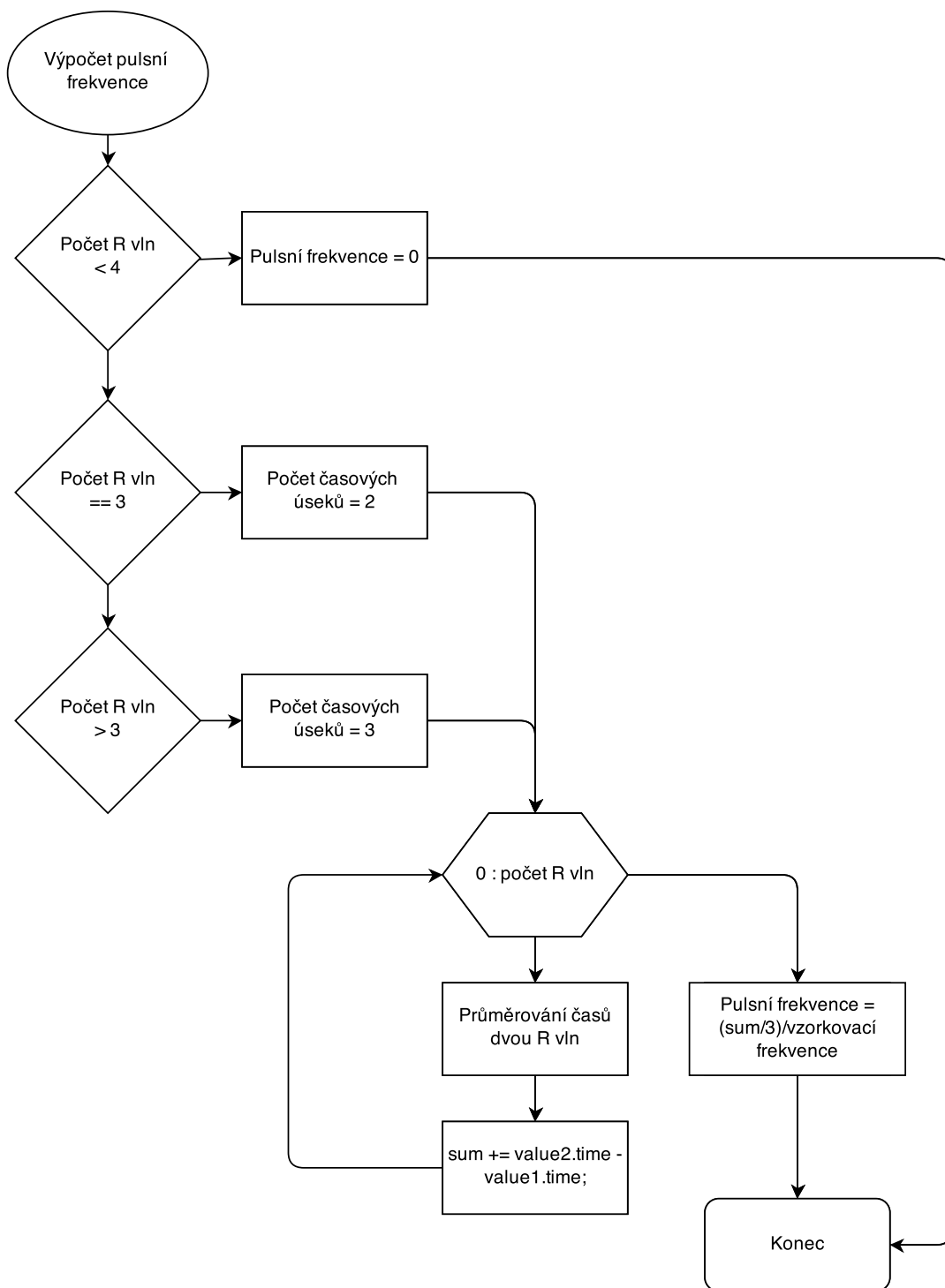
Softwarová realizace obsahuje dva stěžejní vývojové diagramy celé práce a popis programu s ukázkami implementace zdrojového kódu. Podkapitola rovněž popisuje počítání pulsní frekvence a refrakterní doby.

## 6.2.1 Vývojové diagramy

Vývojové diagramy popisují detekci R vln a výpočet pulsní frekvence.



Obr. 6.3: Detekce R vln.

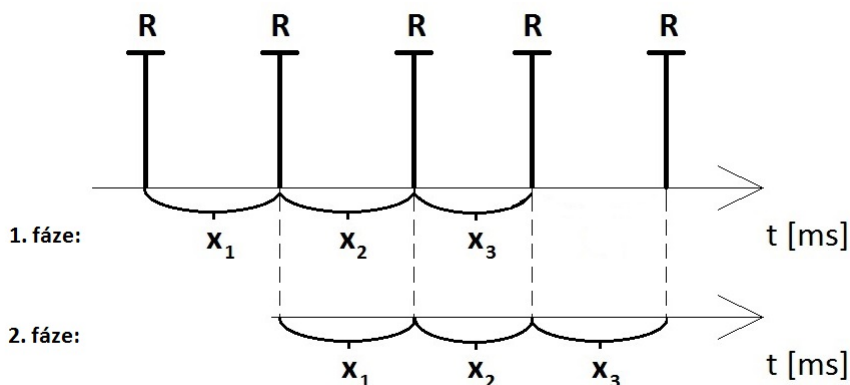


Obr. 6.4: Počítání pulsní frekvence.

### 6.2.2 Popis programu

Program `demand.ino` je napsán v programovacím jazyce Arduino, který je založený na C/C++. Na počátku programu je v proměnné `sampleRate` definována vzorkovací

frekvence. Hodnota  $f_{vz}$  v tomto případě činí 250 Hz. Program pracuje s posledními osmi R vlnami. Po nadefinování globálních proměnných začíná program s učební fází. Ta trvá zhruba 3 vteřiny. V učební fázi program signál umocní a dle nejvyšších dosažených hodnot, přicházejících z A/D převodníku, detekuje R vlny a z nich vypočítá tepovou frekvenci. Na obrázku 6.5 jsou znázorněny detekované R vlny s označením „R“ a třemi časovými úseky s označením  $x_{1,2,3}$ .



Obr. 6.5: Počítání tepové frekvence.

Tepová frekvence se spočítá sečtením tří časových úseků mezi čtyřmi R vlnami, vydělí se jejich počtem a následně vzorkovací frekvencí, jak ukazuje vzorec 6.1 níže.

$$\frac{|x_1| + |x_2| + |x_3|}{3} : f_{vz} \quad (6.1)$$

Po učební fázi program očekává R vlnu v daném okamžiku  $\pm 10\%$  doby mezi posledníma dvěma R vlnami. Při představě klidové tepové frekvence s jedním srdečním úderem za vteřinu, je tep reprezentován 60 stahy za minutu. Tolerance 10% od očekávané R vlny představuje buď pokles ze 60 tepů/minutu na 46 tepů/minutu nebo maximální nárůst tepové frekvence na 86 tepů/minutu. Takováto náhlá změna může nastat pouze při kolapsu pacienta, nebo při patologii EKG signálu, jakým může být například atrioventrikulární blokáda. Ukázka výpočtu tepové frekvence pomocí již uvedeného obrázku 6.5 a vzorce 6.1:

	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$x_4$
TEP	60	60	60	$z$
ČAS	1 s	1 s	1 s	$y$

Jestliže program během učící fáze vyhodnotí tři časové úseky po jedné vteřině, měly by hodnoty podle vzorce 6.1 vypadat následovně, jak ukazuje vzorec 6.2:

$$\frac{3 \text{ s}}{3} = 1 \text{ s} \quad (6.2)$$

Příklad určení dolní a horní hranice výpočtu tepové frekvence ukazují vzorce 6.4 a 6.6. Pokud dojde ke zvýšení tepu o 10%, zkrátí se očekávaný časový úsek z 1 na 0,9 vteřin. V případě, že čas poklesne na 0,9 sekund, bude vzorec 6.3 vypadat následovně:

$$\frac{x \text{ s}}{3} = 0,9 \text{ s} \quad (6.3)$$

$$0,9 \text{ s} \cdot 3 \text{ časové úseky} = x \text{ s}$$

$$0,9 \text{ s} \cdot 3 \text{ časové úseky} = 2,7 \text{ s}$$

2,7 vteřin se tak musí rozdělit do následujících tří časových úseků. Pokud jsou dva časové úseky  $x_1$  a  $x_2$  rovny jedné vteřině,  $x_3$  musí být rovno 0,7 sekund (v tabulce 6.2.2 značeno proměnnou  $y$ ). Následná detekce tepu se spočítá následovně:

$z = 60 \text{ tepů} : y = \text{počet tepů}$ , čili

$$z = \frac{60}{0,7 \text{ s}} = 86 \text{ tepů za minutu} \quad (6.4)$$

Snížení tepu roztáhne časový úsek z 1 vteřiny na 1,1 vteřiny a to by znamenalo modifikaci tabulky na následující hodnoty ve vzorci 6.5:

$$1,1 \text{ s} \cdot 3 = 3,3 \text{ s} \quad (6.5)$$

Následně by se proměnná  $y$  spočítala na 1,3 sekundy a z této hodnoty:

$$z = \frac{60}{1,3 \text{ s}} = 46 \text{ tepů za minutu} \quad (6.6)$$

Dále je nastavena délka klouzavého okna na hodnotu 3 000 vzorků. Tento počet vzorků odpovídá zhruba 12 sekundám při vzorkovací frekvenci 250 Hz, jak ukazuje výpočet ve vztahu 6.7.

$$12 \cdot 250 = 3000 \quad (6.7)$$

Následuje ukázka implementace detekce tepové frekvence.

---

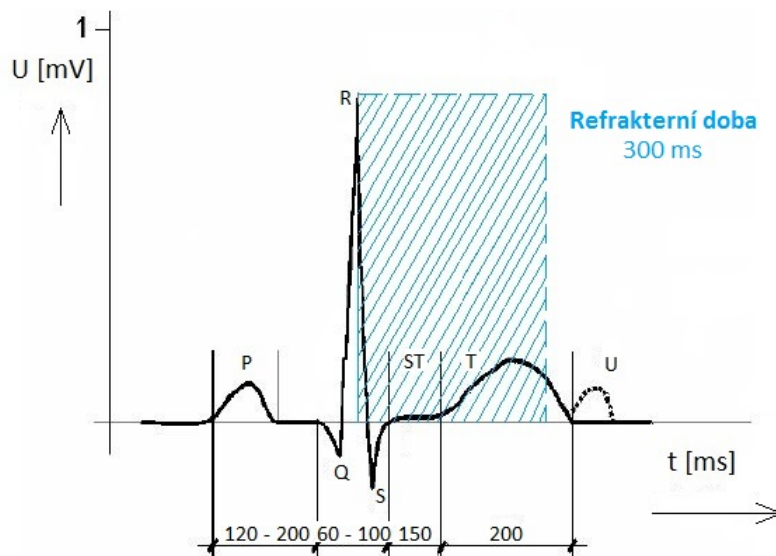
```

159 void computePulseFreq ()
160 {
161     if (RWavesCount < 4)
162         pulseFrequency = 0;
163     else
164     {
165         int RWavesComputeCount;
166         if (RWavesCount == 3)
167             RWavesComputeCount = 2;
168         else if (RWavesCount > 3)
169             RWavesComputeCount = 3;
170         int sum = 0;
171         int i;
172         for (i = 0; i < RWavesComputeCount; i++)
173             {
174                 struct measuredValue value1 = RWaves[RWavesCount - i - 2];
175                 struct measuredValue value2 = RWaves[RWavesCount - i - 1];
176
177                 sum += value2.time - value1.time;
178             }
179         pulseFrequency = (sum/3)/sampleRate;
180     }
181     printf("Pulzni frekvence je %0.2f Hz\n", pulseFrequency);
182 }

```

---

Po detekci R vlny následuje refrakterní doba, která bývá dlouhá 150 ms. Vzhledem k tomu, že se může vyskytnout elevace T vlny, bylo zapotřebí refrakterní dobu prodloužit o dobu trvání T vlny. T vlna bývá dlouhá maximálně 200 ms. Výsledná refrakterní doba má však velikost 300 ms (150 ms + 150 ms - obrázek 6.6), protože T vlna po 150 ms začíná klesat a nehrozí tak její detekce jako nově se vyskytující R vlna.



Obr. 6.6: Znázornění refrakterní doby (modře) po detekování R vlny.

Refrakterní doba je však rozdílná dle tepové frekvence. Proto se v programu nachází ošetření situace.

`RWaves[RWavesCount-1].time + 0.3*(1/pulseFrequency)*sampleRate`  
 Refrakterní doba se zkracuje, či prodlužuje v závislosti na rychlosti tepu.

---

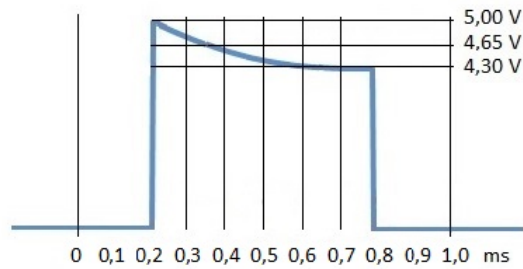
```

58  else
59    {
60    int refracterTimeIndex = RWaves[RWavesCount-1].time + 0.3*(1/
    ↪ pulseFrequency)*sampleRate;
61    int lastPossibleTimeIndex = RWaves[RWavesCount-1].time + (1/
    ↪ pulseFrequency)*sampleRate;
62    if (refracterTimeIndex <= measuredValueLastIndex)
63    {
64      int lastPeakSquare = RWaves[RWavesCount-1].value * RWaves[
    ↪ RWavesCount-1].value;
65      int currentValueSquare = mValue.value * mValue.value;
66      if (currentValueSquare > lastPeakSquare*0.4) i
67      {
68        RWaveStarted = 1;
69        lastValue = mValue;
70      }
71    }
  
```

---

Obrázek 6.7 znázorňuje rozměření výstupního impulsu. Celý impuls trvá 0,6 ms.

Nejprve se provedlo navzorkování signálu po 100 milisekundách od 0 ms po 1 ms a poté proběhlo kvantování v rozmezí 0 - 5 V.



Obr. 6.7: Rozměření výstupního impulsu.

Vzhledem k použití osmi bitového D/A převodníku je 5 V vyjádřeno binární hodnotou 255. Z přiloženého obrázku lze vyčíst následující hodnoty, uložené do tabulky 6.1:

Tab. 6.1: Vypočtené hodnoty impulsu.

Čas	Velikost
0,0 ms	0,00 V
0,1 ms	0,00 V
0,2 ms	5,00 V
0,3 ms	4,80 V
0,4 ms	4,65 V
0,5 ms	4,40 V
0,6 ms	4,35 V
0,7 ms	4,30 V
0,8 ms	4,30 V
0,9 ms	0,00 V
1,0 ms	0,00 V

Při konstatování, že  $5 \text{ V} = 255$ , lze výpočtem určit následující hodnoty pro dané časové úseky a to: 255, 244, 237, 224, 222, 219 a 219.

Příklad výpočtu:

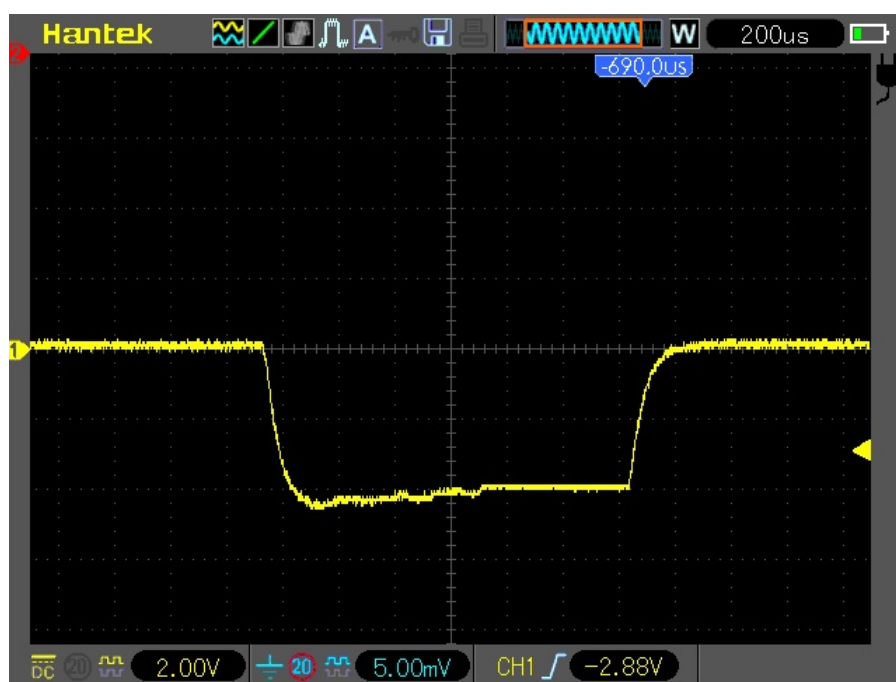
$$\frac{255}{5} \cdot 4,8 = 244 \quad (6.8)$$

Iduino UNO umožňuje pulsní šířkovou modulaci a bylo by tak možno namodelovat tento impuls na jeden pin. Ovšem bylo by nutné za něj zapojit kondenzátor pro vyhlazení křivek. Toto zapojení by však způsobovalo zpomalenou reakci na výstupu

a signál by byl mírně zdeformován. Právě proto je vhodnější zapojit odporový dělič do 8 pinů Iduino UNO a na každém pinu vzorek vyjádřit osmi-bitovým číslem. Na každém pinu, kde se potřebuje vyjádřit binární hodnota 1 se vyjádří hodnotou 255 a logická nula je nulou. Následně jsou hodnoty, přiváděné na výstup přepsány do následujících kombinací:

255	=	255	255	255	255	255	255	255	255
244	=	255	255	255	255	0	255	0	0
237	=	255	255	255	0	255	255	0	255
224	=	255	255	255	0	0	0	0	0
222	=	255	255	0	255	255	255	255	0
219	=	255	255	0	255	255	0	255	255

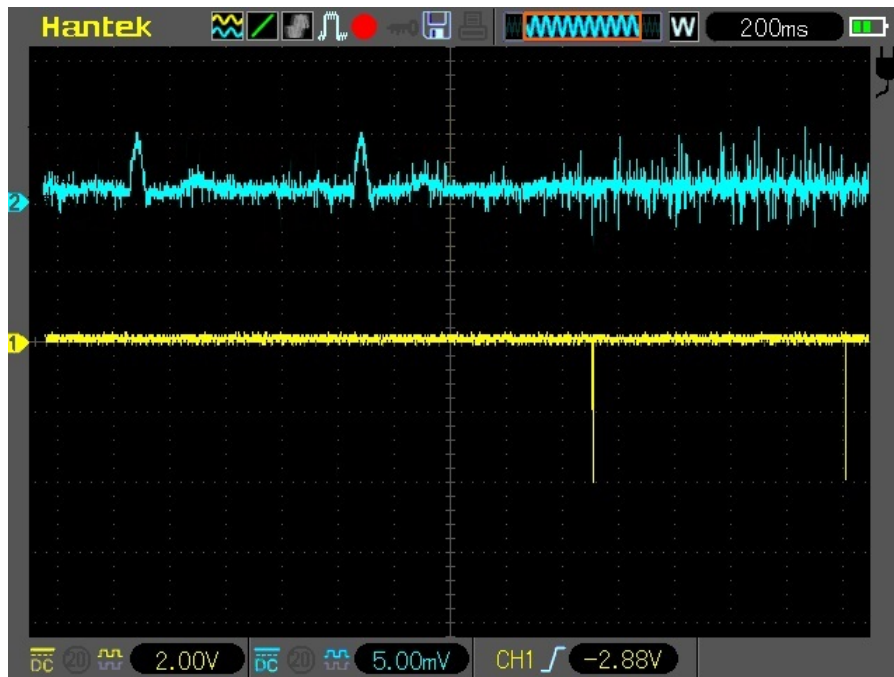
Na obrázku 6.8 je zachycen výsledný vymodelovaný impuls z osciloskopu HANTEK DSO1102B. Na obrázcích 6.9 - 6.11 modře označené linie patří vstupnímu EKG signálu z EKG testeru. Žlutě označená linie ukazuje reakci navrženého kardiostimulačního systému. V prvním případě na obrázku 6.9 program dekekoval přicházející R vlny a nereaguje. Sleduje R vlny do doby, dokud nenastane asystolie, či nedojde R vlna. Pokud se R vlna neobjeví, jsou vysílány impulsy (obrázek 6.10) do té doby, dokud se R vlna opět nezobrazí. Na posledním uvedeném obrázku 6.11 je záznam pouze přicházejících impulsů, jelikož se žádná R vlna neobjevila. V tomto případě je série impulsů nastavena dle vyhodnocení učící fáze.



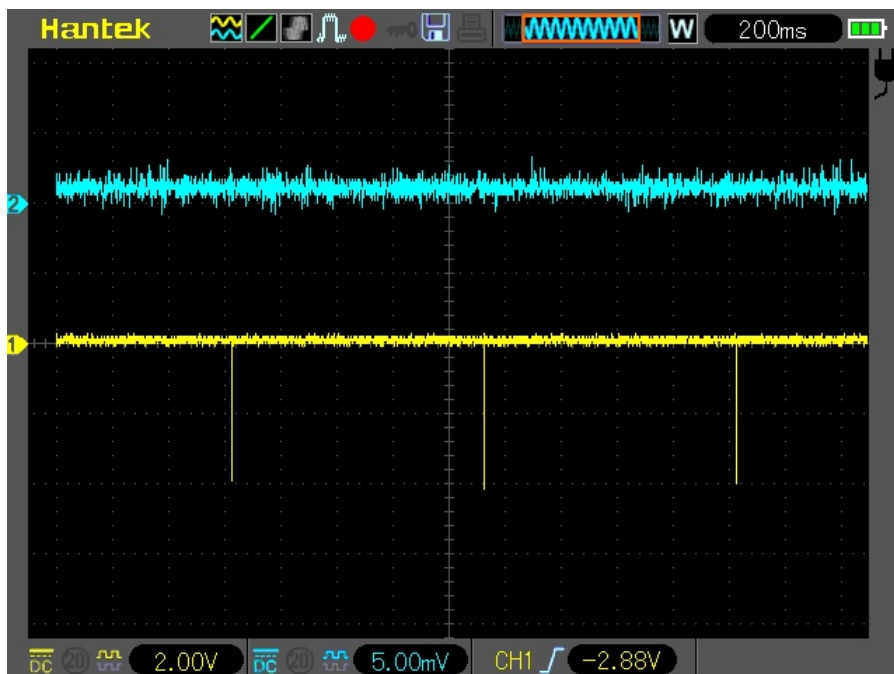
Obr. 6.8: Výsledný tvar výstupního impulsu. Šíře 1,2 ms s 5 V amplitudou.



Obr. 6.9: Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru.



Obr. 6.10: Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru.



Obr. 6.11: Modře záznam EKG signálu, žlutě reakce kardiostimulátoru.

## 7 DISKUZE

Diplomová práce na téma kardiostimulátor typu „On Demand“ popisuje anatomii srdečního svalu, převodního systému srdečního, typy kardiostimulace a rovněž obsahuje poznatky o hardwarovém a softwarovém řešení daného přístroje.

Smyslem této práce bylo navržení bateriemi napájeného kardiostimulátoru řízeného počítačem, jenž bude inhibován R vlnou a bude tak adaptivní na tepovou frekvenci zdrojového signálu. Tepová frekvence se vypočítá softwarově v programu `demand.ino`.

Čtyři R vlny jsou od sebe vzdáleny tři časové úseky. Sečtením těchto úseků, vydělením jejich počtem a následným dělením vzorkovací frekvencí, se na výsledku objeví aktuální tepová frekvence. V časové ose je tolerance pro detekování R vlny určena na 10%, což je více než dostačující doba. Pokud je tepová frekvence rovna 60 tepům za minutu, znamená to, že každou vteřinu je detekována jedna R vlna. Pokud se k 1 vteřině přičte 10%, je výsledný časový úsek roven 1,1 vteřině. Po dosazení do vzorce 6.1 se objeví skok ze 60 tepů na 46 tepů/min, což je fyziologicky nemožné. Pro vizualizaci lze do platformy Iduino Uno na piny 12 a 13 umístit dvě LED diody. Prvá z nich signalizuje každou detekovanou R vlnu a druhá dioda značí stimulační výboj. Obě diody jsou odnímatelné.

Jako vhodné rozšíření práce by bylo měření stavu baterie, které lze nejjednodušeji provést propojením kladného pólu baterie na analogový vstup platformy Iduino UNO a záporný pól do pinu GND. V programu se poté načítá hodnota analogového pinu metodou `analogRead`. Metoda využívá osmi-bitového A/D převodníku a udává napětí v hodnotách 0-1023, kdy hodnota 1023 odpovídá 5 V. Aktuální hodnota napětí v baterii se vypočte vydělením hodnoty z A/D převodníku číslem 204,8, což odpovídá 1 V. V programu se dále nastaví, hodnota pod zvolenou mez, která bude indikovat slábnoucí baterii. Tento pokles napětí je signalizován blikající modrou LED diodou umístěnou v 11. pinu.

Nezbytnou podmínkou bylo provést návrh s ohledem na minimální spotřebu celého systému s ohledem na napájení bateriemi. Tento problém byl vyřešen uspáváním mikrokontroléru ATmega328 a D/A převodníku TC1320. Obě součástky jsou navrženy tak, že jsou v hibernaci a probudí se až v potřebný čas. Taktéž byly výhradně použity součástky s co nejnižší spotřebou.

Patologických signálů EKG je celá řada. Práci by šlo rozšířit o detekci flutteru komor, který není příliš běžný a spíše přechází ve fibrilaci komor, kde je zapotřebí použití defibrilačního přístroje a kardiostimulátor sám o sobě nestačí. Navržený program by mohl po refrakterní dobu sledovat impuls, aniž by reagoval a v případě, že zaznamená sled rychle po sobě jdoucích, nepravidelných (chaotických) R vln, tak teprve poté by byl vyslán impuls. Popsaná detekce flutteru komor je ovšem nad rámec

této diplomové práce, avšak v programu je zakomentováno místo, určené pro toto rozšíření.

Tato diplomová práce slouží ke shrnutí problematiky kardiostimulátoru On Demand. Obsahuje rozsáhlou literární rešerši o činnosti srdce a následně zahrnuje i kardiostimulaci a možnosti akvizice biologických signálů. Praktická část je zastoupena funkčním hardwarem, který simuluje chování kardiostimulátoru dle vstupního EKG signálu.

## 8 ZÁVĚR

Práce je věnována návrhu kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikroprocesorem. Cílem práce bylo prostudování fyziologického i patologického EKG a seznámení se s teorií kardiostimulátorů. Větší pozornost pak byla zaměřena na kardiostimulátor on demand, jemuž je práce věnována. Rovněž bylo navrženo napájení zařízení bateriovými akumulátory. Tento mikroprocesor ATmega328 od firmy ATMEL je pevnou součástí platformy Iduino UNO. Rovněž je kardiostimulátor inhibován R vlnou a je adaptivní na tepovou frekvenci a s vysokou účinností rozpoznává srdeční arytmie typu atrioventrikulární blokáda II. stupně, elevace T vln, aj.

Seznámila jsem se s vývojovým prostředím Arduino, jenž využívá programovací jazyk C/C++. Návrh kardiostimulátoru typu „On Demand“ řízeného mikroprocesorem je realizován na nepájivém poli, kde jsem zvolila obvod s operačním zesilovačem typu OPA348 a OPA830 od společnosti Texas instruments, dále mikrokontrolér ATmega238 od společnosti ATMEL, D/A převodník jsem realizovala jako napěťový dělič a DC/DC měnič LMC7660 jsem vybrala rovněž od společnosti Texas Instruments. Vzhledem k SMD rozměrům tří z uvedených zvolených obvodů, jsem součástky umístila na redukční destičku, kterou jsem následně upevnila v nepájivém poli.

V práci se věnuji systémovému návrhu zařízení s ohledem na minimální spotřebu celého zařízení a napájení bateriemi. Z tohoto důvodu jsem zvolila „uspávání“ mikrokontroléru na dobu, kdy není používán a jeho opětovné probuzení v potřebný čas, jež je proměnný dle tepové frekvence. Taktéž jsem provedla systémový návrh zařízení, celkové elektrické schéma zapojení a navrhla desky plošných spojů v programu Eagle.

## LITERATURA

- [1] Korpas, David: *Kardiostimulační technika, 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, 206 s. ISBN 978-80-204-2492-1.*
- [2] Přidalová, Miroslava, Jarmila Riegerová: *Funkční anatomie II, 1. vyd. Olomouc: Hanex, 2009, 174 s. ISBN 978-80-7409-025-7.*
- [3] MLČOCH, Zbyněk. [online][cit.2013-09-29]. Dostupné z URL: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/anatomie-lidske-telo/lidske-srdce-srdce-cloveka-obrazky-anatomie-popis-funkce-fyziologie>.>.
- [4] PĚGRÍM Radomír, Anton VALACHOVIČ: *Anatomie a fyziologie člověka, 2. vyd. Praha: Avicenum, 1972, 516 s.*
- [5] Výukový web EKG. [cit. 2013-10-12] Dostupné z URL: <http://ekg.kvalitne.cz>.
- [6] Praktická cvičení z lékařské biofyziky. [cit. 2013-11-03] Dostupné z URL: [http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz\\_text.php?identifik=kb\\_f\\_1526\\_t&kod\\_kurzu=kb\\_f\\_1526&id\\_kap=1&startpos=5](http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?identifik=kb_f_1526_t&kod_kurzu=kb_f_1526&id_kap=1&startpos=5).>.cit.2013-11-03.>.
- [7] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 164 s. ISBN 978-80-210-4923-9.*
- [8] ŠIMURDA, Jiří: *Bioelektrické jevy. Brno. Výukový materiál. Vysoké učení technické v Brně, 75 s.*
- [9] ŠTEJFA, Miloš: *Kardiologie, 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1995, 557 s. ISBN 80-716-9110-0.*
- [10] Historie Ústavu pro choroby oběhu krevního a kliniky kardiologie. [cit. 2013-11-20]. Dostupné z URL: <http://www.ikem.cz/www?docid=1004103>.
- [11] Příručka k programování kardiostimulátoru Adapta/Versa/Sensia. [cit. 2013-11-20]. Dostupné z URL: [www.medtronic.com/manuals](http://www.medtronic.com/manuals).
- [12] CHMELARŠ, Milan, Jiří ROZMAN: *Lékařská přístrojová technika, 1. vyd. Praha: SNTL - nakladatelství technické literatury, 1982, 182 s.*
- [13] ROZMAN, Jiří: *Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.*

- [14] VRÁNA M, a kolektiv: *Elektronické přístroje pro stimulaci orgánů a tkání.1. vyd. Praha: SNTL - nakladatelství technické literatury, 1984.*
- [15] Ellenbogen KA, Wood MA et al.: *Cardiac Pacing & ICDs. Fifth Edition. Blackwell Publishing Ltd, Malven, USA 2008.*
- [16] Uživatelská příručka: *ST. JUDE MEDICAL. Uživatelská příručka: Kardiostimulátory. Sylmar, USA, July 2011.*
- [17] RODRÍGUEZ, Antonio J. *MARCAPASO*. [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z URL: <<http://www.md-training.com/images/MARCAPASO-WEB.pdf>>.
- [18] KOZUMPLÍK, Jiří. 2014 [cit.2014-04-30]. *AABS01\_UVOD\_EKG.pdf (přednáška z předmětu Analýza biologických signálů).*
- [19] Elektronický článek: Senzory, snímače a čidla v praxi - 3. díl [online].[cit. 2013-12-20]. Dostupné z URL: <<http://www.hw.cz/teorie-a-praxe/senzory-snimace-a-cidla-v-praxi-3-dil.html>>.
- [20] Návrhový průvodce Microchip. [online].[cit. 2013-12-20]. Dostupné z URL: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21825e.pdf>>.
- [21] PUNČOCHÁŘ, Josef: *Operační zesilovače v elektronice. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002, 495 s. ISBN 80-730-0059-8.*
- [22] HAMPTON, John R.: *EKG stručně, jasně, přehledně. překlad 7. vydání. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-802-4742-465.*
- [23] Život s kardiostimulátorem. [cit.2013-12-10]. Dostupné z URL: <<http://zdravi.e15.cz>>.
- [24] *ČSN EN 45502-2-1. Český normalizační institut, Praha 2004*
- [25] Technická dokumentace Arduino UNO. [cit.2013-12-20]Dostupné z URL: <<http://www.arduino.cc>>.
- [26] OPA348.1MHz,45μA, CMOS, Rail-to-Rail, OPERATIONAL AMPLIFIERS, Value Line Series. Texas Instruments Incorporated [online]. 2013. [cit. 2014-06-20]: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa348.pdf>>.
- [27] LMC7660 Switched Capacitor Voltage Converter. Texas Instruments Incorporated [online]. 2013. [cit. 2014-07-02]: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmc7660.pdf>>.

- [28] OPA830. Low-Power, Single-Supply, Wideband, Operational Amplifier. Texas Instruments Incorporated [online]. 2008. [cit. 2014-06-20]: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa830.pdf>>.
- [29] LIPOLDOVÁ J., NOVÁK M.. Historie trvalé kardiostimulace. Kardiologická revue [online]. [cit. 2014-03-30]. Duben 2006, č. 8. <[http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr\\_06\\_04\\_04.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?ida=kr_06_04_04.pdf)>.
- [30] Rozdíl mezi bateriemi typu NiMH, Li-Ion a Li-Pol [online]. [cit. 2014-01-01]. <[http://usporovm.sweb.cz/pomucky/rozdil\\_mezi\\_bateriemi\\_nimh\\_lion\\_lipol.htm](http://usporovm.sweb.cz/pomucky/rozdil_mezi_bateriemi_nimh_lion_lipol.htm)>>.
- [31] PAVLIS, Jakub. Li-Pol akumulátory - proč se nejpokročilejší technologie neprosazuje?. [online]. 2011 [cit. 2014-05-12]. Dostupné z URL: <<http://notebook.cz/clanky/technologie/2011/Li-Pol-akumulatory>>.
- [32] LMC6462. Texas Instruments [online]. 1997-2013, 2013. [cit. 2014-01-01]. <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lmc6462.pdf>>.
- [33] Kardiostimulátor – Pacemaker [online]. [cit. 2014-03-20]. Dostupné z URL: <<http://www.modulweb.cz/download/fragmenty/kardiostimulatory/HTML/8/default.htm>>.
- [34] KHAN, Gabriel M.: EKG a jeho hodnocení. 1. vyd. Překlad František Kölbl. Praha: Grada, 2005, 348 s.: ISBN 80-247-0910-4.
- [35] Informace získány v průběhu praxe v Městská nemocnice Ostrava, příspěvková organizace, katetrizační sál.

## SEZNAM ZKRATEK

AV	atrioventrikulární uzel
A/D	analogově - digitální převodník
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
D/A	digitálně analogový převodník
DP	dolní propust
EKG	elektrokardiogram
$f_{vz}$	vzorkovací kmitočet
GND	Ground
HP	horní propust
$I_{cc}$	klidový proud
IKEM	Institut klinické a experimentální medicíny
ISCHD	Intersociety Commission for Heart Disease
Li-Ion	Lithium - iontový článek
Li-Pol	Lithium - polymerový článek
LRL	Dolní mez frekvence
OZ	operační zesilovač
R	rezistor
SA	sinoatriální uzel
SOIC	Small Outline Integrated Circuit
$U_{cc}$	napájecí napětí

# SEZNAM PŘÍLOH

<b>A Přílohy</b>	<b>71</b>
A.1 Seznam použitých součástek . . . . .	71
A.2 Elektrické schéma návrhu . . . . .	73
A.3 DPS návrhu kardiostimulátoru . . . . .	74
A.4 Elektrické schéma realizace . . . . .	75
A.5 Zapojení v nepájovém poli . . . . .	76

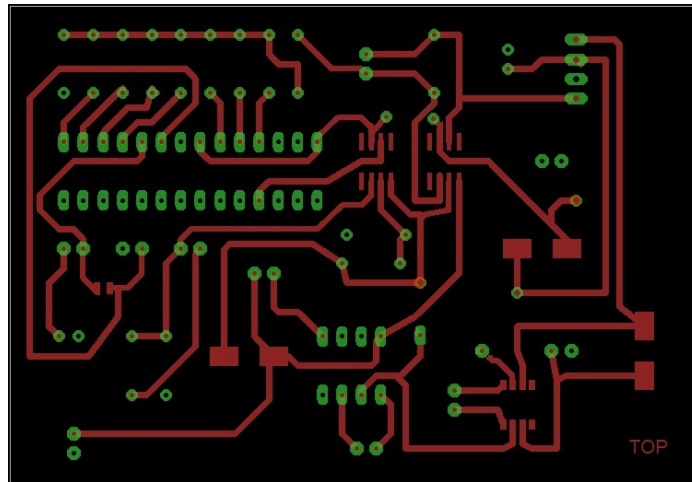
## A PŘÍLOHY

### A.1 Seznam použitých součástí

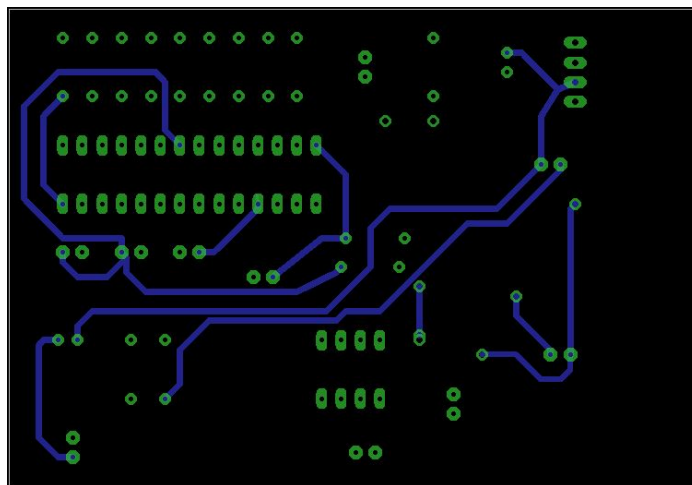
Součástka	Hodnota	Popis
C1	1 $\mu F$	kondenzátor keramický
C2	10 nF	kondenzátor keramický
C3	220 nF	kondenzátor keramický
C4	5 $\mu F$	kondenzátor keramický
C5	5 $\mu F$	kondenzátor keramický
C6	10 nF	kondenzátor keramický
C7	100 nF	kondenzátor keramický
C8	10 $\mu F$	kondenzátor keramický
C9	10 $\mu F$	kondenzátor keramický
C10	100 nF	kondenzátor keramický
C11	100 nF	kondenzátor keramický
C12	100 nF	kondenzátor keramický
C13	10 $\mu F$	kondenzátor keramický
D1	0,4 V	Shottkyho dioda
D2	0,4 V	Shottkyho dioda
D3	0,4 V	Shottkyho dioda
IC1		operační zesilovač OPA348
IC2		operační zesilovač OPA830
IC3		mikrokontrolér Atmega328
IC4		DC/DC měnič LMC7760
R1	390 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R2	0 $\Omega$	metalizovaný rezistor
R3	100 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R4	100 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R5	680 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R6	330 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R7	160 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R8	82 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R9	39 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R10	20 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R11	10 $k\Omega$	metalizovaný rezistor
R12	5k1 $\Omega$	metalizovaný rezistor
R13	2k4 $\Omega$	metalizovaný rezistor
R14	4k7 $\Omega$	metalizovaný rezistor
TLC1		DC/DC měnič LTC1522



### A.3 DPS návrhu kardiostimulátoru

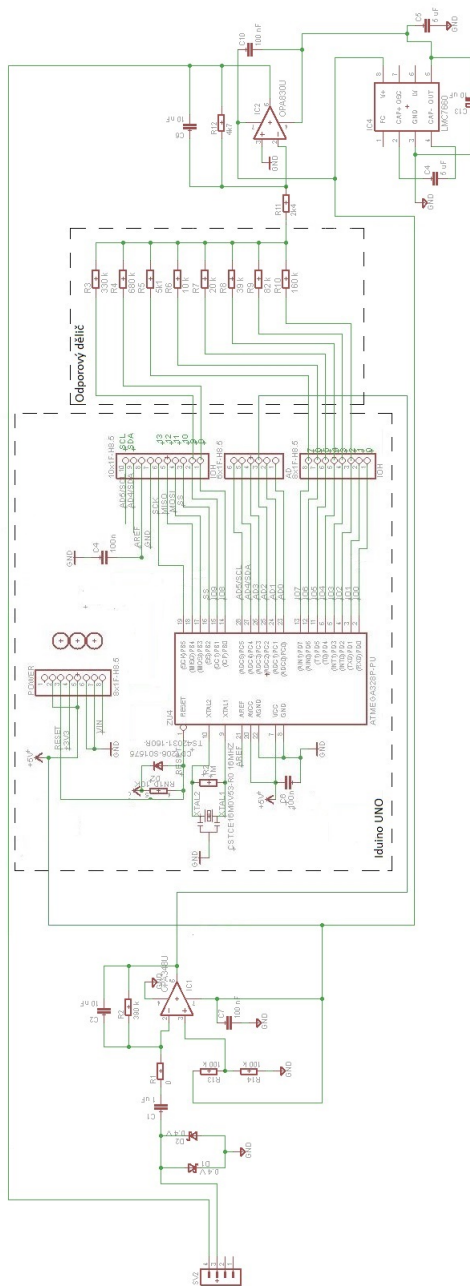


Obr. A.2: Vrchní plocha DPS



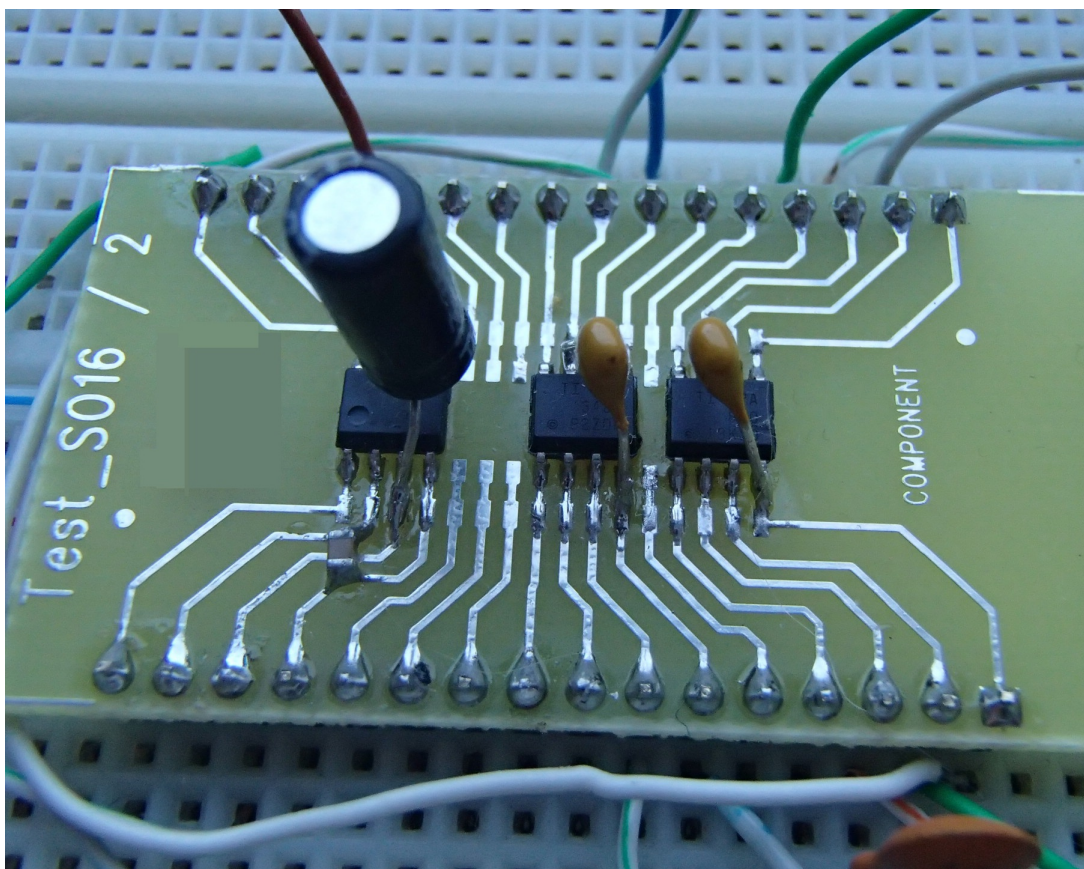
Obr. A.3: Spodní plocha DPS

## A.4 Elektrické schéma realizace

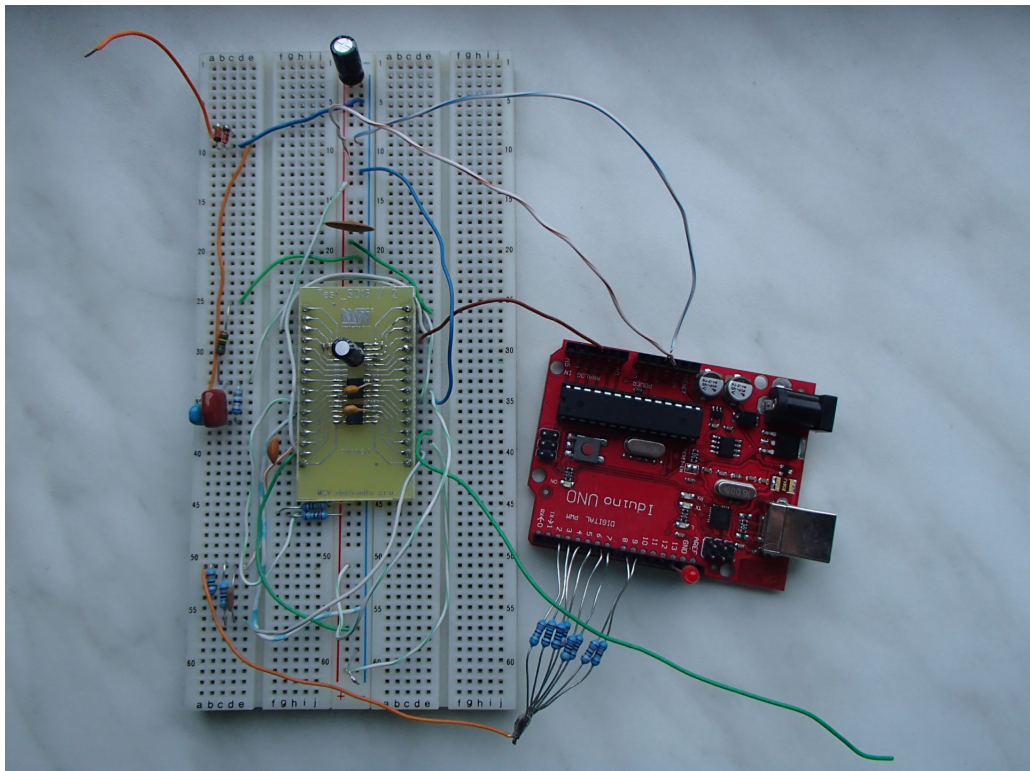


Obr. A.4: Celkové elektrické schéma zapojení - realizace.

## A.5 Zapojení v nepájovém poli



Obr. A.5: Redukční destička s osazením



Obr. A.6: Zapojení systému v nepájivém poli