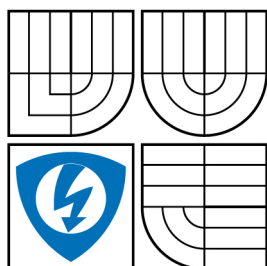


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

EXTERNÍ KARDIOSTIMULÁTOR

EXTERNAL PACEMAKER

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. PETR LANK

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ CSc.

BRNO 2008

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Petr Lank
Bytem: Komenského 28, Dvůr Králové nad Labem, 544 01
Narozen/a (datum a místo): 26. prosince 1982 v Jaroměři

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

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

Čl. 1

Specifikace školního díla

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

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

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

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

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

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

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

Článek 3

Závěrečná ustanovení

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

V Brně dne: 30. května 2008

.....
Nabyvatel

Abstrakt

Diplomová práce pojednává o problematice stimulace srdce při použití externího kardiostimulátoru. Tento externí kardiostimulátor se používá pro krátkodobou kardiostimulaci pacienta a slouží k překlenutí období před implantací přístroje.

V práci je obsaženo seznámení se základní funkcí srdce a jeho možnými poruchami, které jsou kardiostimulátorem napravovány. Největší část práce byla zaměřena na návrh zapojení externího kardiostimulátoru. V této oblasti se pojednává o možnostech řízení kardiostimulátoru, obvodech pro detekci R-R intervalu, návrhu výstupního obvodu s ohledem na požadované parametry stimulace a napájení kardiostimulátoru. Ověření správné funkce obvodů bylo provedeno pomocí programu PSpice a odzkoušeno na nepájivém poli.

Klíčová slova

Kardiostimulátor, stimulace, R-R interval, detektor R vlny, pásmová filtrace, MCU, stimulační impuls

Abstract

This master's thesis deals with the problem of heart stimulation by using external pacemaker. Such external pacemaker is used for a short – time stimulation of patient to overcome the time before the implantation of such apparatus.

The master's thesis informs about the basic function of heart and possible heart disorders which are treated by pacemaker. Great deal of master's thesis is devoted to the design of external pacemaker wiring. This section describes the possibilities of controlling the pacemaker, circuits for detection R-R interval, a design of output circuit with regard to required of stimulation and pacemaker feeding. The program Pspice was used to check the functional appropriateness of designed circuits and it was successively simulated in a non - soldering field.

Key words

Pacemaker, stimulation, R-R interval, detector R wave, band filtering, MCU, stimulation impuls

Bibliografická citace práce:

LANK, P. *Externí kardiostimulátor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 77 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Externí kardiostimulátor jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

Obsah.....	5
1. Úvod.....	8
2. Srdce	9
2.1. Funkce srdce.....	9
2.2. Elektrická činnost srdce	10
2.3. EKG.....	12
2.4. Typy onemocnění srdce	13
3. Kardiostimulátory	16
3.1. Historie kardiostimulátorů.....	16
3.2. Kardiostimulace	17
3.3. Dočasná kardiostimulace.....	17
3.4. Trvalá kardiostimulace	20
3.5. Způsoby stimulace.....	22
3.6. Mezinárodní označení režimu kardiostimulace.....	22
3.7. Stimulační režimy	23
4. Komerční externí kardiostimulátory	24
5. Blokované schéma kardiostimulátoru	26
5.1. Elektrody	26
5.2. Pásmová propust (filtrace)	27
5.3. Komparátor s hysterezí.....	27
5.4. Monostabilní obvod.....	27
5.5. MCU.....	28
5.6. Koncový stupeň.....	28
5.7. Ovládání	28
5.8. Signalizace a zobrazení	29
5.9. Baterie	29
5.10. Stabilizace a sledování stavu baterie	29
6. Hardwarové řešení	30
6.1. Vstupní zesilovač	30
6.2. Pásmová propust (filtrace)	32
6.3. Komparátor s hysterezí.....	36
6.4. Monostabilní obvod.....	38
6.5. MCU.....	39
6.6. Koncový stupeň.....	41
6.7. Ovládání	46
6.8. Signalizace a zobrazení	48

6.9. Napájecí stupeň	50
7. Softwarové řešení	52
8. Závěr.....	58
9. Použitá literatura.....	59
10. Seznam obrázků	61
11. Seznam tabulek.....	63
12. Seznam zkratk a symbolů	64
13. Přílohy	65
Příloha A - Rozpiska součástí.....	65
Příloha B – Schéma zapojení	66
Příloha C – Zdrojové kódy pro HCS12DG256	66

1. Úvod

Úkolem diplomové práce bylo shrnutí veškerých teoretických poznatků, které jsou třeba pro zpracování návrhu externího kardiostimulátoru. Problematika srdeční stimulace sahá až do minulého století. První pokusy o srdeční stimulaci se uskutečnily v roce 1899 na zvířatech a první kardiostimulátor vznikl v 30. letech minulého století v USA. Avšak i v dnešní době je toto téma stále velice aktuální.

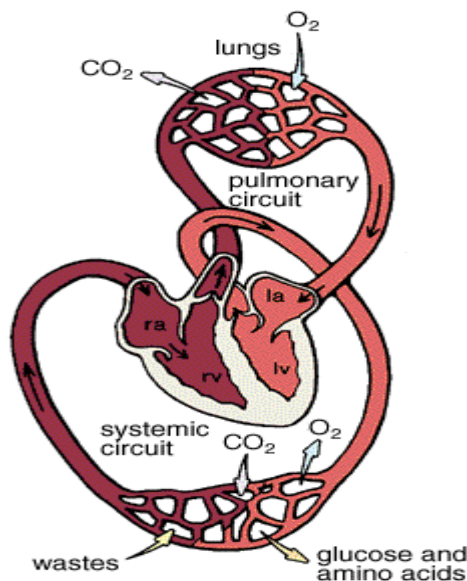
Cílem diplomové práce je návrh zapojení externího kardiostimulátoru, který by umožňoval stimulaci srdce s požadovanými parametry. V úvodní části diplomové práce je popsána funkce srdce a jeho možné poruchy. V dalších kapitolách následuje popis teorie kardiostimulátorů, bližší seznámení s historií vzniku kardiostimulátorů, rozdělení kardiostimulace, způsoby stimulace, stimulační režimy a popis vlastností externího kardiostimulátoru, který by pacientovi umožnil překlenout období před implantací kardiostimulátoru. Tyto informace jsou nutné k pochopení funkce kardiostimulátoru a následně k jeho správnému navržení.

Největší část práce je věnována samotnému návrhu externího kardiostimulátoru, zejména obvodům pro detekci R-R intervalu, kterými bude kardiostimulátor řízen. Dále byly navrženy bloky napájecích obvodů, koncový stimulační stupeň a obvody signalizace stavů baterie a elektrod. Nedílnou součástí návrhu je i výběr a naprogramování vhodného řídicího mikrokontroléru. Byl zvolen mikrokontrolér firmy Motorola. Konkrétní typ mikrokontroléru byl upřesněn podle požadavků na spotřebu, výkonnost a periferie, potřebné pro řízení kardiostimulátoru.

2. Srdce

2.1. Funkce srdce

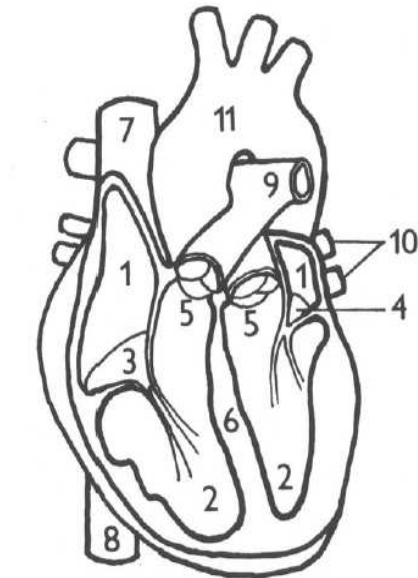
Aby mohla krev plnit své četné funkce, musí nepřetržitě cirkulovat organismem. Tento proces zabezpečuje pravá a levá polovina srdce (dvě anatomicky a funkčně spojená čerpadla).



Obrázek 1. Oběhový systém.

Výhodou tohoto spojení obou čerpadel do jediného orgánu – srdce, je dokonalá synchronizace jejich činnosti, za předpokladu zdravého srdce. Obě části srdce jsou dutým orgánem a skládají se z síně, komory. Srdeční stěna je tvořena svalovinou. Komora na pravé straně má tenčí stěnu a tedy i menší hmotnost. Tato komora pohání nízkotlaký plicní oběh, ve kterém probíhá odkysličená krev z celého těla. Komora na levé straně má výrazně vyvinutou svalovinu a slouží k přečerpávání okysličené krve z plicního oběhu do vysokotlakového systémového oběhu. Činnost čerpání krve v srdci je založena na rytmickém střídání kontrakce (systola) a relaxace (diastola) svaloviny komor. V době diastoly se komory plní krví a v době systoly ji vypuzují do velkých tepen (plicní tepny a aorty). Do komor krev přitéká ze srdečních síní, kam se dostává z velkých žil (dutých žil a čtyř plicních žil). Nejdříve probíhá systola síní a pak systola komor. Síně tak představují pomocná čerpadla, která napomáhají při plnění komor. Mezi síněmi a komorami a mezi komorami a velkými tepnami jsou chlopně. Tyto chlopně propouští krev pouze jedním směrem a to ze síní do komor (trojcípá chlopeň, dvojčípá chlopeň) a z komor do velkých tepen (poloměsíčitá chlopeň). Systola komor začíná uzavřením cípatých chlopní, tlak v komorách roste a to do doby, než je větší než tlak ve velkých tepnách. V této době se otevírají poloměsíčitá chlopně a krev je vypuzena do oběhu.

Na počátku diastoly se uzavírají poloměsíčité chlopně a tlak v komorách klesá. Komory se začnou plnit krví v době otevření cípatých chlopní. Rychlost plnění je různá, nejdříve rychle (nahromaděná krev ze síní), poté pomalu a nakonec opět rychle (systola síní).



Obrázek 2. Stavba srdce.

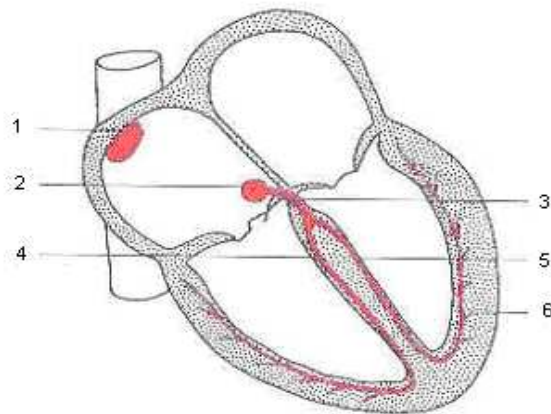
Stavba srdce: 1. síně, 2. komora, 3. trojcípá chlopeň, 4. dvojcípá chlopeň, 5. poloměsíčité chlopně, 6. přepážka (septum), 7. horní dutá žíla, 8. dolní dutá žíla, 9. plicní tepna, 10. plicní žíla, 11. aorta

2.2. Elektrická činnost srdce

Srdce vytváří rytmicky se opakující vzruchy (podněty) v závislosti na řízení srdeční frekvence, pomocí autonomních nervů. Tyto rytmicky se opakující vzruchy jsou za normálních okolností generovány specializovanými buňkami převodního systému. Normálně tyto vzruchy vznikají v sinoatriálním uzlu, který je pod tonickým vlivem vegetativního nervového systému a tím dochází k ovlivnění rychlosti tvorby vzruchů. Sinoatriální uzel je umístěn v horní části pravé síně (pod epikardem ve stěně u ústí horní duté žíly) a odtud se vzruchy šíří po celém pracovním myokardu síní. Vzruchy v SA uzlu se vytvářejí nejrychleji, a proto udávají srdci rytmus. Za určitých okolností se mohou stát zdrojem aktivace i jiné části převodního systému např. atrioventikulární uzel. Vzruch může přejít na komory pouze jedinou performovanou cestou, kromě ní je totiž síňokomorové rozhraní tvořeno zcela nevodivou vazivovou tkání. V oblasti spojení všech čtyř srdečních dutin se nachází další skupina specializovaných buněk - atrioventikulární uzel (AV). Tento AV uzel, společně s Hisovým svazkem, umožňuje vodivé spojení mezi síněmi a komorami. Atrioventikulární uzel se nachází v dolní části pravé síně pod endokardem, získává elektrické vzruchy z

sinoatriálního uzlu pomocí převodních cest v síňových stěnách rychlostí (0,6m/s). Vlastností AV uzlu je pomalé vedení akčních potenciálů (0,05 m/s), to má za následek zdržení postupu vzruchu ze síní na komory. Po AV uzlu následuje v převodním systému Hisův svazek, který přivádí do mezikomorového septa vzruch. Rychlost postupu signálu se opět zrychlí jakmile dojde k rozdělení Hisova svazku. Vzruch pak pokračuje rychle oběma Tawarovými raménky až do sítě Purkyňových vláken. V místech zakončení těchto vláken dochází k uvedení do pohybu části aktinu a myosinu. Tím dojde k pohybu svalového vlákna a ke kontrakci svalové buňky.

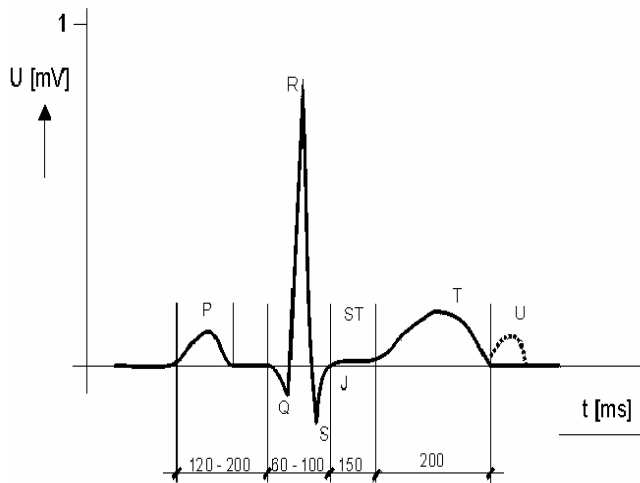
Na základě schopnosti excitace, dochází k automatické depolarizaci v sinoatriálním uzlu a k podněcování srdečního tepu. Elektrické signály depolarizačních vln projdou rychle převodními cestami srdce, takže dochází k poměrně rychlému podráždění obou komor v celém jejich rozsahu [4].



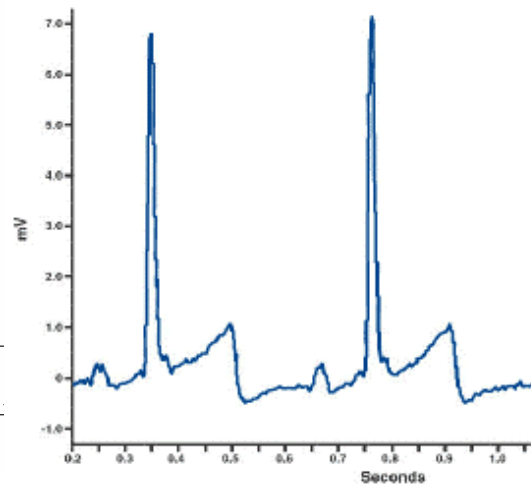
Obrázek 3. Převodní systém srdeční.

Šíření vzruchů v srdci. 1. sinoatriální uzel (SA), 2. atrioventikulární uzel (AV), 3. Hisův svazek, 4. pravé Tawarovo raménko, 5. levé Tawarovo raménko, 6. Purkyňova vlákna

2.3. EKG



Obrázek 4. Průběh křivky EKG.



Obrázek 5. Průběh intrakardiálního EKG.

P – vlna: depolarizace síní

Q – vlna: první negativní výchylka komplexu QRS

R – vlna: pozitivní výchylka po vlně Q

S – vlna: druhá negativní výchylka po R vlně

T – vlna: repolarizace komor

U – vlna: pozitivní výchylka

PQ – úsek: doba převodu aktivace síní na komory

PR – úsek: od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor

ST – úsek: komory aktivovány

QT – úsek: elektrická systola

QRS – úsek: depolarizace komor

Z Obrázků 4 (snímáno z II. standardního končetinového svodu) a 5 jsou patrné rozdíly křivek povrchového a intrakardiálního EKG. Intrakardiální EKG má větší amplitudu přibližně 7 mV oproti povrchově snímanému EKG (1 mV). Dále je intrakardiální EKG méně rušené, protože je celý systém uzavřen v stíněném prostoru. Těchto poznatků bylo využito při návrhu kardiostimulátoru (viz Kapitola 6).

2.4. Typy onemocnění srdce

V předcházející kapitole bylo podrobně popsáno šíření vzruchu v srdci. Vzruchy vznikají v sinoatriálním uzlu, dále pokračují do oblasti spojení srdečních dutin, kde se nachází další skupina specializovaných buněk - atrioventrikulární uzel (AV). Následně pokračují Hisovým svazkem, (umožňuje vodivé spojení mezi síněmi a komorami), který se rozděluje na dvě části na levé a pravé Tawarovo raménko, až do sítě Purkyňových vláken. Dojde-li k přerušení nebo zpomalení tvorby vzruchu v jakékoliv části převodního systému dojde k porušení srdeční činnosti. Tyto poruchy budou popsány v následující kapitole.

Poruchy můžeme klasifikovat do tří skupin:

1. Poruchy v tvorbě impulsů – impulsy jsou při tvorbě ovlivňována mediátory sympatiku a parasympatiku. Noradrenalin urychluje tvorbu pomalou diastolickou depolarizací, vzestup potenciálu je strmější. Opačný účinek má Acetylcholin. Žádný z obou však neovlivňuje výši prahového potenciálu. Rovněž elektrolyty mohou ovlivňovat činnost automatických vláken.

2. Poruchy vedení vzruchu – při šíření může být vzruch na své cestě kdekoliv blokován. Mezi nejčastější případy patří blokace v atrioventrikulárním uzlu. Blokady můžeme rozdělit na blokaci přechodnou nebo trvalou, úplně nebo částečně. Jestliže sousedící oblasti myokardu mají různé refrakterní periody, např. při lokální ischemii, pak impuls může stimulovat oblast, která přijímá tyto impulsy (receptivní), avšak nemůže aktivovat zónu myokardu, která je dosud refrakterní z předchozího cyklu. Jestliže tato zóna přestane být refrakterní, může pak přijmout impuls a účinkovat jako zpětná cesta k oblasti, která byla původně aktivována. Jestliže tato oblast není již v refrakterní fázi, může dojít k její stimulaci a tak vznikne tzv. re-entry. Impuls může kroužit v malém obvodu několika set mikronů v kterémkoli místě vodivého systému a dát tak vznik ektopickým rytmům. Mezi poruchy patří i jev nazývaný se slábnoucí vedení. Tato porucha nastává v případě, kdy za normálních okolností vzniklý elektrický impuls postupně při své cestě slábne a dokonce může až vymizet. Tyto změny vlastností vlákna mohou vést až k blokádě vedení.

3. Poruchy tvorby impulsu i vedení vzruchu – podněty vedoucí k lokálním poruchám vedení mohou být současně i příčinou tvorby ektopických impulsů. Mezi případy poruchy patří snížení počáteční hodnoty klidového diastolického potenciálu ložiskem ischemie. Důsledkem toho může být pak tzv. parasystolie. Ischemie je příčinou vzniku ektopického parasystolického fokusu, ale současně i příčinou vstupu blokady chránící ektopické centrum před vybitím.

Klasifikace arytmií

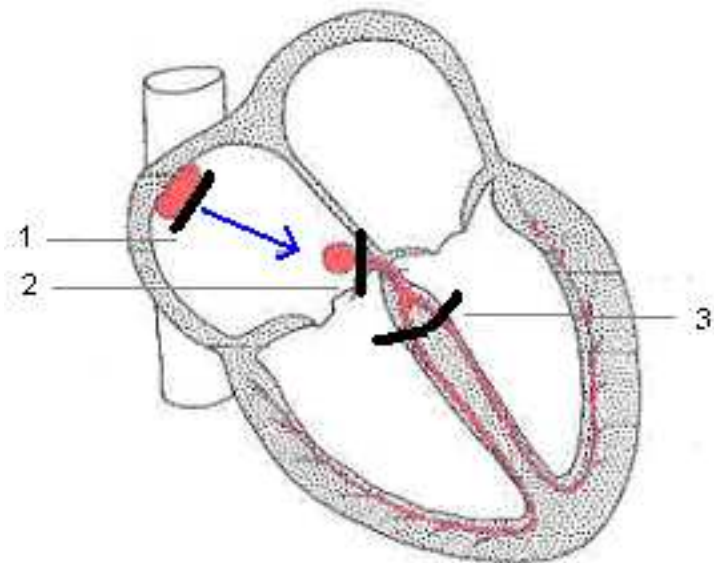
1. Poruchy v tvorbě impulsů

- sinusové arytmie – sinusová tachykardie, sinusová bradykardie, respirační sinusová arytmie, nerespirační sinusová arytmie, sinusová zástava.
- supraventikulární ektopické arytmie – ektopické supraventikulární stahy, supraventikulární tachykardie, flutter síní, fibrilace síní.
- komorové arytmie – předčasné komorové stahy, komorová tachykardie, komorová fibrilace, komorová zástava.

2. Poruchy vedení vzruchu

- sinoatriální blokáda (viz. 1 – Obrázek 5)
- síňokomorová (atrioventikulární) blokáda (viz. 2 – Obrázek 5) – blokáda 1. stupně, blokáda 2. stupně, blokáda 3. stupně
- raménková blokáda (viz. 3 – Obrázek 5) – blokáda pravého Tawarova raménka, blokáda levého Tawarova raménka, bifascikulární blokáda, trifascikulární blokáda

3. Poruchy vedení vzruchu i tvorby impulsu – parasystolie



Obrázek 6. Poruchy převodního systému.

Kardiostimulátory se využívají k nápravě bradykardií (někdy i tachykardií) způsobených přerušením síňo-komorového vedení při infarktu myokardu, anebo v situacích, kdy sinoatriální uzel neplní funkci "pacemakeru".

Bradykardie:

Při bradykardiích se jedná o nepravidelný či příliš pomalý běh srdce. Příčinou bradykardie můžou být:

- špatná funkce převodního systému srdce nebo atrioventikulárního uzlu, tzv. síňokomorová blokáda.
- špatná funkce sinusového uzlu

Tyto stavy mohou vzniknout po změnách na srdci způsobené věkem, nebo po infarktu myokardu. Neplní-li sinusový uzel svoji funkci, převezme jeho činnost atrioventikulární uzel, avšak srdeční tepová frekvence je nižší (40-50 tepů/min) místo 70 tepů/min za normálního stavu. Nastane-li stav, kdy nefunguje atrioventikulární uzel (sval přijímá příliš málo impulsů potřebných pro kontrakce) přebírá jeho funkci Hisův svazek (případně Purkyňova vlákna) a srdeční tepová frekvence je ještě nižší (30-40 tepů/min).

Tachykardie:

Při tachykardiích se jedná příliš rychlý rytmus srdce (100 tepů/min). Příčinou tachykardie můžou být:

- špatná funkce převodního systému srdce nebo atrioventikulárního uzlu, tzv. síňokomorová blokáda.
- špatná funkce sinusového uzlu

Impulsy vznikají v sinoatriálním uzlu (až 400 tepů/min), poté je atrioventikulární uzel redukuje na počet potřebný k dostatečné přečerpávací funkci srdce. Mezi extrémní případ patří stav, kdy se srdce nestačí regenerovat a nemůže přečerpat potřebné množství krve tím dochází k nedokrvení některých orgánů. Extrémní tachykardie jsou velmi nebezpečné.

3. Kardiostimulátory

3.1. Historie kardiostimulátorů

První pokusy o srdeční stimulaci začal v roce 1899 provádět J. MaxWilliam [7]. Na základě těchto pokusů provedených na zvířatech zjistil, že nejlepším prostředkem rytmické stimulace je střídavý proud. V 30. letech minulého století se objevil první komerčně vyráběný přístroj pro elektrickou stimulaci srdeční komory pod názvem Hymanotor. Tento přístroj obdržel název podle jména svého autora, jímž byl americký lékař Alfred Hyman. Stimulace byla prováděna zavedením jehlové elektrody. Přestože zavádění elektrody tímto způsobem bylo problematické a nebezpečné, přístroj zachránil život několika desítkám osob. V roce 1958 se objevil první stimulátor, při kterém byla poprvé zavedena do srdce elektroda. Tato elektroda byla dlouhým kabelem spojena s přenosným stimulátorem, který sice vážil několik desítek kilogramů, ale umožnil však pacientovi alespoň pohyb po chodbách nemocnice. V téže době již americký kardiolog C. Lillehel sestrojil i přenosný lehký přístroj, který se nechal nosit na opasku. Dalšími cíly výzkumů se stala miniaturizace přístroje. Elektroniku Wilsonovi Greatbatchovi se dílem náhody, při tvorbě doplňku k osciloskopu pro zkoumání srdečních šelestů, podařilo sestavit obvod, jež generoval krátké pulsy s prodlevou 1 minuty. Greatbatch tak nechtěně našel způsob, jak pomocí tranzistorů stimulovat srdeční činnost a o tři týdny později vyrobil první prototyp, který byl implantován pokusnému psu. Avšak poprvé byl kardiostimulátor umístěn do lidského těla v roce 1960 ve Švédsku. Mezi další etapy vývoje patřilo vývoj kardiostimulátorů s nepevnou opakovací frekvencí. Do této skupiny patří kardiostimulátory s režimem „podle potřeby“ (synchronní, „on demand“) [17].

Problémy u prvních kardiostimulátorů byly v zásadě dva: nízká životnost článku a stálý „tep“ kardiostimulátoru bez ohledu na momentální činnost a stav pacienta (tento problém vyřešily programovatelné stimulátory v polovině 70. let min. stol.). První programovatelné typy stimulátorů umožňovaly zevně měnit program. V dnešní době se již kardiostimulátory fyziologicky samy přizpůsobují program srdečnímu rytmu.

3.2. Kardiostimulace

Smyslem kardiostimulace je maximální přiblížení k normální funkci srdce. Kardiostimulace slouží k nápravě bradykardií (někdy i tachykardií) způsobených přerušením síňo-komorového vedení při infarktu myokardu, anebo v situacích, kdy sinoatriální uzel neplní funkci "pacemakeru". Podstatou stimulace je rytmické dráždění srdce obdélníkovými impulsy, přiváděnými z kardiostimulátoru (zevní zdroj) do srdce pomocí aktivní elektrody (katoda). Pomocí stimulace je možné řídit činnost srdce ve zvolené frekvenci. Je-li kardiostimulace trvalá, stimulátor se implantuje. Aplikace stimulační myokardiální elektrody lze v současné době provést bez otevření hrudníku [3,15].

Rozdělení kardiostimulace:

Podle doby stimulace	trvalá (implantabilní)
	dočasná (klinické)
podle počtu ovládaných srdečních dutin -	jednodutinová (síňová nebo komorová)
	dvoudutinová (síňokomorová)
	vícedutinová (např. biventrikulární)
Podle typu stimulačních elektrod	bipolární
	unipolární
podle funkce stimulátoru	řízené
	neřízené
	programovatelné
podle způsobu dráždění	přímé
	nepřímé
Podle typu napájení stimulátoru	vysokofrekvenčně buzené
	bateriové

Tabulka 1. Rozdělení kardiostimulace.

3.3. Dočasná kardiostimulace

Patří do skupiny kardiostimulátorů pro krátkodobou aplikaci, kterou můžeme rozdělit na:

- pro dočasnou stimulaci,
- diagnostické,

a dále pro stimulaci:

- přímou,
- nepřímou.

Je využívána při normalizaci rytmů jakou jsou bradykardie, tachykardie a také se aplikuje před implantací trvalého kardiostimulátoru.

Léčebná metoda, která se používá k :

- k pooperačnímu zajištění rizikových nemocných s asymptomatickými (bezpříznakovými) bradykardiemi
- ke zvládnutí akutní poruchy stimulační soustavy trvalého kardiostimulátoru
- u symptomatických přechodných bradykardií, tzn. u akutních stavů
- méně často se tato metoda užívá ke zrušení recidivujících tachyarytmií – flutteru síní, síňové tachykardie a komorové tachykardie

Zrušení tachykardie se může provést několika způsoby. Mezi ně patří série naprogramovaných velmi frekventovaných impulsů, vyslaných v dávce, popřípadě potlačením ektopické aktivity trvalou rychlou stimulací, přesahující frekvenci paroxysmální tachykardie - „overdriving“. Dalším způsobem je použití izolovaných extrastimulů.

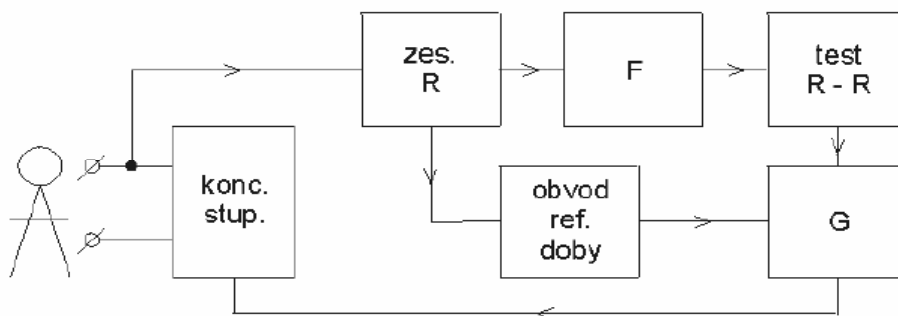
Způsoby dočasné kardiostimulace:

Mezi nejběžnější metody pro dočasnou stimulaci srdce patří nitrožilní neboli transvenózní kardiostimulace. Při této metodě se stimulační elektroda zavádí žilní cestou do hrotu pravé komory. Zavedení se provádí nejčastěji podklíčkovou nebo jugulární žilou, u menšího počtu případů se elektroda zavede stehenní žilou a ještě vzácněji se zavede žilami pažními. Za skiaskopické kontroly se zavede polotuhá stimulační elektroda, což je s hlediska bezpečnosti a rychlosti nejlepší. Speciální plovoucí elektrody se zavádějí za elektrokardiografické kontroly, avšak tento způsob řešení je zdlouhavější a stimulace s dlouhodobého hlediska nebývá zpravidla účinná. Její výhodou je ale fakt, že lze uskutečnit v průběhu resuscitace u nemocného na lůžku, bez použití skiaskopického přístroje.

Stimulace síní je možná pouze u pacientů, kteří mají zachované síňokomorové vedení po poruše sinusového uzlu. Při kardiochirurgických výkonech na otevřeném srdci se elektroda uchycuje stehem na epikard. V některých případech lze použít transesofageální či transtorakální stimulaci. Transtorakální stimulace (kardiostimulace přes neporušenou stěnu hrudníku) se provádí v neodkladných situacích adhezivními elektrodami. Z důvodu použití vysokého napětí (50V a více a delší dobou impulsu) je tato metoda bolestivá, a proto se provádí u pacientů v bezvědomí nebo při analgézii. Další způsobem dočasné stimulace je jícnová stimulace (transesofageální stimulace). Elektrody se zavádějí do jícnu nosním či ústním přístupem a přes stěnu jícnu je umožněna stimulace.

Stimulátory dočasné kardiostimulace

- Stimulátory s režimem „podle potřeby“ (synchronní, „on demand“): Tyto typy kardiostimulátorů provádějí stimulaci s ohledem na vlastní srdeční činnosti. Kardiostimulátor vytváří a vysílá podněty jen tehdy, jestliže je stimulace srdce vlastním vzruchem pomalá nebo chybí úplně. Inhibiční režim stimulatoru je takový režim, kdy činnost kardiostimulátoru ustává v době, kdy kardiostimulátor detekuje vlastní vzruch. A naopak vysílá podněty v době, kdy vypadne i jediný QRS komplex. Tento způsob kardiostimulace je používán nejčastěji.



Obrázek 7. Blokové schéma kardiostimulátoru s režimem on demand.

Blokové schéma kardiostimulátoru s režimem on demand obsahuje bloky: zesilovač R vlny (zes. R), filtr (F), testování doby R-R intervalu (test R-R), generátor (G), koncový stupeň (konc. stup.), obvod refrakterní doby (obvod ref. doby).



Obrázek 8. Časové průběhy kardiostimulátoru s režimem on demand.

Přístroj obvykle používá jedinou elektrodu pro vysílání elektrických podnětů do srdce a toutéž elektrodou snímá EKG ze srdeční dutiny. Každý detekovaný kmit R, bez ohledu na jeho původ, zablokuje kardiostimulátor v režimu „podle potřeby“ na určitý časový interval. Tento interval odpovídá frekvenci na kterou je přístroj nastaven (např. při nařízené frekvenci 60 tepů/min je to 1 s). Nastane-li případ, že vlastní srdeční aktivita trvá, zahájí se znovu čekací interval přístroje, avšak jakmile není srdeční činnost

detekována do konce čekací doby intervalu, přístroj vytvoří a vyšle elektrický impuls jako podnět k obnovené činnosti srdce.

- Stimulátory s pevnou frekvencí: Přístroj pracuje s předem nastavenou frekvencí a intenzitou stimulačních impulsů. Tyto impulsy vyvolávají depolarizaci myokardu bez ohledu na vlastní spontánní srdeční činnosti. Nebezpečí hrozí, zasáhne-li tento podnět z kardiostimulátoru vrchol T vlny (vulnerabilní zónu). Tento zásah může vést až k fibrilaci komor, extrasystole, či komorové tachykardii.

3.4. Trvalá kardiostimulace

Trvalá kardiostimulace je to léčebná metoda chronických pomalých rytmů. Pro trvalou kardiostimulaci se používají kardiostimulátory, které se implantují do podkoží. Nejčastější oblast pro implataci je oblast podklíčové krajiny. Elektrody jsou zavedeny nitrožilním přístupem do hrotu pravé komory. Při použití dvoudutinových stimulátorů se používají dvě elektrody, z nichž jedna je zavedena do síně a druhá je zavedena do komory.

- Neřízená kardiostimulace: Tyto přístroje jsou nejjednodušším typem kardiostimulátorů a mají pevně nastavenou opakovací frekvenci a šířku impulsů (1Hz a 1,2-1,5ms). Používají se při AV blokádě, řízena je pouze činnost komor, síně pracují vlastním rytmem.

- Řízená kardiostimulace: Tyto přístroje používají k řízení stimulace P nebo R vlny EKG. Můžeme je rozdělit podle řízení na:

Kardiostimulace řízená P vlnou

Kardiostimulace řízená R vlnou – inhibovaná

Kardiostimulace řízená R vlnou – spouštěná

Dvoudutinová kardiostimulace

- Kardiostimulace řízená P vlnou - Stimulátor využívá tři elektrod. Slouží pro stimulaci komor při poruše převodního systému. První z elektrod snímá P vlnu a je umístěná v síni, přes druhou elektrodu je vyslán do komor stimulační impuls po časovém zpoždění (asi 160 ms). Třetí z elektrod je společná pro snímání a stimulaci. Synchronní činnost síní a komor zachovává fyziologické řízení srdeční frekvence odpovídající námaze. Dojde-li k poklesu frekvence síní pod určitou mez, pokračuje stimulátor v asynchronní stimulaci komor touto minimální frekvencí. Naopak dojde-li k vysoké frekvenci síní, uplatní se refrakterní doba stimulátoru (necitlivosti k detekci EKG) a dochází ke stimulaci komor bezpečnou, např. poloviční frekvencí síní. Tyto kardiostimulátory se používají jen výjimečně, namísto nich se používají dvoudutinové stimulátory.

- Kardiostimulace řízená R vlnou – inhibovaná: Při této kardiostimulaci je stimulátor řízen komorovou aktivitou, R vlnami EKG signálu. Používá se jedna elektroda pro stimulaci i snímání, zpravidla zavedená do hrotu pravé komory. Pokud hodnocený R-R interval překročí zvolenou dobu je generován stimulační impuls. Při spontánní aktivitě je stimulátor inhibovaný a sleduje další interval. Výhodou toho kardiostimulátoru je zamezení možností interference rytmů.

- Kardiostimulace řízená R vlnou – spouštěná: Tento typ stimulátorů je spouštěn každou R vlnou EKG signálu. Stimulační impuls (1,5 ms) časově zapadá do QRS komplexu a nezpůsobuje další kontrakci, přichází totiž do absolutně refrakterní fáze spontánně depolarizovaného myokardu. Funkční stimulační impuls je vyslán, dojde-li k snížení frekvence spontánní činnosti pod nastavenou minimální hodnotu. Dojde-li k zvýšení frekvence nad určitou maximální hodnotu je stimulátor spouštěn jen každou druhou nebo třetí R vlnou. Toto je dáno refrakterní dobou stimulátoru. Mezi nevýhody patří zatížení tkáně a spotřeba energie. Výhodou je naopak omezení vzniku interference rytmů a možnost zvyšování frekvence externím zdrojem impulsů.

- Dvoudutinová kardiostimulace (bifokální): Tyto stimulátory jsou tvořeny dvěma bloky typu *on demand*, řízenými komorovou aktivitou. Jeden z těchto bloků stimuluje síně a druhý komory (inhibiční interval bloku pro síně je kratší oproti inhibičnímu intervalu pro komory o dobu fyziologického zpoždění vzruchu šířícího se ze síní do komor). Je-li R-R interval delší než oba inhibiční intervaly, je nejdříve stimulována síň a po AV zpoždění také komora. Je-li velikost R-R intervalu mezi oběma inhibičními intervaly, je stimulována jen síň a při kratším R-R intervalu než je inhibiční interval bloku pro síně, nestimuluje žádný blok. Pokud je AV zpoždění stimulátoru delší než skutečné zpoždění na myokardu pacienta, pak se komorový stimulační impuls nevytváří.

- Programovatelná kardiostimulace: Po rozvoji technologií některá provedení umožňují měnit parametry i přenášet data.

- Adaptabilní kardiostimulátory: Tento typ stimulátorů umožňují dálkovým řízením měnit funkční parametry stimulace, získávat diagnostická funkční data a rovněž provádět neinvazivní testy. Těmito možnostmi můžeme přizpůsobení funkce stimulátoru fyziologickým požadavkům pacienta, to může vést k prodloužení životnosti vlivem úspory energie. Tyto kardiostimulátory umožňují měnit také druh stimulace.

-Kardiostimulátor s defibrilátorem: Patří do nové generace stimulátorů spojuje funkci programovatelného kardiostimulátoru, diagnostického monitoringu a defibrilátoru. Aplikuje se pacientům s prokázaným rizikem náhlého selhání při tachyarytmích. Prozatím se jedná o technicky nejsložitější implantát (také nejdražší).

3.5. Způsoby stimulace

- jednodutinové stimulace síní
- jednodutinové stimulace komor
- dvoudutinové stimulace síňokomorové
- stimulaci frekvenčně reagující, indikovanou pro nemocné, kteří nejsou schopni zvýšit tepovou frekvenci při fyzické zátěži.

V poslední době se používá k léčbě srdečního selhávání u nemocných s poruchou nitrokomorového vedení stimulace obou komor (biventrikulární kardiostimulace)

3.6. Mezinárodní označení režimu kardiostimulace

K označování jednotlivých režimů kardiostimulace navržených ICHD se používá mezinárodní kód NBG obsahující tři až pět znaků.

1.znak značí stimulovanou dutinu:	A–atrium (síň) V–ventriculus (komora) D–double(obě dutiny A+V) 0–žádná
2.znak značí dutinu snímá:	A–atrium (síň) V–ventriculus (komora) D–double(obě dutiny A+V) 0–žádná
3.znak udává režim stimulatoru:	I–inhibiční T–spouštěcí D–(dual demand T+I) obojí 0–žádná
4.znak programovatelnost stimulatoru:	M–multiprogramovatelný P–jednoduché programovatelný C–komunikovatelný R–frekvenčně adaptabilní
5.znak upřesňuje antiarytmická funkce:	S–šok P–antitachykardiální stim. D– P+S
Například:	V stimulační funkce v komoře D stimulační funkce jak v síni tak v komoře D funkce jak inhibice tak spouštění stimulačních impulsů R funkce adaptace stimulační frekvence

3.7. Stimulační režimy

AAI (ON DEMAND) je stimulační jednodutinový režim, který vykonává síňovou demand stimulaci. Stimulace i snímání se vyskytují pouze v síni. Řídící základní interval je nastartován stimulovanou nebo snímanou událostí. Jsou – li detekovány impulsy (spontánní aktivita síní) je stimulace inhibována, jinak se na konci základního intervalu vyše stimulační impuls.

VVI (ON DEMAND) režim je stimulační jednodutinový režim, který vykonává komorovou demand stimulaci. Stimulace i snímání se vyskytují pouze v komoře. Řídící základní interval je nastartován stimulovanou nebo snímanou událostí. Jsou – li detekovány impulsy (spontánní aktivita komor) je stimulace inhibována, jinak se na konci základního intervalu vyše stimulační impuls. Pracuje-li kardiostimulátor v režimu VVI a inhibuje nebo stimuluje na základní frekvenci, může se tento režim přerušit pomocí stimulace s vysokou frekvencí v asynchronním módu s odděleně nastavitelnou frekvencí až do 1000 imp./min

VOO (FIX RATE) režim je stimulační jednodutinový režim, dodávající impulsy asynchronně v komoře. Při použití tohoto stimulačního režimu je nutné respektovat možná rizika asynchronní komorové stimulace.

AOO (FIX RATE) režim je stimulační jednodutinový režim, dodávající impulsy asynchronně v síni.

VDD režim snímání síně na jejím základě je stimulována pravá komora. Výhodné u toho to režimu je použití jedné elektrody.

DDD režim dvoudutinové stimulace

4. Komerční externí kardiostimulátory

V dnešní době se vývojem externích kardiostimulátorů zabývá mnoho výrobců. Jedná se především o ty společnosti, které vyrábějí klasické implantabilní kardiostimulátory. Výrobky jednotlivých výrobců se liší především napájením, parametry a typem stimulace, avšak celkový design přístroje s ovládacími prvky zůstává přibližně stejný. Přístroje obsahují ovládací prvky pro nastavení typu stimulace (ON DEMAND – VVI/AAI, FIX RATE – VOO/AOO), frekvence stimulačních impulsů a velikosti amplitudy stimulačních impulsů. Mezi výrobce externích kardiostimulátorů patří například firmy Medtronic, Medico S. p. A., Biotronic [6,7], Mediatrade [8]. Zde jsou uvedeny příklady jejich výrobků.

EPG 10	
Stimulační režim (viz kap. 3.7.)	VOO „FIX RATE“
	VVI „ON DEMAND“
Frekvence stimulačních impulsů	30-150 imp/min
Stimulační frekvence HIGH	150-600 imp/min
Šířka stimulačního impulsu	1 ms
Amplituda výstupního impulsu	0.01-15 V
Refrakční perioda	200 ms
Citlivost	0.5-20 mV
Rozměry	125 x 65 x 25 mm
Hmotnost	160 g
Cena	12.000-16.000 Kč.

Tabulka 2. Parametry přístroje EPG 10.



Obrázek 9. Externí kardiostimulátor EPG 10.

Typ	EDP 20/A	EDP 30/A
Stimulační režim (viz kap. 3.7.)	VOO „FIX RATE“	DDD
		VDD
	VVI „ON DEMAND“	DVI
		DOO
Frekvence stimulačních impulsů	40 - 180 imp./min	30 - 150 imp./min.
Stimulační frekvence HIGH	50 - 1000 imp./min	
Šířka stimulačního impulsu	0,9 ms	Síň: 0,75 ms Komora: 0,5 ms
Amplituda výstupního impulsu	0,1 - 12 V	Síň: 0,1 - 10 V Komora: 0,1 - 10 V
Citlivost	1 - 20 mV	Síň: 0,5 - 10 mV Komora: 2 - 20 mV
Refraktenční perioda	250 ms	225 ms
Napájení	9 V	
Doba provozu	900 h	
Rozměry	130 x 70 x 27 mm	
Hmotnost	250 g	

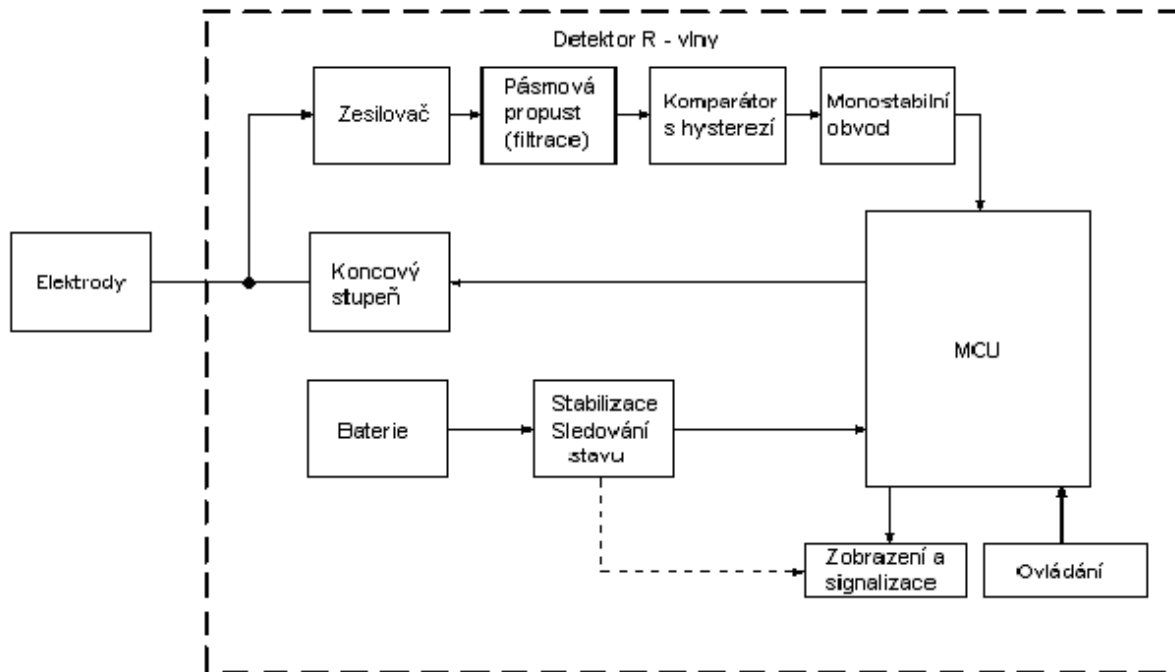
Tabulka 3. Parametry přístrojů EDP 20/A a EDP 30/A.



Obrázek 10. Externí kardiostimulátory EDP 20/A a EDP 30/A.

5. Blokové schéma kardiostimulátoru

Z následujícího blokového schématu vycházíme při návrhu kardiostimulátoru.



Obrázek 11. Blokové schéma kardiostimulátoru.

5.1. Elektrody

Činnost elektrody spočívá ve snímání a následném předání informace do přístroje, popřípadě přivádí elektrické stimulační impulsy z kardiostimulátoru do svalu srdce. Jeden konec elektrody je upevněn v srdeční dutině a druhý konec spojen s kardiostimulátorem. Stimulační elektroda je pružný, izolovaný, tenký vodič. Je tvořena konektorem, izolací, propojovacím vodičem a hrotem elektrody, který slouží k připojení elektrody do srdeční stěny. Požadavky na elektrody jsou kladeny především na odolnost materiálu v agresivním prostředí a na mechanické namáhání vodiče. Sledováním stavu elektrody (její přetržení), předejdeme nebezpečí přerušování stimulační cesty a tím i špatné funkci kardiostimulátoru.



Obrázek 12. Stimulační elektrody.

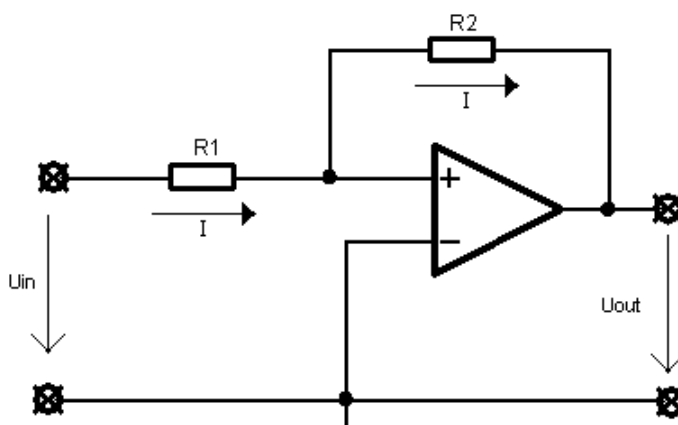
5.2. Pásmová propust (filtrace)

Pásmová propust má za úkol z celého frekvenčního rozsahu EKG signálu vybrat pouze určité frekvenční pásmo, odpovídající R – vlně. Filtraci je možné realizovat například aktivní pásmovou propustí 2. řádu s operačním zesilovačem v neinvertujícím zapojení.

5.3. Komparátor s hysterezí

Komparátor slouží k detekci R – vlny a potlačení zbývajících rušivých složek, které se mohou po filtraci vyskytnout.

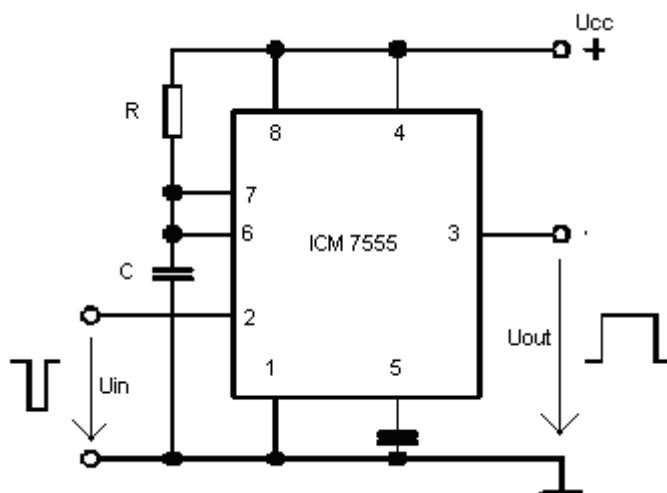
Komparátory jsou obvody, které porovnávají vstupní hodnotu s určitou referenční hodnotou a podle výsledku porovnání dávají na výstupu signál typu sepnuto – rozepnuto. Vstupní hodnota se může měnit spojitě. Při průchodu referenční hodnotou se mění výstupní hodnota skokově mezi dvěma hodnotami. Komparátor tak tvoří rozhraní mezi analogovou a číslicovou částí systému.



Obrázek 13. Zapojení komparátoru s hysterezí.

5.4. Monostabilní obvod

Monostabilní obvod slouží v zařízení jako tvarovací obvod. Tento obvod má za úkol generovat obdelníkové pulsy s definovanou šířkou. Touto šířkou pulsu lze eliminovat vzniklé nežádoucí zákmity. Obvodově lze MKO realizovat jednoduchým zapojením časovacího obvodu 555. S výhodou lze použít CMOS varianty bipolárního obvodu, například ICM7555 namísto klasického NE555. To má výhody v možnosti snížení potřebného napájení, malém napájecím proudu a vysoké vstupní impedanci komparátorů. Tato vysoká impedance komparátorů je výhodná při návrhu hodnot R, C, přičemž hodnota odporu může být vyšší než u bipolárního provedení.



Obrázek 14. Zapojení MKO.

5.5. MCU

Hlavní částí kardiostimulátoru bude řídicí MCU. Tento obvod řídí celé zařízení, zajišťuje komunikaci mezi jednotlivými bloky a provádí výpočet snímaného R-R intervalu. Nejvhodnější se jeví MCU firmy Motorola, neboť obsahují diagnostické a ochranné funkce (například watchdog – hlídání běhu programu, nebo brown out detektor hlídající velikost napájení) a jeví se jako nejbezpečnější.

Požadavků na PWM, A/D, vyhovuje například MCU MC68HC908AP8.

5.6. Koncový stupeň

Koncový stupeň slouží u kardiostimulátoru k úpravě výkonových úrovní stimulačních impulsů. Například s využitím generátoru PWM, který je součástí mikrokontroléru je možné měnit energii stimulačního impulsu.

5.7. Ovládání

Ovládání kardiostimulátoru je realizováno pomocí tlačítek, která umožní uživateli komunikaci s přístrojem. Tlačítka je umožněn pohyb v menu přístroje, kde je možné provést nastavení stimulačního režimu, stimulačních pulsů. Konkrétní uspořádání a počet tlačítek je upřesněn při realizaci přístroje v kapitole 6.7.

5.8. Signalizace a zobrazení

Pro zobrazení a signalizaci slouží uživateli jednoduchý LCD displej (např. 4x20 znaků). S ohledem na spotřebu energie se nejeví volba podsvíceného displeje vhodná, proto bude možné podsvícení vypnout tlačítkem. Displej uživateli umožní snadné ovládání kardiostimulátoru a pomocí něho bude signalizován nízký stav baterie.

5.9. Baterie

Napájení kardiostimulátoru je realizováno baterií. Při volbě baterie je nutné vzít v úvahu konkrétní požadavky na napájení jednotlivých bloků kardiostimulátoru, ale také parametrů baterie (např. samovolné vybíjení). Mohou být použity například baterie s nízkým samovolným vybíjením, Sanyo Eneloop (2100 mAh), nebo GP ReCyko (2000mAh). Při odhadovaném průměrném odběru 8 mA (vypnuté podsvícení displeje) je předpoklad, že by kardiostimulátor pracoval 10,5 dnů.

5.10. Stabilizace a sledování stavu baterie

Po bloku baterie následují obvody úpravy napájecího napětí. Mezi tyto obvody patří například stabilizátor napětí pro napájení mikrokontroléru či zesilovačů, a nebo DC-DC měnič. Zvolený procesor MC68HC908AP8 má napájecí napětí 5 V, proto budeme i ostatní obvody (LM358, LED displej) volit s ohledem na tuto hodnotu napájecího napětí. Z požadavků na velikost napájecího napětí můžeme použít například DC-DC měnič LT1303, který konvertuje minimální napájecí napětí 1,8 V z baterií na napětí 5 V s maximálním zatížením 200 mA. V kardiostimulátoru je obvod pro sledování stavu baterie (komparátor), který však již má většina DC-DC měničů integrovaný v sobě. Nízká hladina napájecího napětí bude signalizována uživateli pomocí displeje.

Předpokládané odběry bloků:

Obvod – typ	U_{CC} [V]	I_C [mA]
IC1 - LM 358	5	0,7
IC2 - LM 358	5	0,7
LCD – led	5	100
LCD - GC2004A0SBL1B	5	3,5
MCU - MC68HC908AP8	5	3,5
Celkový		108,4

Tabulka 4. Předpokládané odběry.

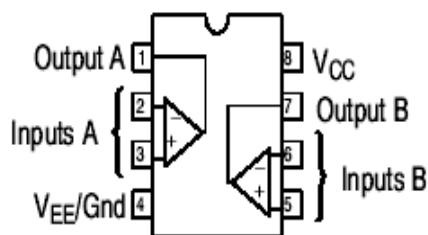
6. Hardwarové řešení

6.1. Vstupní zesilovač

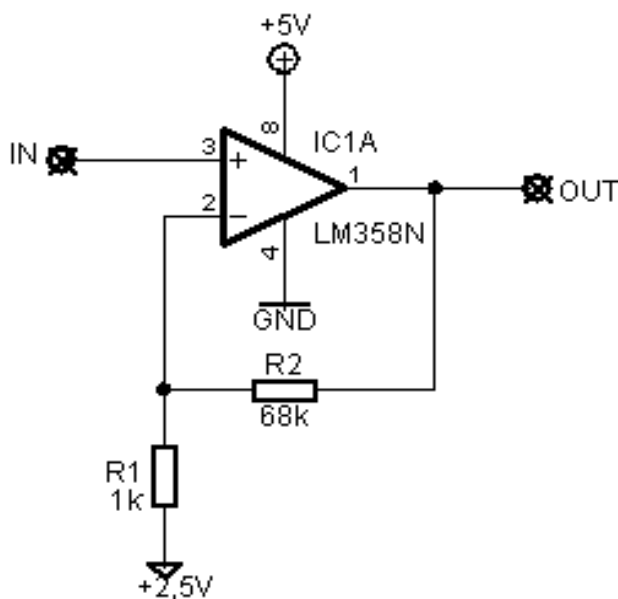
Vstupní zesilovač je tvořen obvodem LM358 [10], který je nesymetricky napájen napětím o velikosti +5 V. Cena, dostupnost na trhu a nízký odběr byly důvodem volby toho obvodu. V pouzdře jsou zabudovány dva operační zesilovače (viz Obrázek 15), takže tento obvod lze využít i pro následující pásmovou propust. Pro zvolené zesílení $A_u = 70$ vstupního zesilovače jsou hodnoty rezistorů R_1 a R_2 vypočteny dle vzorce (1). Z těchto vypočtených hodnot jsme navrhli zapojení pro neinvertující zesilovač (viz Obrázek 16).

Vlastnosti zesilovače:

- Napájecí napětí: 3,0 V až 32 V
- Nízký vstupní proud
- Možnost symetrického i nesymetrického napájení
- Diskriminační činitel CMRR: 70 dB
- Vstupní napěťový offset: 2 mV



Obrázek 15. Vnitřní zapojení operačního zesilovače LM358.



Obrázek 16. Zapojení vstupního zesilovače.

Výpočet rezistoru R_2

volíme $R_1 = 1\text{k}\Omega$

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

$$R_2 = R_1 \cdot (Au - 1) = 1000 \cdot (70 - 1) = 69000 \Omega$$

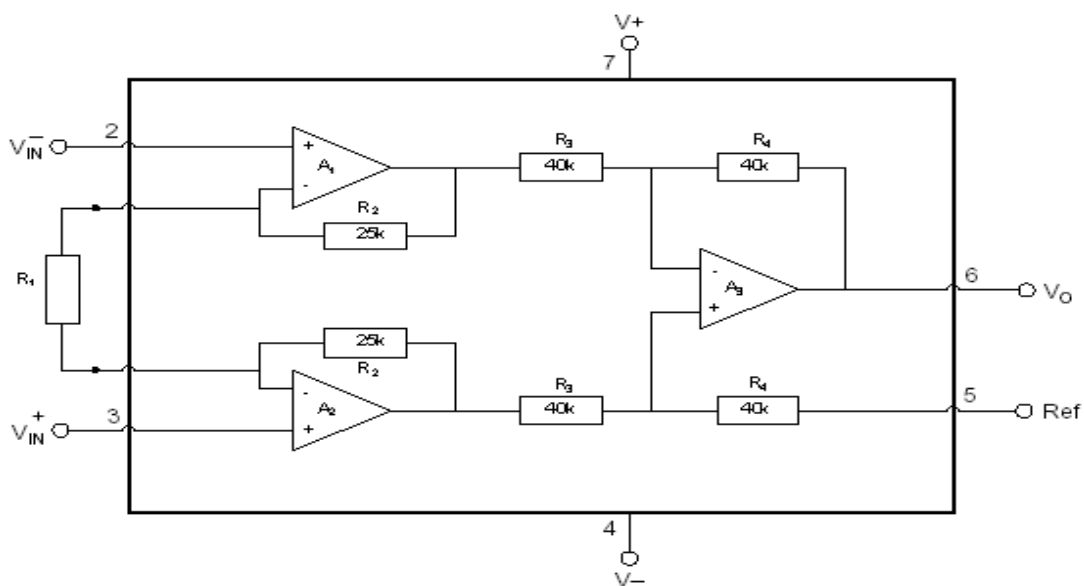
volíme dle řady $68\text{k}\Omega$

Jinou možností pro vytvoření vstupního zesilovače je použití obvodu INA121 [13]. Tento obvod se hodí pro biologické signály. Nevýhodou tohoto obvodu je nutnost symetrického napájení a poměrně špatná dostupnost tohoto operačního zesilovače na trhu. Dalším důvodem proč nebyl použit operační zesilovač INA121 je možnost použití nesymetrického zesilovače z důvodů snímání intrakardiálního EKG. Z výše uvedených důvodů byl použit vstupní zesilovač s operačním zesilovačem LM358. Vnitřní zapojení INA121 je tvořeno třemi operačními zesilovači (viz Obrázek 17).

Vlastnosti zesilovače:

- Napájecí napětí: $\pm 2,25\text{ V}$ až $\pm 18\text{ V}$
- Nízký vstupní proud: $\pm 4\text{ pA}$
- Diskriminační činitel CMRR: 106 dB
- Vstupní napěťový offset: $\pm 200\ \mu\text{V}$

Abychom mohli tento zesilovač použít, je nutné ho napájet symetricky $\pm 5\text{ V}$. Jednou z možností, jak vytvořit toto napětí -5 V je využití napěťového invertoru. Mezi typy, které lze použít, patří například ICL7660, který invertuje z napájecího napětí $+5\text{ V}$ napětí -5 V . Zesílení lze vypočítat dle vzorce (2).



Obrázek 17. Vnitřní zapojení operačního zesilovače INA121.

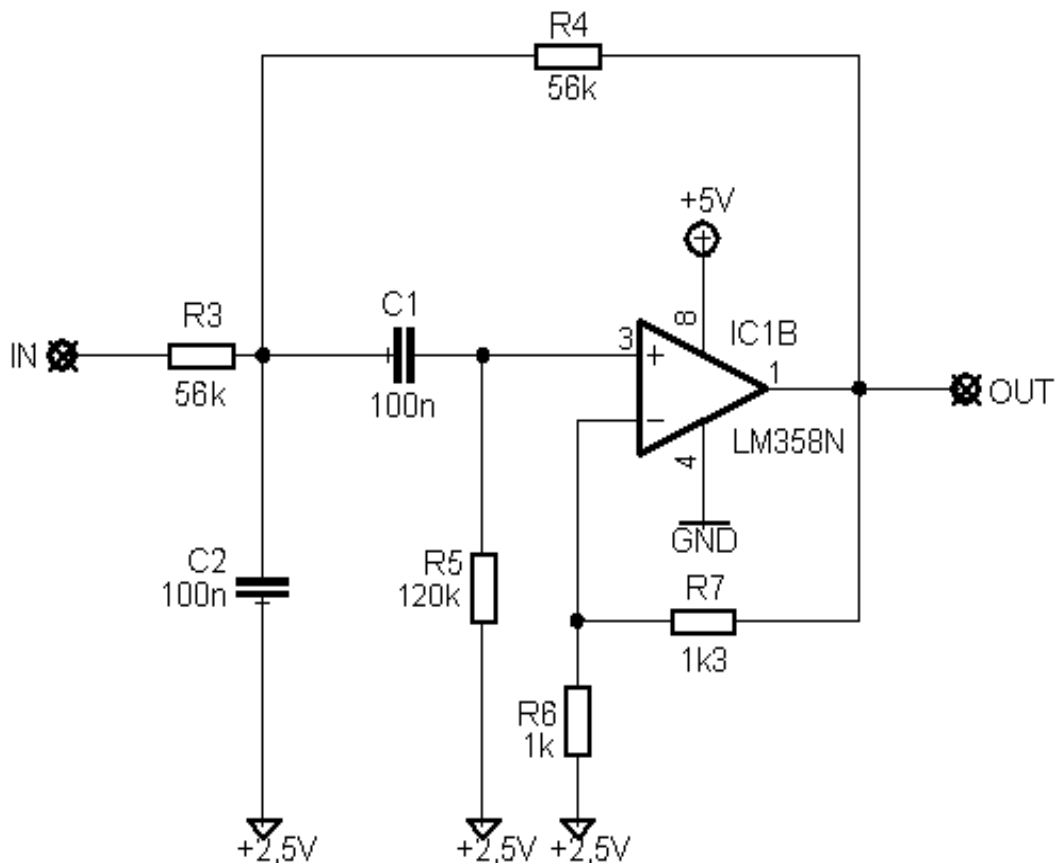
Zesílení tohoto zesilovače lze vypočítat dle vzorce.

$$Au = 1 + \frac{2 \cdot R_2}{R_1} \quad (2)$$

$$Au = 1 + \frac{50000}{680} = 74,5$$

6.2. Pásmová propust (filtrace)

Filtrace signálu je provedena aktivní pásmovou propustí 2. řádu [18]. Tento filtr je tvořen jedním operačním zesilovačem v zapojení Sallen – Key (viz Obrázek 18). Je použit operační zesilovač LM358 v neinvertujícím zapojení. Prostřednictvím rezistorů R_6 a R_7 lze nastavit zesílení operačního zesilovače. Pro R vlnu platí filtrace pásmovou propustí s mezními kmitočty $f_{m1} = 20$ Hz, $f_{m2} = 45$ Hz [1].



Obrázek 18. Zapojení pásmové propusti.

Výpočet rezistorů R_3 , R_4 , R_5

volíme hodnoty mezních frekvencí $f_{m1} = 20 \text{ Hz}$, $f_{m2} = 45 \text{ Hz}$

$$f_{stř} = \sqrt{f_{m1} \cdot f_{m2}} \quad (3)$$

$$f_{stř} = \sqrt{20 \cdot 45} = 30 \text{ Hz}$$

$$Q = \frac{f_{stř}}{B} \quad (4)$$

$$Q = \frac{30}{25} = 1,20$$

$$Q = \frac{1}{3 - A} \quad (5)$$

$$3 \cdot Q - Q \cdot A = 1$$

$$A = 3 - \frac{1}{Q} = 3 - \frac{1}{1,2} = 2,16$$

$$K_0 = \frac{A}{3 - A} \quad (6)$$

$$K_0 = \frac{2,16}{3 - 2,16} = 2,57$$

volíme $C = C_1 = C_2 = 100 \text{ nF}$

$$R = R_3 = R_4 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_{stř} \cdot C} \quad (7)$$

$$R = R_3 = R_4 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 30 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 53051 \text{ } \Omega$$

$$R_5 = 2 \cdot R = 2 \cdot 53051 = 106103 \text{ } \Omega$$

volíme dle řady

$$R_3, R_4 = 56 \text{ k}\Omega$$

$$R_5 = 120 \text{ k}\Omega$$

Zesílení $A = 2,16$ získáme nastavením rezistorů R_6 a R_7 . Jelikož se jedná o neinvertující zapojení zesilovače vyjdeme ze vztahu (8).

Výpočet R_7

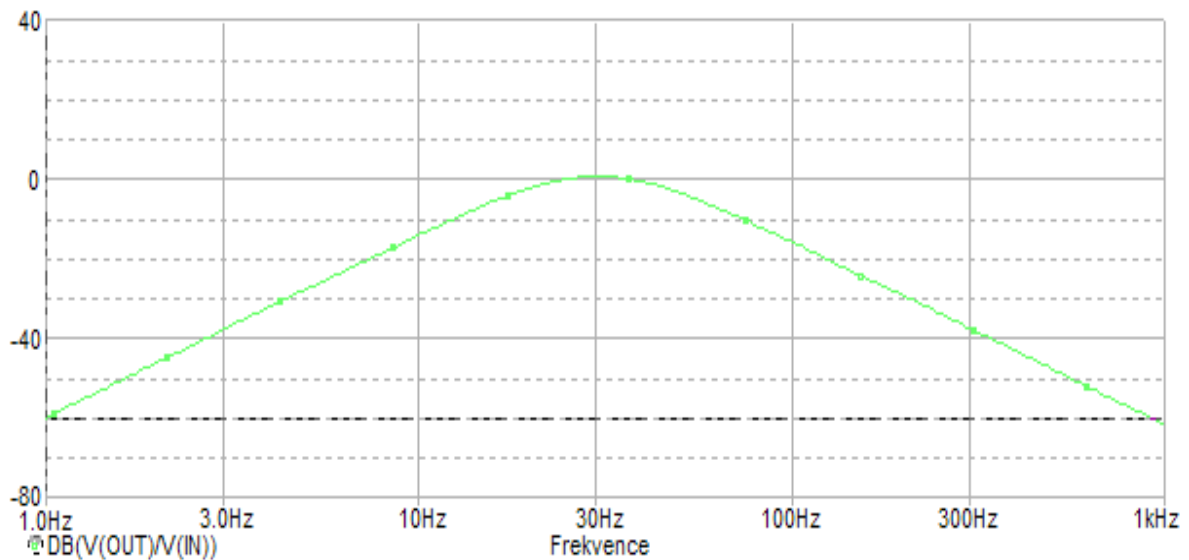
volíme $R_6 = 1 \text{ k}\Omega$

$$A = 1 + \frac{R_7}{R_6} \quad (8)$$

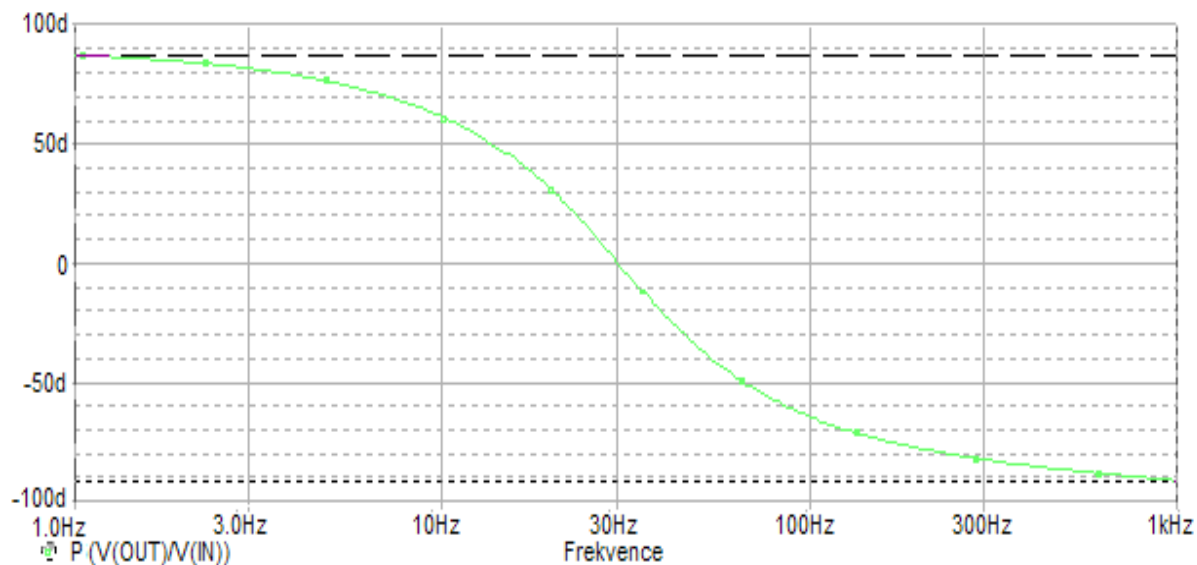
$$R_7 = R_6 \cdot (A - 1) = 1000 \cdot (2,16 - 1) = 1160 \Omega$$

volíme dle řady $1,2 \text{ k}\Omega$

Z vypočítaných hodnot jsou pomocí programu Pspice z přenosové charakteristiky ověřeny mezní frekvence. Tyto frekvence jsou odečteny v místě, kdy přenos filtru klesne o 3 dB vztaheno k přenosu na středním kmitočtu f_0 . Mezní kmitočty jsou odečteny $f_{m1} = 19,97 \text{ Hz}$ a $f_{m2} = 46,08 \text{ Hz}$. Z těchto hodnot je ověřena i požadovaná šířka pásma $\Delta f = 26,11 \text{ Hz}$. Následně jsme na nepájivém poli navržený filtr realizovali a proměřili parametry (viz Obrázek 21 a Tabulka 5).



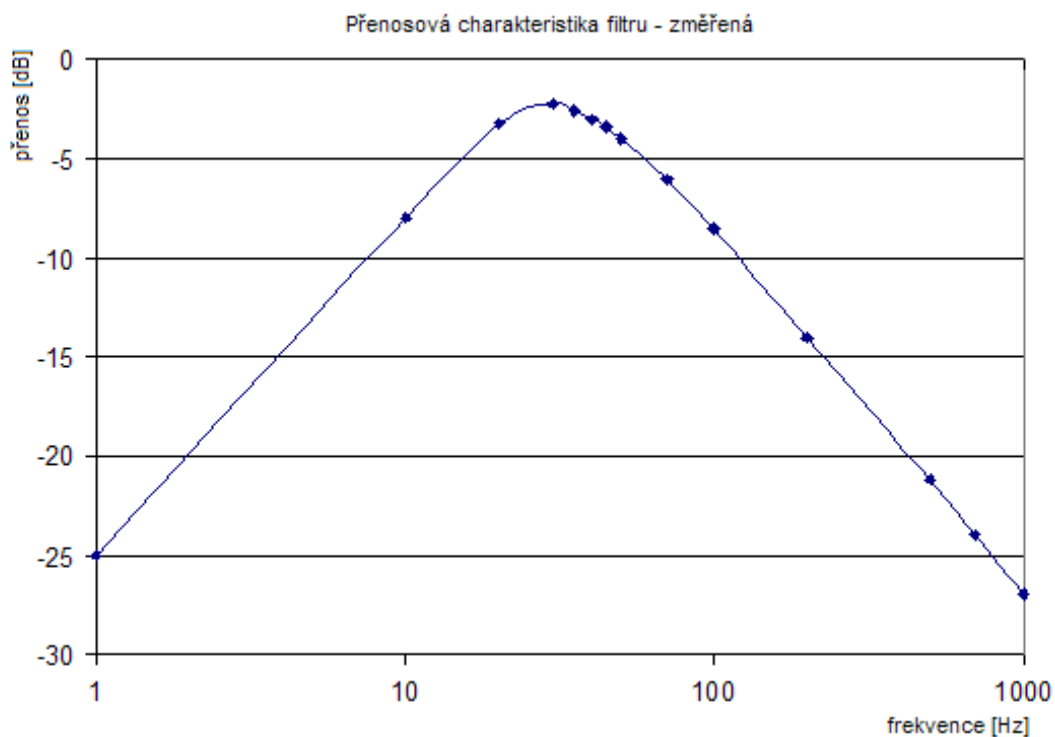
Obrázek 19. Přenosová charakteristika filtru.



Obrázek 20. Fázová charakteristika filtru.

Naměřené hodnoty filtru pro $U_{in} = 0,5V$														
f [Hz]	1	10	20	30	35	40	45	50	70	100	200	500	700	1000
U_{out} [V]	0,03	0,27	0,34	0,39	0,37	0,35	0,34	0,31	0,25	0,19	0,10	0,05	0,03	0,02
Au [dB]	-25,0	-8,0	-3,2	-2,2	-2,6	-3,0	-3,4	-4,0	-6,0	-8,5	-14,0	-21,2	-24,0	-27,0

Tabulka 5. Naměřené hodnoty filtru.



Obrázek 21. Přenosová charakteristika filtru – změřená.

6.3. Komparátor s hysterezí

Pro vytvoření vstupních – řídicích impulsů pro procesor je použit neinvertující komparátor s hysterezí. Tento komparátor reaguje na velikost napětí na vstupních svorkách a porovnává ho s určitou referenční hodnotou, v našem případě 0,3 V. Podle výsledku porovnání dává na výstupu signál typu sepnuto – rozepnuto to znamená impulsy o velikosti napájecího napětí 5 V. Procesor pak reaguje na vzestupnou hranu těchto impulsů. Z tohoto důvodu musí být výstupní impulsy o velikosti alespoň 3 V, aby byly zachyceny.

Velikost úrovně spínání komparátoru je 0,3 V, což odpovídá zesílené vstupní hodnotě detekované R-vlny 4,5 mV. Z toho vyplývá, že velikost R-vlny, kterou vstupní obvody upravují, (zesilovač, pásmová propust a komparátor) musí být větší než 4,5 mV, aby byla detekovaná procesorem.

Ze zákona o zachování energie lze odvodit vztah (9) pro komparátor s hysterezí.

$$\frac{U_{in}}{R_8} = \frac{U_{out}}{R_9} \quad (9)$$

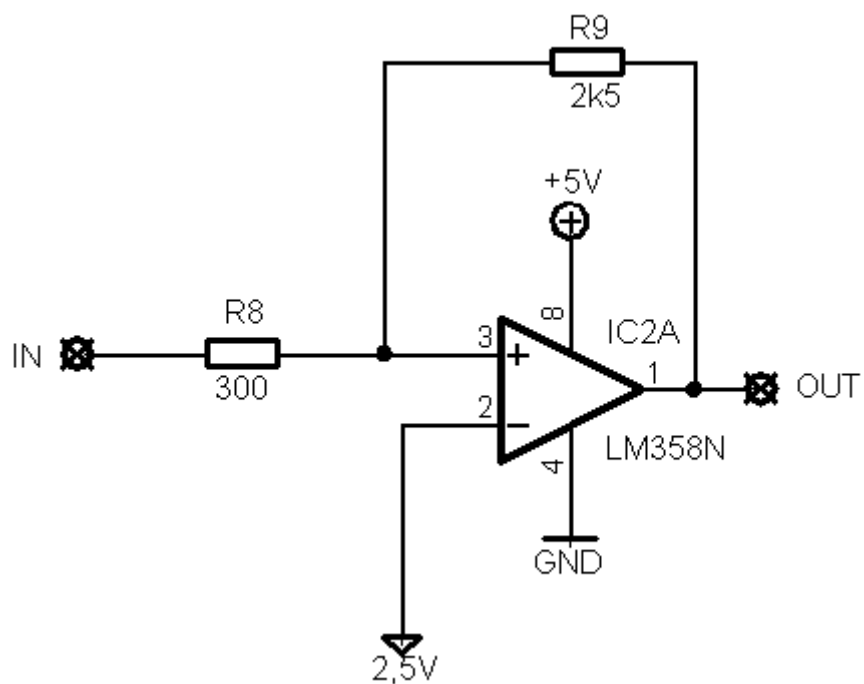
Výpočet R_9

volíme $R_8 = 800 \Omega$ pro požadovanou úroveň spínání $U_{in} = 0,3 \text{ V}$

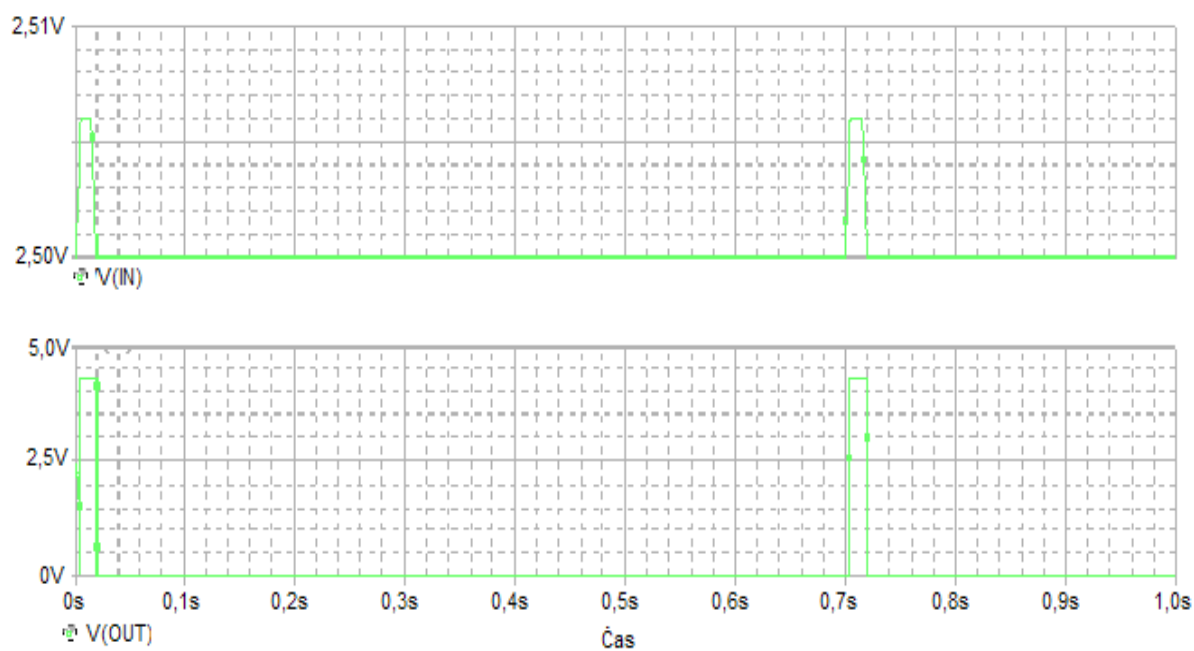
$$R_9 = \frac{U_{out} \cdot R_8}{U_{in}} = \frac{2,5 \cdot 300}{0,3} = 2500 \Omega$$

volíme dle řady 2,5 k Ω

Jako operační zesilovač je opět použit LM358, který je zapojen do obvodu (viz Obrázek 22).



Obrázek 22. Komparátor z hysterezí.



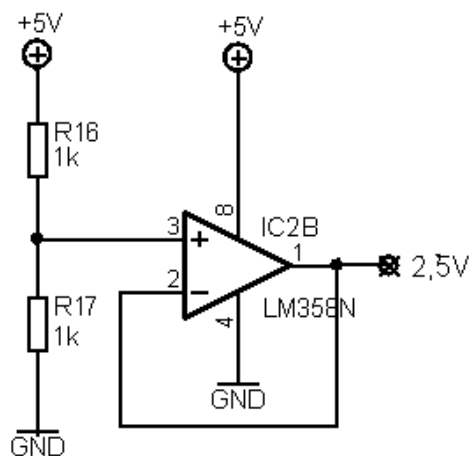
Obrázek 23. Průběh řídicích impulsů z komparátoru.

6.4. Monostabilní obvod

V blokovém schématu by měl následovat po bloku komparátoru blok monostabilního klopného obvodu. Tento obvod by měl být zařazen jako časový filtr, který by eliminoval nežádoucí impulsy vycházející z komparátoru. Tyto nežádoucí impulsy mohou vzniknout v případě zákmitu vstupního signálu v oblasti rozhodovací úrovně komparátoru (komparátor je detekuje jako další R-vlnu) a ovlivňovaly by funkci stimulátoru. Vzhledem k tomu, že monostabilní obvod je zařízení, které má za úkol generovat obdelníkové pulsy s definovanou šířkou, můžeme jej použít jako tvarovací obvod. Zvolená šířka těchto pulsů nám pak zaručí, že procesor načte pouze jeden puls odpovídající každé R-vlně a nikoliv více nežádoucích pulsů za sebou.

Další možností, jak obejít tento problém, je softwarové řešení. Vzhledem k požadavkům na nejmenší spotřebu a na co nejjednodušší zapojení se jeví vhodnějším lépe využít možností procesoru a řešit tento problém softwarově. Realizace je popsána v kapitole 7.

Z bloků popsaných v předešlých kapitolách je sestavena vstupní část kardiostimulátoru, kterou je detektor R-vlny. Z důvodu nesymetrického napájení všech operačních zesilovačů dochází k stejnosměrnému posuvu zpracovávaného signálu o polovinu napájecího napětí a tím k jeho zkreslení. Abychom tento problém odstranili, posunuli jsme celé spektrum zpracovávaného signálu o předem definovanou hodnotu 2,5 V. Toto posunutí se provede napojením všech pracovních zemí na referenční zdroj stejnosměrného napětí (viz Obrázek 24). Referenčním zdrojem pro nás může být dělič napájecího napětí v požadovaném poměru (v našem případě 1:1), stabilizovaný zdroj napětí (například s LM317), nebo napěťový sledovač s děličem opět v požadovaném poměru. Z výše uvedených možností je použit napěťový sledovač s děličem z důvodu nižší impedance. Protože potřebujeme získat poloviční hodnotu napájecího napětí, použijeme dělicí poměr 1:1, tudíž stejné úbytky na obou rezistorech, které tedy volíme stejné 1 k Ω .



Obrázek 24. Referenční zdroj 2,5V.

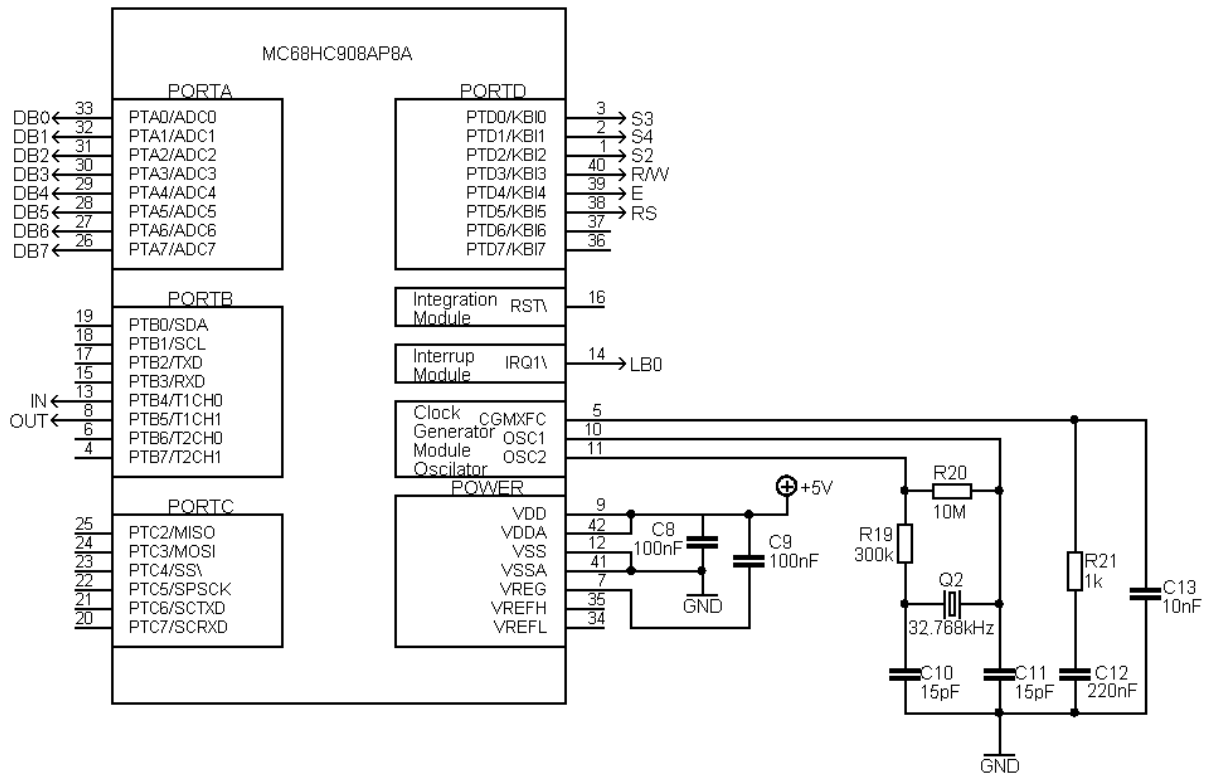
6.5. MCU

Řídicím prvkem celého kardiostimulátoru je MCU. Jejím úkolem je podle nastaveného stimulačního režimu řídit výstupní obvod a tím i celý kardiostimulátor (viz Kapitola 7). V režimu FIX RATE MCU pouze vysílá impulsy o požadované šířce, které spínají tranzistor ve výstupním obvodu. Délka sepnutí tohoto tranzistoru má pak za následek vyslání stimulačního impulsu o požadované šířce a amplitudě 5 V (vlivem vybíjení kondenzátoru). V režimu ON DEMAND MCU načítá vzestupnou hranu impulsů přicházejících z komparátoru, pomocí časovače změří délku mezi jednotlivými impulsy (R-R intervaly) a vyčká příchodu dalšího impulsu. Přejde-li tento impuls za požadovanou dobu, MCU opět změří délku mezi posledními načtenými impulsy. V případě, že impuls nepřejde za požadovanou dobu (rozdíl posledních impulsů je větší než poslední R-R interval + 10% tohoto intervalu), MCU vyšle impuls, který sepne tranzistor stejně jako v režimu FIX RATE. Další funkcí MCU je signalizace alarmových stavů v případě, že napájecí napětí na bateriích klesne pod 2V, stimulační elektrody nejsou správně připevněny nebo došlo k jejich odtržení.

S ohledem na stanovené požadavky (viz Kapitola 5.5) byl vybrán MCU typ MC68HC908AP8 firmy Motorola (Freescale). Tento typ mikrokontroléru patří do osmibitové rodiny MC68HC08, které předcházela rodina MC68HC05. Jde o univerzální CISC mikrokontrolér s těmito parametry:

- pouzdro 42pin SDIP
- napájení 2,7÷3,3 V nebo 4,5÷5,5 V
- spotřeba (napájení 5V, BUSCLK 8MHz): 7,5 mA, v režimu se sníženou spotřebou: pod 1,5 μ A
- maximální kmitočet hodinového signálu 8 MHz (při napájení 5V)
- možnost externího taktování až do 32 MHz (pomocí PLL)
- paměť RAM 1024B
- paměť FLASH 8192B
- dva 16-bitové dvoukanálové IC/OC/PWM časovače
- 30 vstupně/výstupních pinů

Vzhledem k potřebnému externímu taktování je nutné použít externí oscilátor. Mezi typy oscilátorů, které můžeme použít, patří například RC oscilátor, nebo Piercův oscilátor s krystalem 32,768 kHz.



Obrázek 25. Zapojení MC68HC908AP8.

Port A (piny 26 – 33) je využit pro datovou sběrnici. Jsou na něj připojeny piny LCD displej DB0 – DB7 (viz Obrázek 32). Port A obsahuje A/D převodníky, které by bylo možné využít pro signalizaci stavu elektrody (viz Kapitola 6.4.)

Port B slouží jako vstup řídicího signálu přicházejícího z komparátoru PTB4 (pin 13). Na PTB5 (pin 8) je připojen koncový stupeň.

Port D je využit pro připojení tlačítek a řídicích signálu pro LCD displej (viz Obrázky 32 a 33).

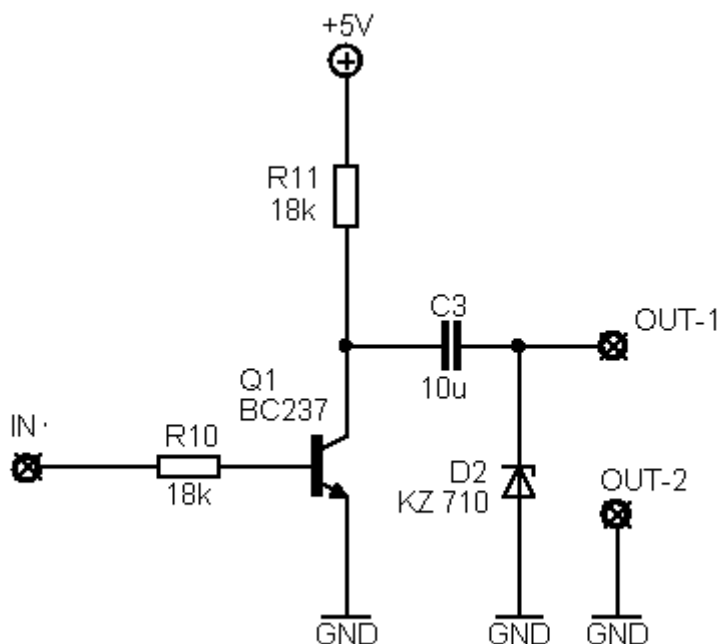
Napájecí napětí mikrokontroléru, které je přivedeno na V_{DD} (pin 9) a na V_{DDA} (pin 42) je 5 V. V_{DDA} je využito pro napájení interního fázového závěsu PLL. Pomocné obvody ($C_8 = 100 \text{ nF}$, $C_9 = 100 \text{ nF}$) zapojené v této části jsou doporučené výrobcem a slouží jako filtrační kondenzátory.

Externí krystal Q_2 je zapojen na OSC1 (pin 10) a OSC2 (pin 11). Krystal má kmitočet 32,768 kHz a s pomocnými součástkami tvoří Piercův oscilátor. Jeho doporučené zapojení a velikost pomocných součástek udává výrobce v datasheetu mikrokontroléru. Další prvky, které je nutno použít vyžaduje fázový závěs (PLL). Zapojení těchto prvků tvoří filtr, který je připojen na CGMXFC (pin 5) a tvoří jej kapacitory $C_{13} = 10 \text{ nF}$, $C_{13} = 220 \text{ nF}$ a rezistor $R_{21} = 1 \text{ k}\Omega$. Veškerá doporučená zapojení týkající se mikrokontroléru nalezneme v datasheetu výrobce [9].

6.6. Koncový stupeň

Koncový stupeň (viz Obrázek 26) obsahuje spínací tranzistor BC237, kondenzátor kumulující energii pro stimulaci a rezistory sloužící k správnému nabití kondenzátoru. Šířka a frekvence stimulačních impulsů jsou řízeny signálem z výstupního pinu mikrokontroléru.

Za normálního stavu se kondenzátor C3 nabíjí z napájecího zdroje + 5 V přes rezistor R11 a odpor pacienta. Tento odpor pacienta je přibližně 500Ω a střední hodnota protékajícího proudu při nabíjení je v řádu mikroampérů. Dojde-li k stimulaci, je přiveden z mikrokontroléru impuls přes rezistor R10, který sepne tranzistor T1. To má za následek vybíjení kondenzátoru C3. Tento kondenzátor, jenž byl předtím nabitý, se vybíjí přes odpor pacienta a tranzistor T1 a vytváří tak stimulační impuls. Délka impulsu závisí na době přivedeného impulsu z mikrokontroléru. Tato délka je nastavitelná od 1,5 ms do 3 ms. Po požadované stimulaci se kondenzátor opět nabíjí přes rezistor R11 a odpor pacienta. Proud procházející pacientem při stimulaci je přibližně 10 mA. Zenerova dioda D2 slouží jako ochrana proti defibrilačním impulsům.



Obrázek 26. Koncový stupeň.

volíme tepovou frekvenci 100 tepů za minutu $\Rightarrow f = 1,66\text{Hz}$

$$T = \frac{1}{f} \quad (10)$$

$$T = \frac{1}{1,66} = 0,6\text{s}$$

Čas pro nabíjení kondenzátoru je tedy 0,6s.

$$U_c = U \cdot (1 - e^{-\frac{t}{RC}}) + U_{c0} \cdot e^{-\frac{t}{RC}} \quad (11)$$

Předpokládáme, že $U_{c\max} = 0,95U_b$ a volíme pokles o $0,2U_{\max}$

$$U_c = 0,95 \cdot U_b \cdot e^{-\frac{t}{R_z C_3}}$$

$$e^{\frac{t}{R_z C_3}} = \frac{0,95 \cdot U_b}{0,95 \cdot U_b - 0,2 \cdot 0,95 \cdot U_b} = \frac{0,95}{0,95 \cdot (1 - 0,2)} = \frac{1}{0,8}$$

Výpočet kapacity C_3

$$t = R_z \cdot C_3 \cdot \ln \frac{1}{0,8}$$

$$C_3 = \frac{t}{R_z \cdot \ln \frac{1}{0,8}} = \frac{1,5 \cdot 10^{-3}}{500 \cdot 0,22} = 13,6 \mu\text{F}$$

volíme dle řady $10 \mu\text{F}$

Výpočet rezistoru R_{11}

$$U_c = U_b \cdot (1 - e^{-\frac{t}{R_n C_3}}) + U_{c0} \cdot e^{-\frac{t}{R_n C_3}} \quad R_n = R_z + R_{11}$$

$$0,95U_b = U_b \cdot (1 - e^{-\frac{t}{R_n C_3}}) + 0,95 \cdot 0,2 \cdot U_b \cdot e^{-\frac{t}{R_n C_3}}$$

$$0,95 = 1 - e^{-\frac{t}{R_n C_3}} + 0,19 \cdot e^{-\frac{t}{R_n C_3}}$$

$$0,05 = e^{-\frac{t}{R_n C_3}} \cdot (1 - 0,19)$$

$$e^{\frac{t}{R_n C_3}} = \frac{0,81}{0,05}$$

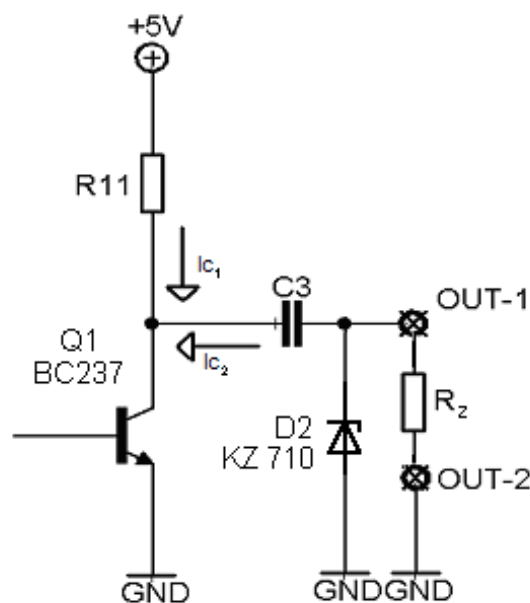
$$t = R_n \cdot C_3 \cdot \ln \frac{0,81}{0,05}$$

$$R_n = \frac{t}{2,78 \cdot C_3} = \frac{0,6}{2,78 \cdot 10 \cdot 10^{-6}} = 21543 \Omega$$

$$R_{11} = R_n - R_z$$

$$R_{11} = 21543 - 500 = 20543 \Omega$$

volíme dle řady 18kΩ



Obrázek 27. Koncový stupeň – návrh R_{11} a C_3 .

Výpočet rezistoru R_{10}

$$I_{c_1} = \frac{U_b}{R_{11}} \quad (12)$$

$$I_{c_1} = \frac{5}{18 \cdot 10^3} = 0,27 \text{mA}$$

$$I_{c_2} = \frac{0,95 \cdot U_b}{R_z}$$

$$I_{c_1} = \frac{4,75}{500} = 9,5 \text{mA}$$

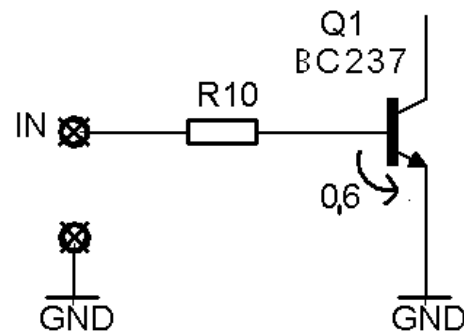
$$I_{c_{\max}} = I_{c_1} + I_{c_2}$$

$$I_{c_{\max}} = 0,27 \cdot 10^{-3} + 9,5 \cdot 10^{-3} = 9,77 \text{mA}$$

$$I_{b_{\max}} = \frac{I_{c_{\max}}}{\beta} \cdot s \quad (13)$$

volíme $s = 2$

$$I_{b_{\max}} = \frac{9,77 \cdot 10^{-3}}{90} \cdot 2 = 0,22 \text{mA}$$

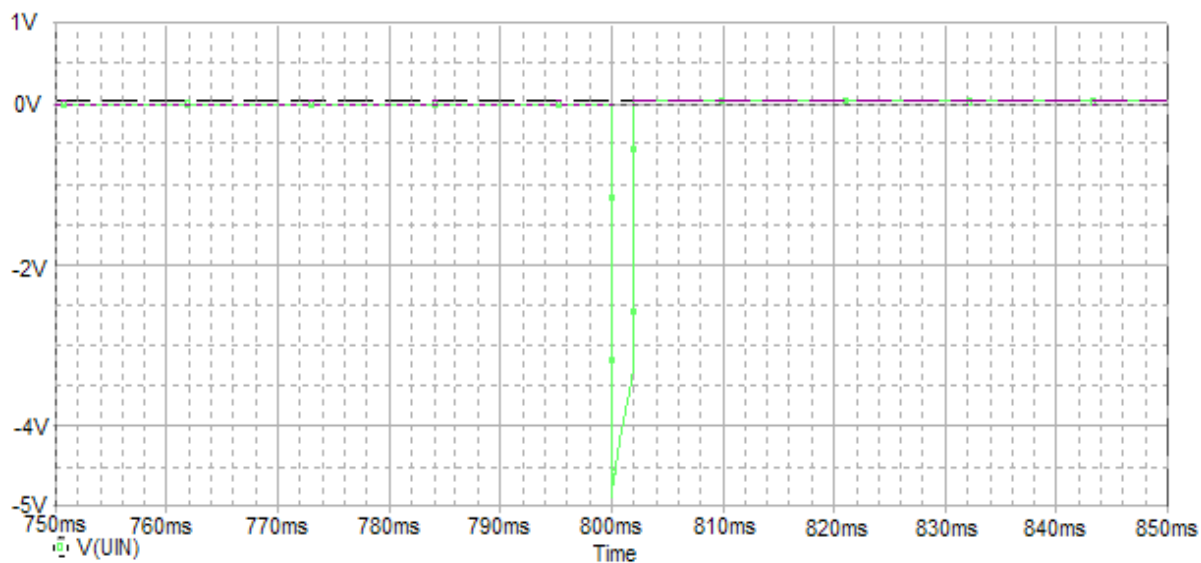


Obrázek 28. Koncový stupeň - návrh R_{10} .

$$R_b = \frac{U_i - U_{bes}}{I_{b_{\max}}} \quad (14)$$

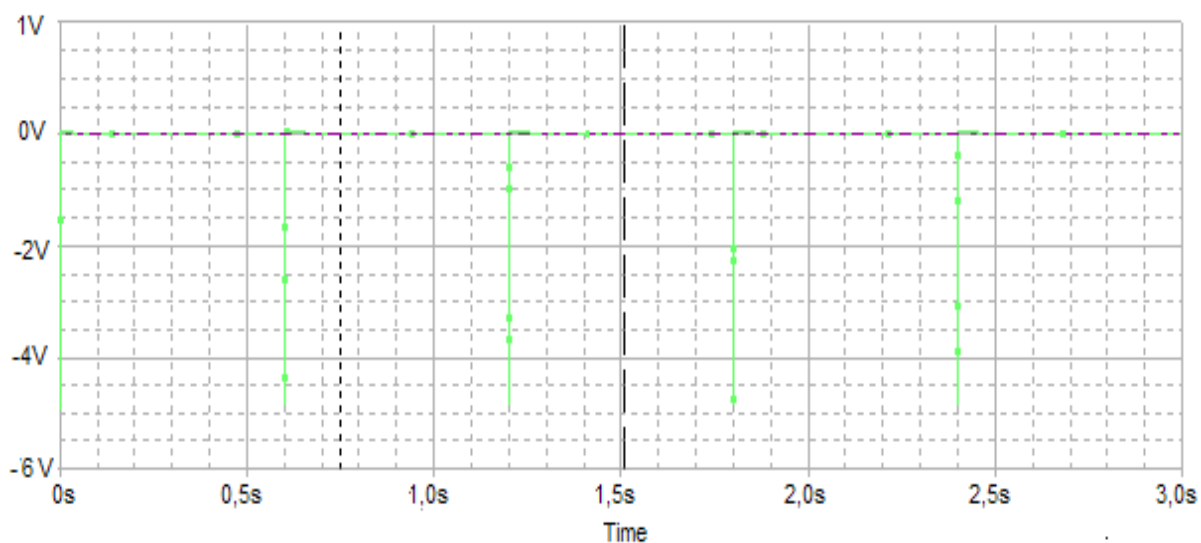
$$R_b = \frac{5,0 - 0,6}{0,22 \cdot 10^{-3}} = 20 \text{k}\Omega$$

volíme dle řady $18 \text{k}\Omega$



Obrázek 29. Stimulační impuls 2ms.

Kardiostimulátor umožňuje stimulovat s proměnnou šířkou stimulačního impulsu v okolí 2 ms (1,5 – 3 ms). Tato šířka vychází z minimální energie potřebné pro stimulaci (energetického minima).



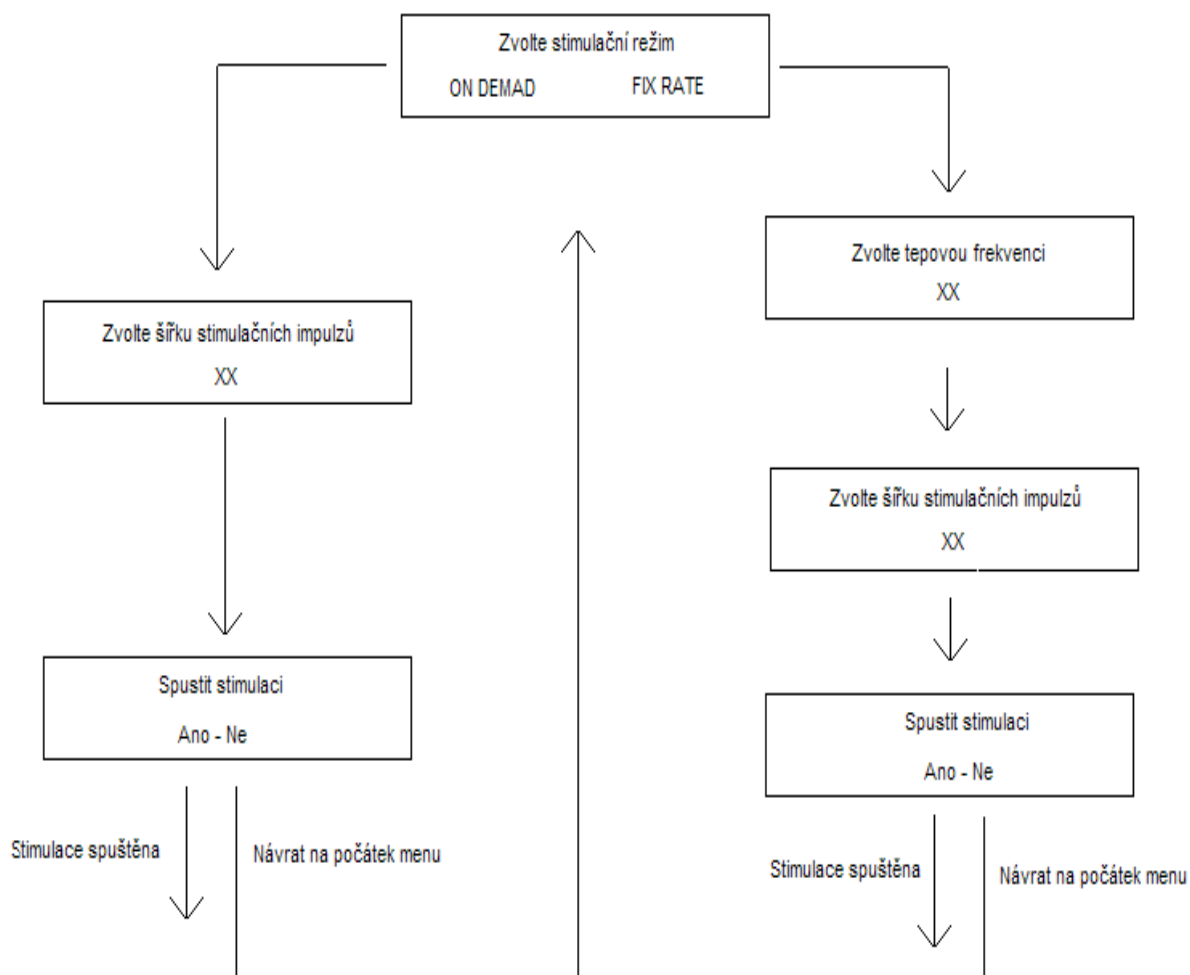
Obrázek 30. Stimulační impulsy 2ms a frekvence 100 tepů/min.

6.7. Ovládání

Ovládání kardiostimulátoru je provedeno několika ovládacími prvky. První ovládací prvek je spínač On/Off (S1) celého přístroje, další tři tlačítka (S2,S3,S4) slouží k nastavení základního menu a posledním tlačítkem lze vypnout podsvícení displeje (S5).

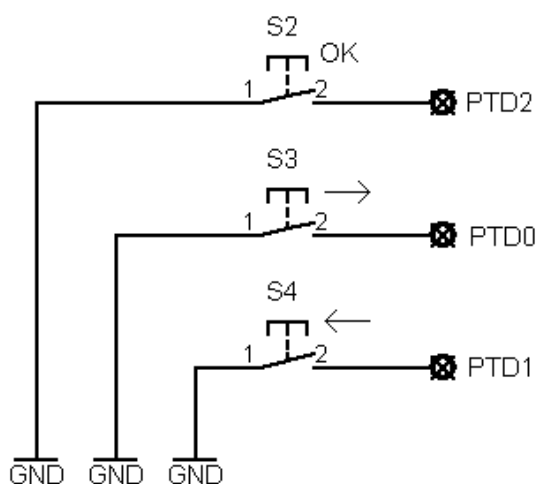
Zapojení hlavního spínacího tlačítka (S1) zapínajícího celý kardiostimulátor je zobrazeno na Obrázku 36. Po jeho stisku se rozsvítí displej a kardiostimulátor je aktivní.

Nastavení stimulace se provádí pomocí tří tlačítek. Zapojení těchto tlačítek je znázorněno v schématu (viz Obrázek 32). Tlačítka ← a → slouží k výběru typu stimulace a krokování hodnot parametrů stimulace. Tlačítkem OK se navolená volba aktivuje a otevřou se podokna pro nastavení dalších parametrů stimulace (viz Obrázek 31).



Obrázek 31. Diagram ovládání přístroje.

Po zapnutí kardiostimulátoru se objeví nabídka pro výběr stimulačního režimu. Šípkami nastavíme požadovaný režim a po stisku tlačítka OK se objeví příslušné podokno umožňující nastavení dalších parametrů. V režimu ON DEMAND je tímto parametrem šíře stimulačních impulsů nastavitelná šípkami v rozsahu 1,5 – 3 ms. Po opětovném stisku tlačítka OK se objeví poslední podokno s nabídkou Spustit stimulaci. Po nastavení šípkami na Ano a stisku tlačítka OK se začne kardiostimulátor stimulovat s navolenými parametry. Naopak chceme li se vrátit na počátek menu a upravit například parametry stimulace, navolíme Ne a potvrdíme tlačítkem OK. V režimu FIX RATE je postup nastavování parametrů obdobný jako v předešlém režimu s výjimkou nastavování stimulační frekvence. Režim FIX RATE je režim neřízený aktivitou srdce, ale s pevně nastavenou frekvencí, a proto musíme nastavit požadovanou frekvenci impulsů. Tuto frekvenci umožňuje nastavit hned první zobrazené podokno. Šípkami lze nastavit frekvenci v rozsahu 60-90 tepů/min a stiskem tlačítka OK se tato volba potvrdí. Další parametry stimulace jsou identické jako v režimu ON DEMAND a jejich nastavení se provede stejným způsobem (viz Obrázek 31). Po spuštění stimulace jsou hodnoty jednotlivých nastavovaných parametrů vypsány na displej.



Obrázek 32. Zapojení ovládacích tlačítek.

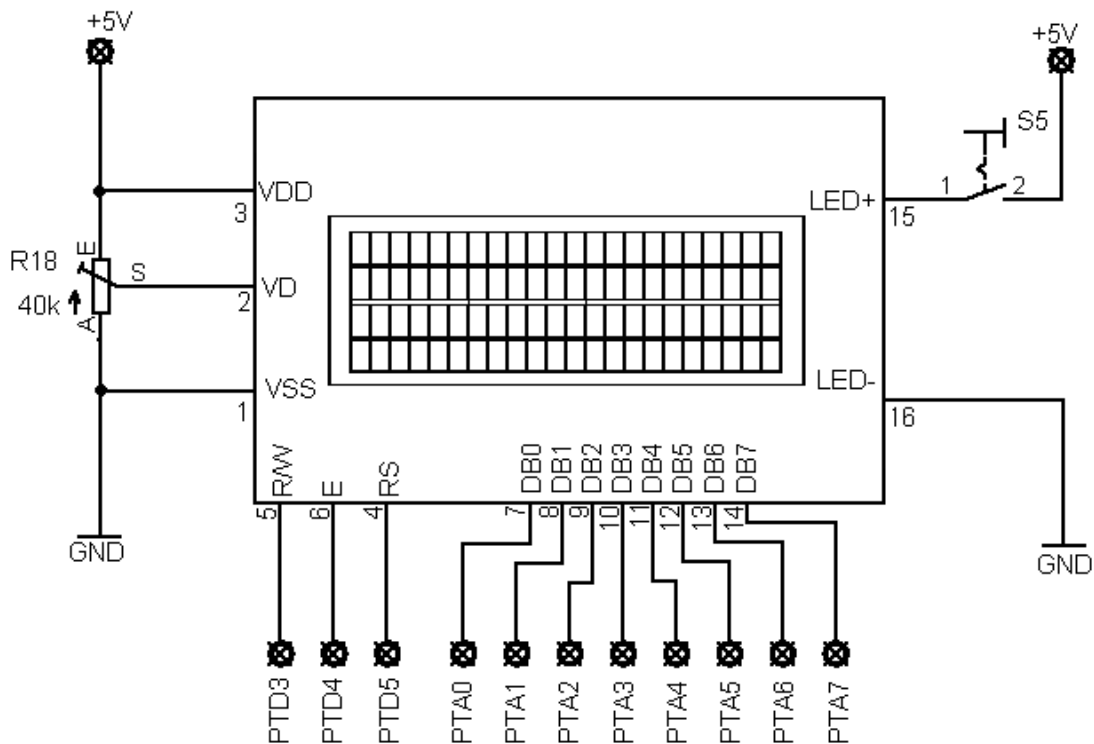
Posledním tlačítkem ovládajícím parametry kardiostimulátoru je tlačítko S5 (viz Obrázek 33). Toto tlačítko umožňuje zapínání a vypínání podsvícení displeje v případech, kdy podsvícení není třeba (např. v režimu běhu stimulace).

6.8. Signalizace a zobrazení

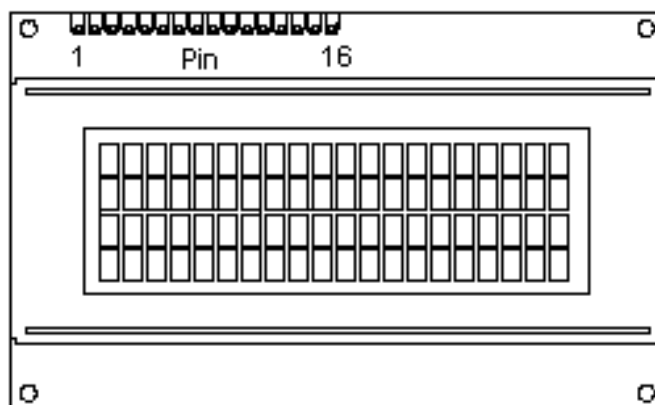
Uživatelské rozhraní tvoří LCD displej GC2004A0SBL1B, který zobrazuje 4x20 znaků. Displej je opatřen řadičem KS0066U [12], který umožňuje paralelní komunikaci s 8 vodiči. V Tabulce 6 jsou popsány jednotlivé piny displeje a význam jednotlivých bitů. Řídicí bit RS (Register Select) určuje význam dat jdoucích do řadiče. Při logické „1“ se jedná o data, která mají být zapsána na displeji, naopak při logické „0“ se data považují za řídicí instrukce. Bit R/W (Read/Write) určuje čtení a zápis dat do řadiče displeje. Je-li bit R/W nastaven na logickou „1“ jsou data čtena z LCD do MCU a při logické „0“ jsou data zapsána z MCU na LCD.

Součástí řadiče je i ASCII tabulka znaků, které lze používat. Tyto znaky (znaková sada) jsou uloženy ve znakovém generátoru (character generator), což je paměť, která má dvě části. První částí je paměť CGROM. Má velikost 10 020 bitů a je v ní uloženo 204 znaků ASCII, které lze zobrazit. Druhou část tvoří CGRAM, která umožňuje uživateli definovat osm vlastních znaků, které lze zobrazit. Má velikost 512 (64x8) bitů. Další paměť je DDRAM o velikosti 640 bitů (80x8), do níž se ukládají aktuální znaky zobrazené na displeji.

Na Obrázku 33 je znázorněno zapojení LCD, označení pinů a jejich funkce je uvedena v Tabulce 6.



Obrázek 33. Zapojení displej.



Obrázek 34. LCD.

Pin	Název	I/O	Funkce
1	V _{ss}	I	GND
2	V _{DD}	I	Napájení logických obvodů 5V
3	V _D	I	Nastavení jasu podsvícení LCD
4	RS	I	Provádí rozlišování dat a instrukcí
5	R/W	I	Čtení / zápis (mezi LCD a MCU)
6	E	I	Povoluje řadič KS0066U pro čtení s sběrnice
7	DB ₀	I/O	Data
8	DB ₁	I/O	Data
9	DB ₂	I/O	Data
10	DB ₃	I/O	Data
11	DB ₄	I/O	Data
12	DB ₅	I/O	Data
13	DB ₆	I/O	Data
14	DB ₇	I/O	Data
15	LED (+)	Power	Napájení pro LED +
16	LED (-)	Power	Napájení pro LED -

Tabulka 6. Význam pinů u LCD.

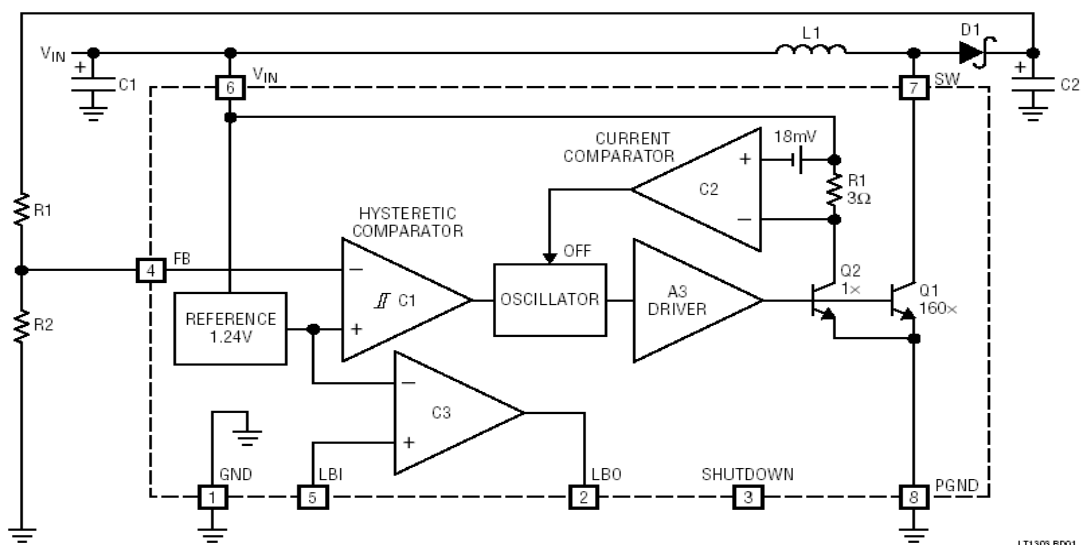
6.9. Napájecí stupeň

Z důvodu přenosnosti zařízení je napájení kardiostimulátoru řešeno pomocí sériového řazení dvou baterií. Vzhledem k tomu, že všechny komponenty jsou napájeny napětím o velikosti +5 V, je nutné použít zvyšující DC-DC měnič (tzv. step up konvertor). Toto zařízení konvertuje minimální napájecí napětí 1,8 V z baterií na napětí 5 V, které slouží k napájení jednotlivých bloků kardiostimulátoru. S ohledem na možné zatížení tohoto konvertoru (viz Tabulka 4) je použit DC-DC konvertor LT1303, který umožňuje zatížitelnost 200 mA a zvlnění výstupního napětí okolo 50 mV. Doporučené zapojení výrobcem [14] je na Obrázku 36.

Vlastnosti DC/DC konvertoru:

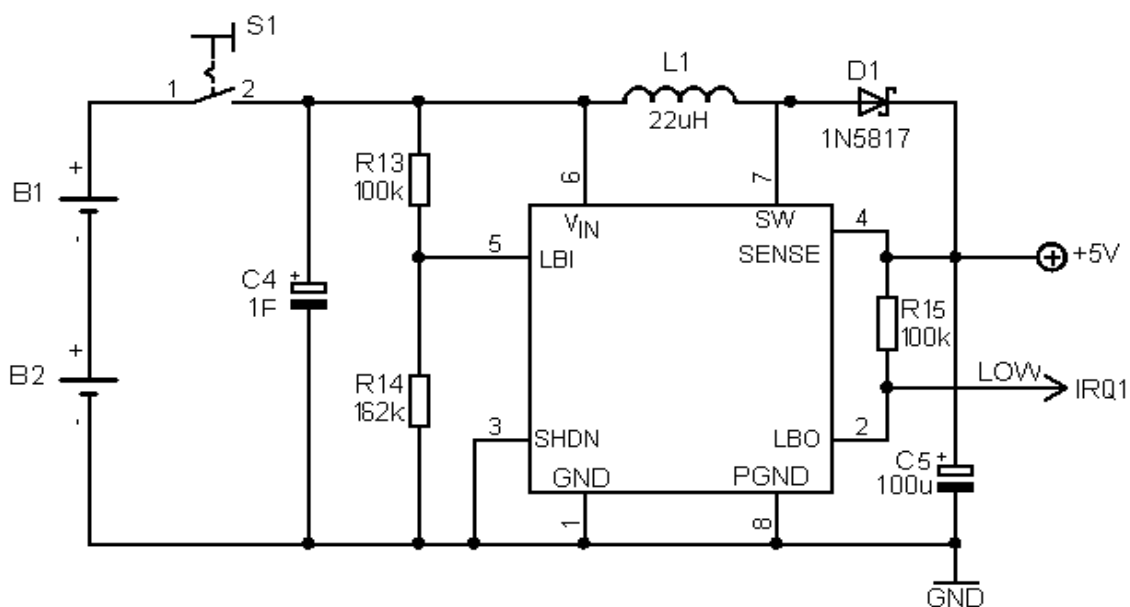
- Výstupní parametry: napětí 5 V a proud 200 mA
- Zvýšení napětí s 88% účinností
- Detektor nízkého stavu baterie
- Klidový proud: 120 μ A
- Napájecí napětí min 1,8 V

Funkce měniče (viz Obrázek 35) je řešena pomocí referenčního napětí 1,24 V. Je-li na neinvertujícím vstupu komparátoru C1 napětí větší než 1,24 V referenčního napětí, je na výstupu komparátoru logická „0“ a je vypnut oscilátor, komparátor C3 a řídicí obvod A3. Dojde-li k poklesu napětí pod referenční hodnotu danou referenčním napětím, výstup komparátoru je v logické „1“ a spustí se oscilátor, komparátor C3 a řídicí obvod A3. Q1 je pomocí komparátoru C2 střídavě spínán, což vede k růstu proudu L_1 a růstu napětí na C_2 vlivem D_1 . V době, kdy přesáhne toto napětí na C_2 hodnotu referenčního napětí, spínací proces se vypne a C_2 se vybíjí do zátěže. Po vybití C_2 pod referenční hodnotu napětí 1,24 V dochází k spínacímu režimu pomocí komparátoru K1. Přes rezistor R_1 , který je zapojen mezi vstupy komparátoru C2, je kontrolováno napětí, jehož hodnota je přímo úměrná proudu tekoucímu přes tranzistor Q_1 . Proud tekoucí kolektorem Q_1 je 160x větší než nastavený kolektorový proud Q_2 . Aby došlo k zvětšení doby rozepnutí oscilátoru a zkrácení doby sepnutí, musí být výstup C2 v logické „1“, což odpovídá úbytku většímu než 18 mV napětí na rezistoru R zapojeného na vstup C2.



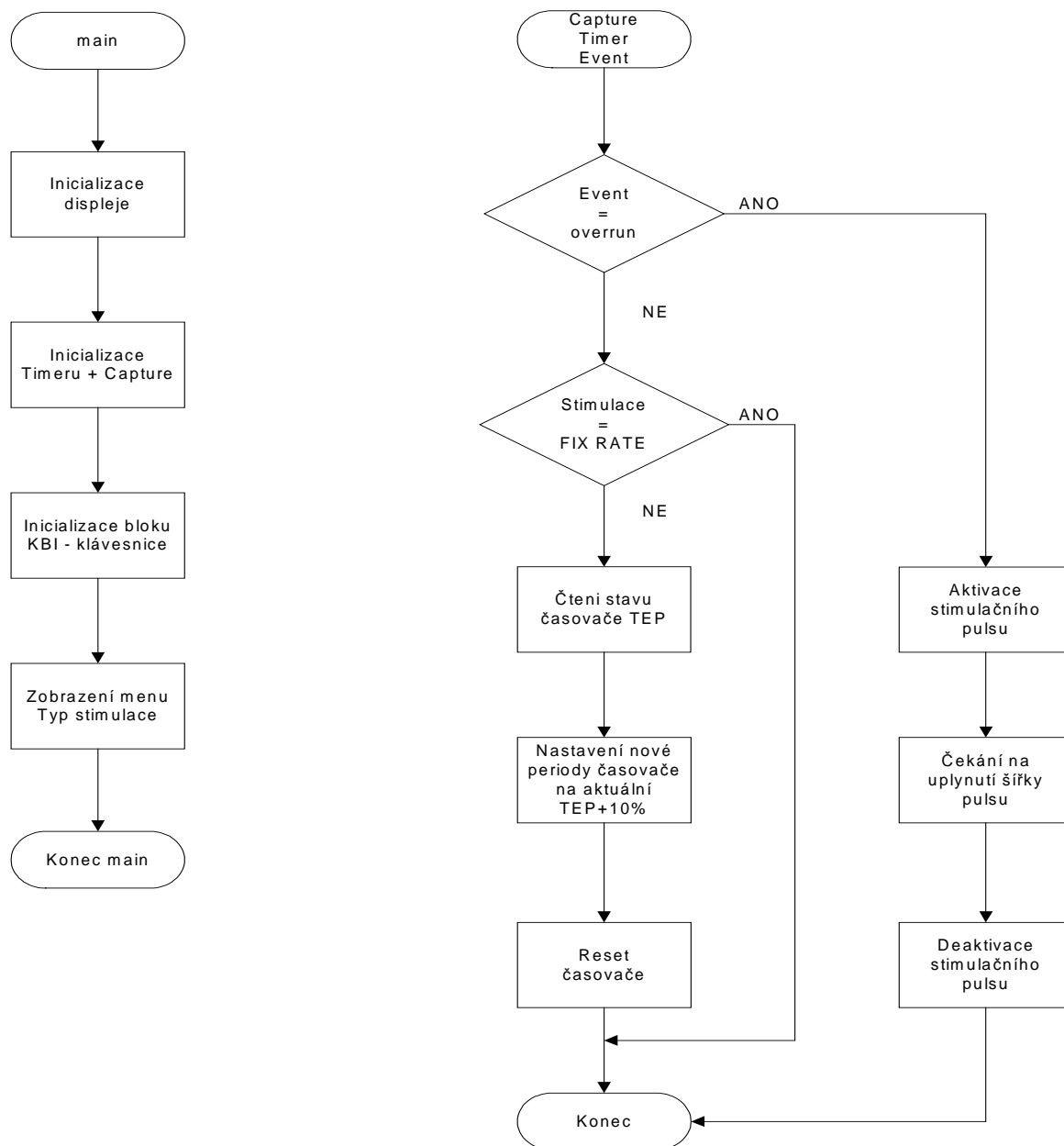
Obrázek 35. Vnitřní zapojení DC-DC konvertoru LT1303.

Jako detektor nízkého stavu napájecích baterií je použit komparátor C3 s rezistorovým děličem R_{13} a R_{14} . Přes tento dělič je na neinvertující vstup komparátoru C3 přivedeno napětí z baterií. Je-li napětí děličem vyšší než referenční napětí (1,24 V) je výstup komparátoru v logické „1“. Pokud však klesne toto napětí děličem pod 1,24 V, je na výstupu komparátoru logická „0“. Rozhodovací úroveň komparátoru je nastavena pro pokles napájecího napětí baterií pod 2,0 V a je signalizována výstupem LOW. Způsob zapojení konvertoru LT1303 je dle doporučení výrobce (viz Obrázek 36). L_1 je volena s co nejmenším seriovým odporem. Kondenzátor C_4 slouží jako zdroj napětí při výměně baterií, aby byl kardiostimulátor stále provozuschopný. Předpokládá se, že výměna by neměla být delší než 40 s, proto lze využít 1F kondenzátor, který by tuto dobu výměny pokryl.



Obrázek 36. Doporučené zapojení DC-DC konvertoru LT1303.

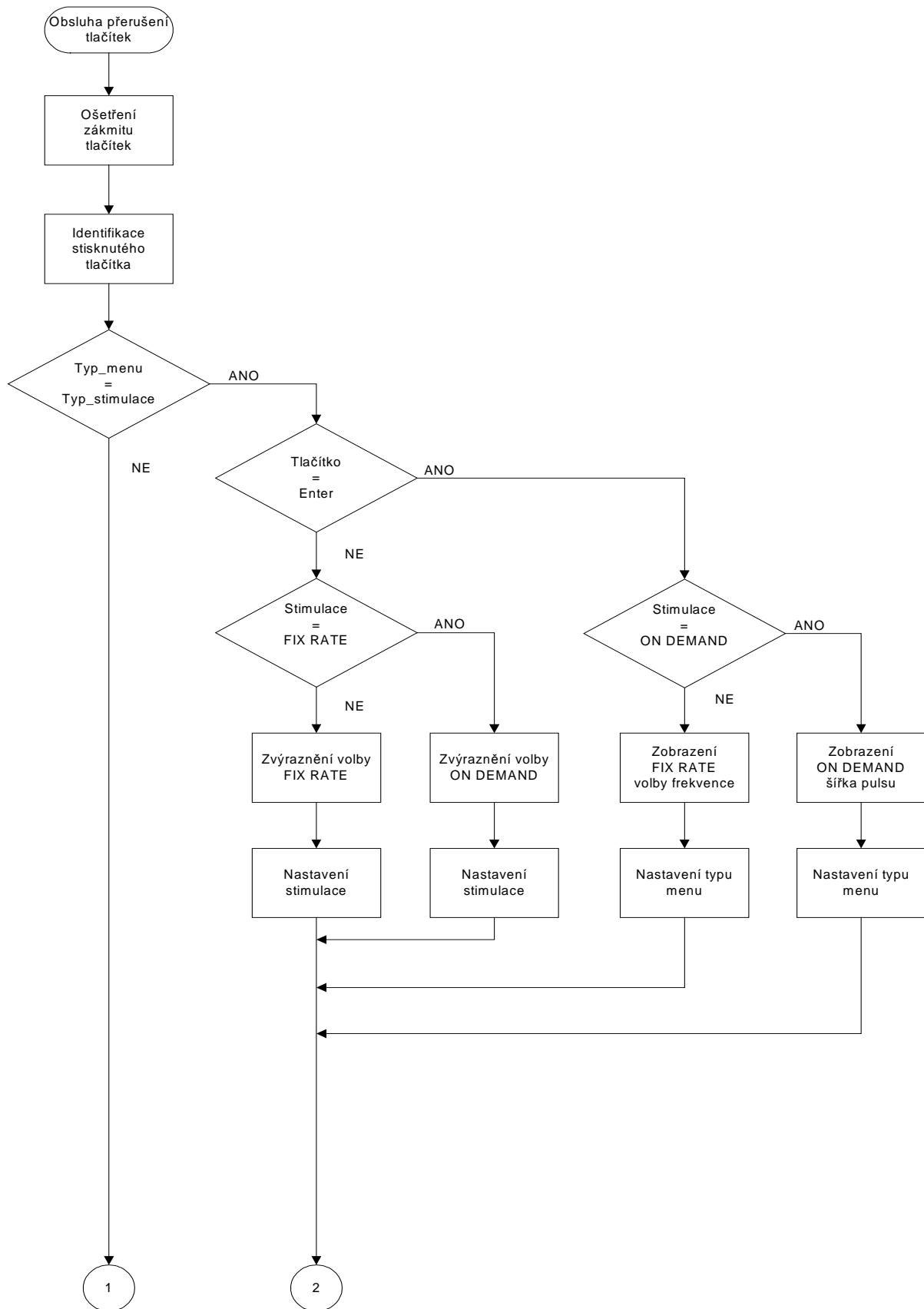
7. Softwarové řešení



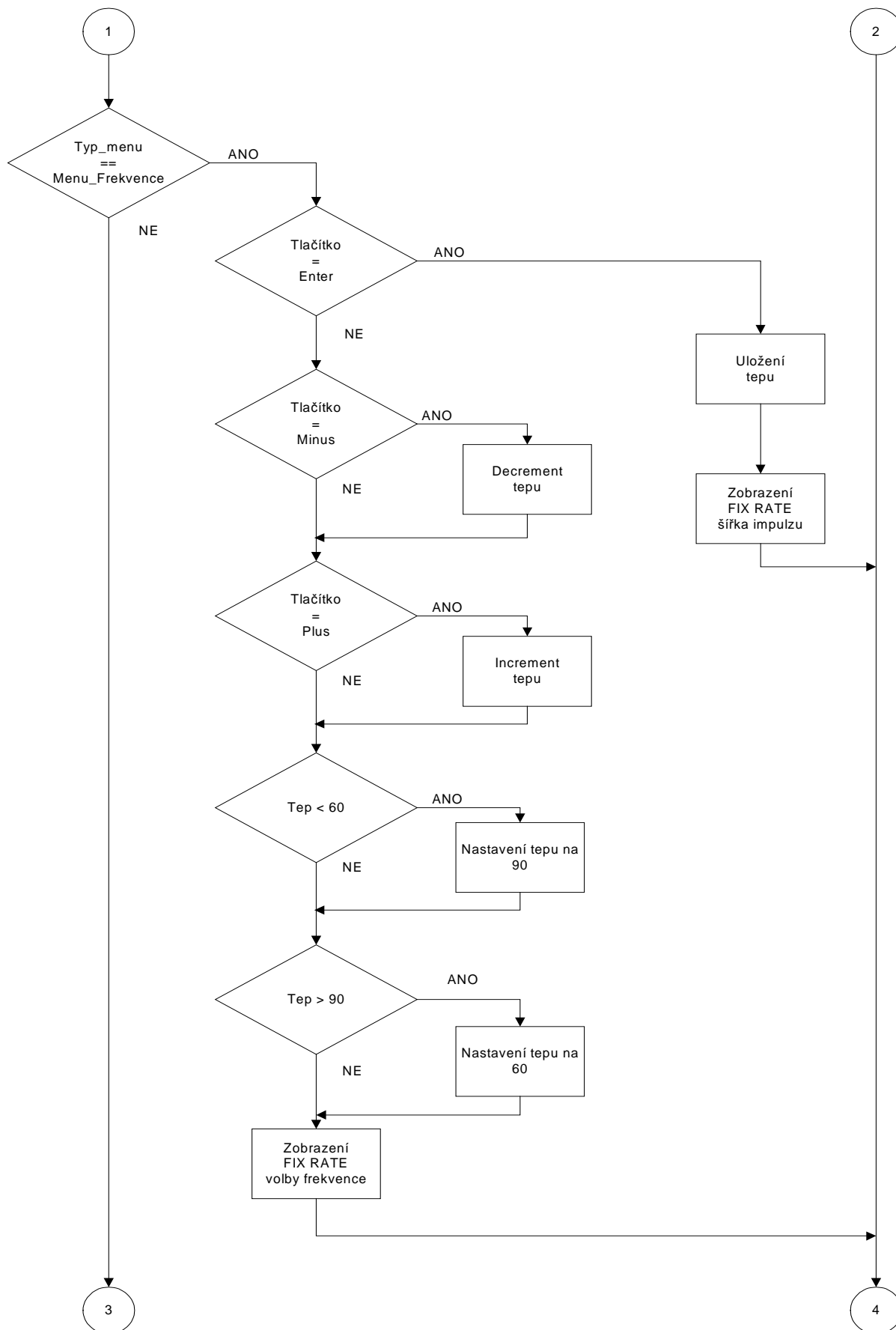
Obrázek 37. Vývojový diagram programu kardiostimulátoru.

V hlavním programu Main dochází k inicializaci LCD displeje nastavující počet řádků, pozice kurzoru. V inicializaci Časovačů jsou přednastaveny periody přetečení a pro Capture je definována reakce na náběžnou hranu vstupního signálu. V bloku KBI se inicializují piny procesorů ke kterým jsou připojena řídicí tlačítka.

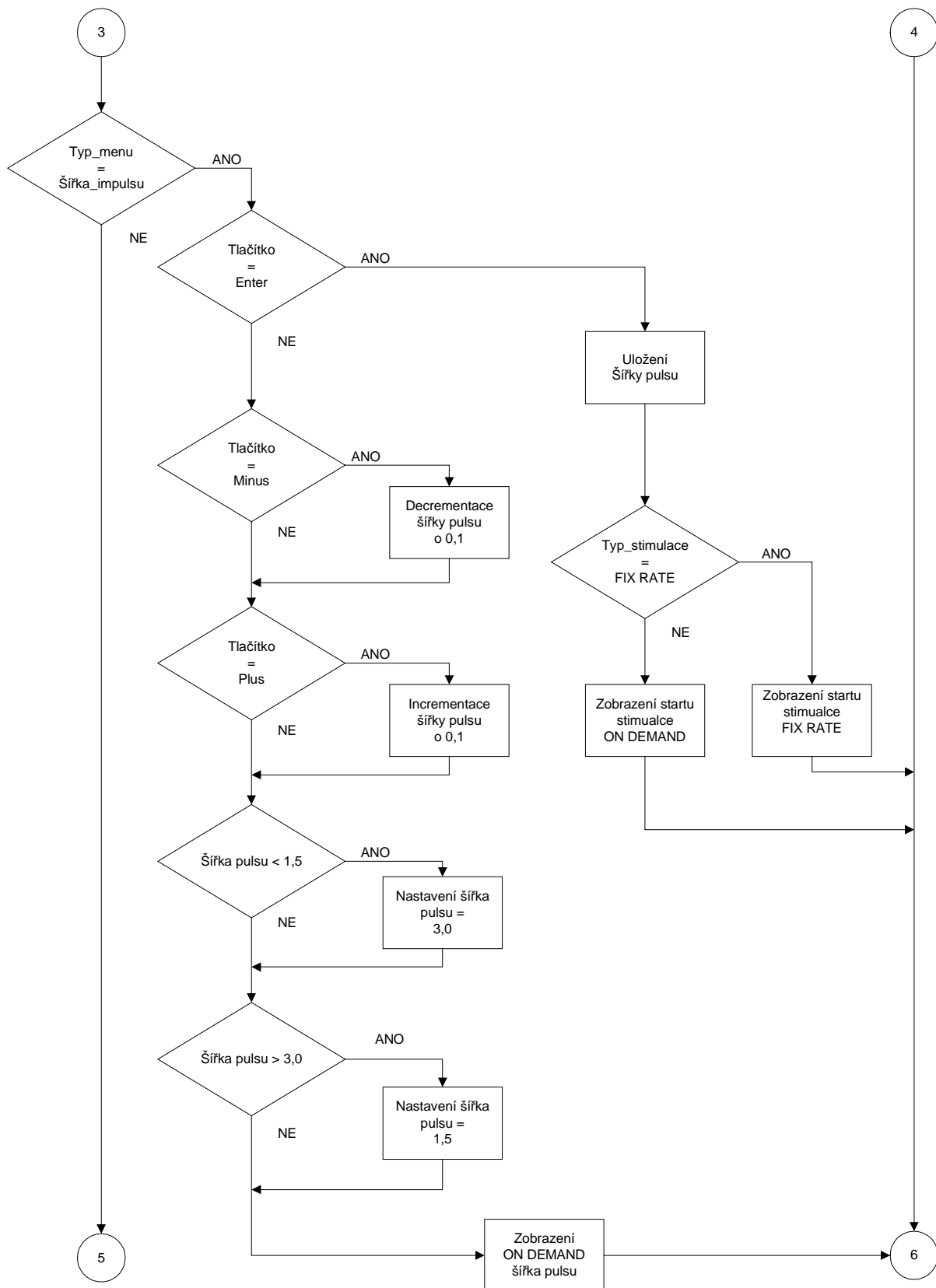
Obsluha TimerEvent realizuje hlavní funkci zařízení podle zvoleného typu stimulace. Pro FIX RATE dochází vždy ke stimulaci po přetečení časovače (pravá větev vývojového diagramu). Pro typ ON DEMAND dochází v přímém směru vývojového diagramu k přepočtu periody časovače podle aktuální tepové frekvence.



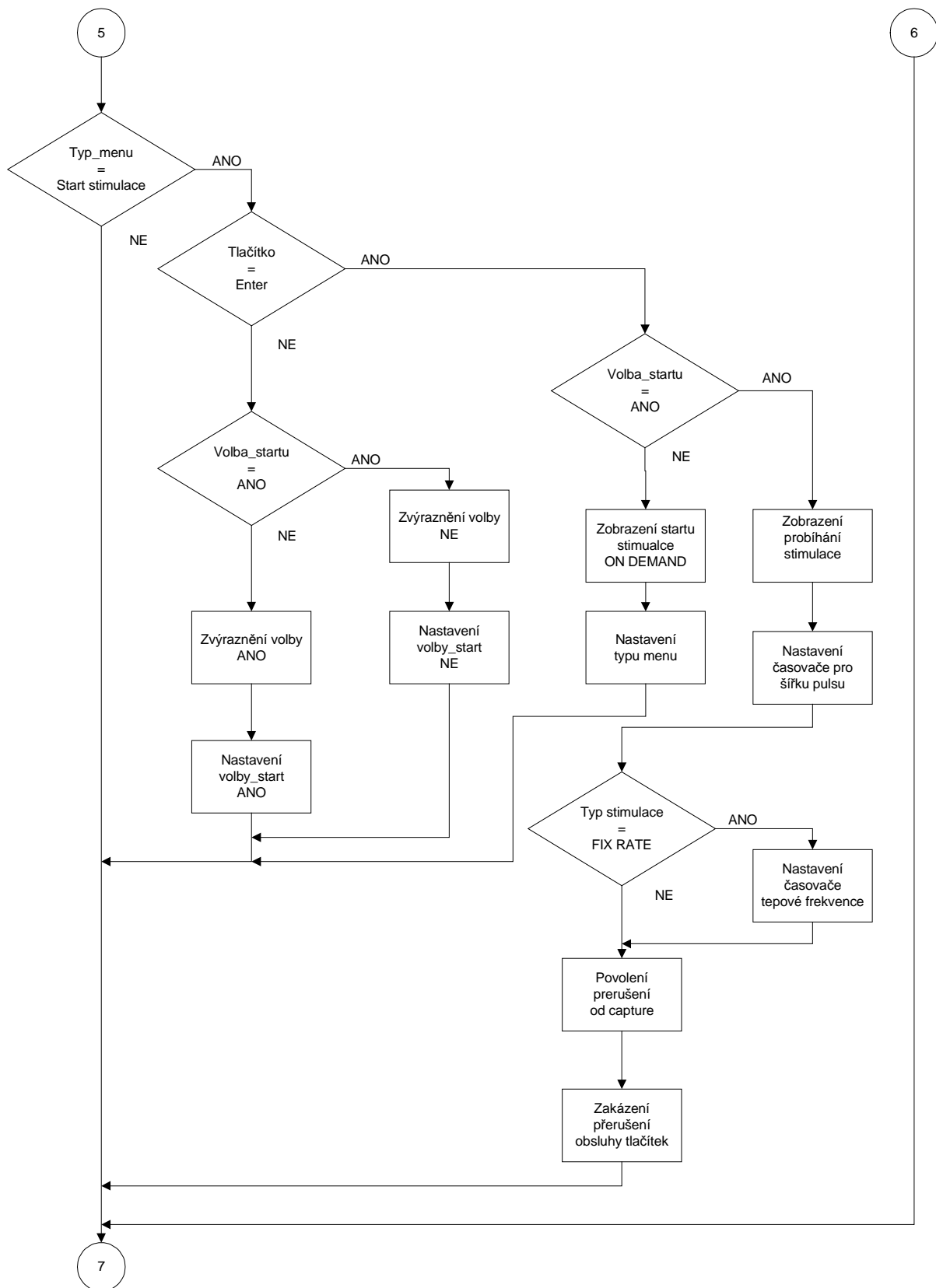
Obrázek 38. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.



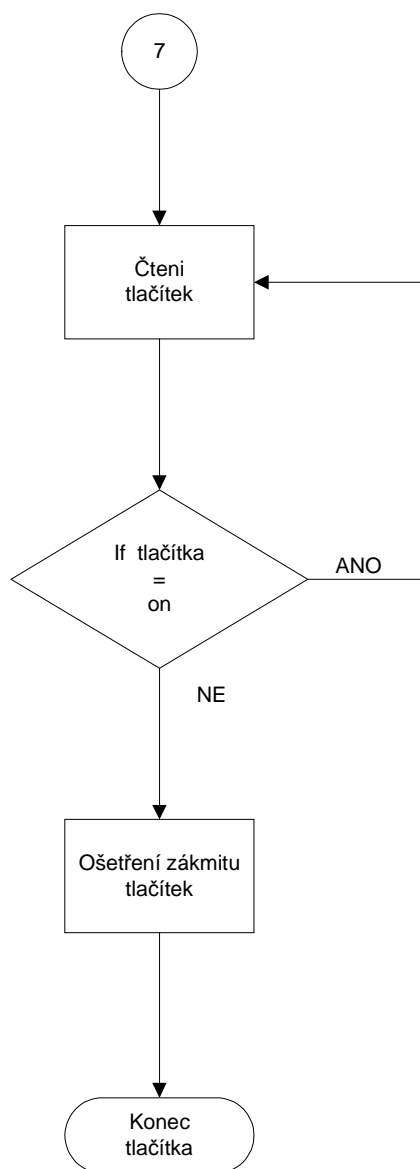
Obrázek 39. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.



Obrázek 40. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.



Obrázek 41. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.



Obrázek 42. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.

Vývojový diagram obsluhy přerušení tlačítek (viz Obrázky 38-42) nejprve ošetří zákmity tlačítka při jeho stisku. Následně je identifikován typ tlačítka, které bylo stisknuto (OK, ←, →). Podle typu stisknutého tlačítka a podle aktuálně zobrazovaného menu se vykoná požadovaný úkon (viz Kapitola 6.7.). Po jeho vykonání se čeká na uvolnění tlačítka (Obrázek 42e). Následující krok ošetřuje zákmity tlačítka při jeho uvolnění tak, aby nedošlo k vyvolání přerušení obsluhy tlačítek těmito zákmity. Ošetření zákmitu tlačítek se provádí blokací běhu programu po dobu 50ms. Za tuto dobu se předpokládá odeznění zákmitů tlačítka.

8. Závěr

Úkolem diplomové práce bylo seznámení s parametry a možnostmi řešení externích kardiostimulátorů. Práce popisuje rozdělení kardiostimulátorů na kardiostimulátory pro dočasnou a dlouhodobou kardiostimulaci. Jejich použití je závislé na typu poruchy srdeční činnosti. Aby bylo možné stanovit požadavky na funkci kardiostimulátoru, bylo třeba se seznámit s funkcí srdce a jeho možnými poruchami.

V práci bylo navrženo blokové schéma kardiostimulátoru a detailně navrženy součástky jednotlivých bloků. Jedná se především o blok detekce R-R intervalu (vstupní zesilovač, filtr, komparátor), blok výstupního obvodu generující stimulační impulsy a blok napájení. Kardiostimulátor je ovládán pomocí tlačítek a obsluha je informována pomocí zobrazovacího LCD. Dále jsme vybrali vhodný mikrokontrolér, který řídí celý kardiostimulátor. Na základě požadavků jsme zvolili univerzální mikrokontrolér firmy Motorola MC68HC908AP8. Tento typ obsahuje dva 16-bitové dvoukanálové IC/OC/PWM časovače, paměť FLASH 8kB, paměť RAM 1024B. Na tento mikrokontrolér nejsou kladeny zvlášť velké požadavky. Dále jsme navrhli vývojové diagramy programu kardiostimulátoru. Navrhli jsme celkové řízení kardiostimulátoru i komunikaci s uživatelem prostřednictvím LCD. Toto rozhraní slouží uživateli k nastavování parametrů stimulace. Program byl napsán v programu CodeWarrior s rozšířením ProcessorExpert. Pro návrh obvodového schématu jsme použili program Eagle.

Jednotlivé bloky kardiostimulátoru byly odsimulovány v programu Pspice a následně proměřeno jejich zapojení v nepájivém poli. Všechny bloky se chovaly téměř podle předpokladů a plnily svoji funkci. Program byl odladěn pro mikroprocesor HCS12DG256 z důvodů nedostupnosti vývojových prostředků pro procesor MC68HC908AP8. Díky přenositelnosti v jazyce C není velký problém tento program překompilovat pro cílový mikroprocesor. Prostřednictvím rozšíření ProcessorExpert, který byl použit pro generování kódu obsluhující jednotlivé periferie, je umožněno snadno předefinovat nastavení pinů a časovačů v kterých se procesory liší.

Navržené zařízení je schopno plnit funkci externího kardiostimulátoru. Výrobní cena tohoto zařízení se pohybuje okolo 1000 Kč, což je cena nesrovnatelně nižší s cenou komerčně vyráběných kardiostimulátorů. Pokračováním vývoje kardiostimulátoru s dalším rozšířením programu by bylo možné zvýšit jeho možnosti stimulování.

9. Použitá literatura

- [1] WEBSTER, J.G. *Design of Cardiac Pacemakers*, IEEE Press 1995
- [2] HAMPTON, J.R. *EKG stručně, jasně, přehledně*, Grada, Praha 1996
- [3] CHMELAŘ, M., ROZMAN, J., JEHLIČKA, K. *Terapeutická a protetická technika*. VUT FE, Brno, 2004
- [4] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P., *Biologie člověka*. VUT FE, Brno, 2003
- [5] CHMELAŘ, M., ROZMAN, J., *Terapeutická a protetická technika*. Návod pro laboratoře. VUT FE, Brno, 2004
- [6] EDP 20/A., *Biotronik*, [18.2.2008] Dostupný z WWW:
<www.biotronik.cz/manualy/ext/edp20.pdf>
- [7] EDP 30/A., *Biotronik*, [18.2.2008] Dostupný z WWW:
<www.biotronik.cz/manualy/ext/edp30.pdf>
- [8] EPG 10., *Ekona*, [18.2.2008] Dostupný z WWW:
<www.ekona.eu/index.php?loc=4&lng=cze&product=9>
- [9] MC68HC908JL8., *MOTOROLA Datasheet*. 2005, [online] Dostupný z WWW:
<www.freescale.com>
- [10] LM 358., *ON Semiconductor Datasheet* [online] Dostupný z WWW:
<www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/11672/ONSEMI/LM358.html>
- [11] BC 237., *ON Semiconductor Datasheet* [online] Dostupný z WWW:
<www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/11541/ONSEMI/BC237.html>
- [12] KS0066U., *Samsung Datasheet* [online] Dostupný z WWW:
<www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/37317/SAMSUNG/KS0066U.html>
- [13] INA 121A., *Burr-Brown Datasheet* [online] Dostupný z WWW:
<www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/56679/BURR-BROWN/INA121.html>
- [14] LT 1303., *Linear Technology Datasheet* [online] Dostupný z WWW:
<www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/70393/LINER/LT1303.html>
- [15] ZAHŘÁDKA, T. *Kardiostimulátory*, [14.3. 2007] Dostupné z WWW:
<www.zahradka.cz>

- [16] KUBÍNEK,R.; *Stimulace srdečního svalu*. [cit. 14.3.2007] Dostupné z WWW:
<www.apfyz.upol.cz/ucebnice/details/stimulatory.pdf >
- [17] *Kardiostimulátor* [cit 14.3.2007] Dostupné z WWW:
<www.Quido.cz/Objevy/kardiostimulator.htm >
- [18] DOSTÁL,T., AXMAN, V., *Elektrické filtry*. VUT FE, Brno, 2002

10. Seznam obrázků

Obrázek 1. Oběhový systém.....	9
Obrázek 2. Stavba srdce.	10
Obrázek 3. Převodní systém srdeční.	11
Obrázek 4. Průběh křivky EKG.	12
Obrázek 5. Průběh intrakardiálního EKG.	12
Obrázek 6. Poruchy převodního systému.....	14
Obrázek 7. Blokové schéma kardiostimulátoru s režimem on demand.	19
Obrázek 8. Časové průběhy kardiostimulátoru s režimem on demand.....	19
Obrázek 9. Externí kardiostimulátor EPG 10.....	24
Obrázek 10. Externí kardiostimulátory EDP 20/A a EDP 30/A.	25
Obrázek 11. Blokové schéma kardiostimulátoru.	26
Obrázek 12. Stimulační elektrody.	26
Obrázek 13. Zapojení komparátoru s hysterezí.....	27
Obrázek 14. Zapojení MKO.....	28
Obrázek 15. Vnitřní zapojení operačního zesilovače LM358.....	30
Obrázek 16. Zapojení vstupního zesilovače.....	30
Obrázek 17. Vnitřní zapojení operačního zesilovače INA121.....	31
Obrázek 18. Zapojení pásmové propusti.....	32
Obrázek 19. Přenosová charakteristika filtru.	34
Obrázek 20. Fázová charakteristika filtru.	35
Obrázek 21. Přenosová charakteristika filtru – změřená.....	35
Obrázek 22. Komparátor z hysterezí.....	37
Obrázek 23. Průběh řídicích impulsů z komparátoru.....	37
Obrázek 24. Referenční zdroj 2,5V.....	38
Obrázek 25. Zapojení MC68HC908AP8.	40
Obrázek 26. Koncový stupeň.	41
Obrázek 27. Koncový stupeň – návrh R_{11} a C_3	43
Obrázek 28. Koncový stupeň - návrh R_{10}	44
Obrázek 29. Stimulační impuls 2ms.	45
Obrázek 30. Stimulační impulsy 2ms a frekvence 100 tepů/min.....	45
Obrázek 31. Diagram ovládání přístroje.	46
Obrázek 32. Zapojení ovládacích tlačítek.	47
Obrázek 33. Zapojení displej.	48
Obrázek 34. LCD.	49
Obrázek 35. Vnitřní zapojení DC-DC konvertoru LT1303.	51
Obrázek 36. Doporučené zapojení DC-DC konvertoru LT1303.	51

Obrázek 37. Vývojový diagram programu kardiostimulátoru.	52
Obrázek 38. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.	53
Obrázek 39. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.	54
Obrázek 40. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.	55
Obrázek 41. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.	56
Obrázek 42. Vývojový diagram obsluhy tlačítek.	57

11. Seznam tabulek

Tabulka 1. Rozdělení kardiostimulace.	17
Tabulka 2. Parametry přístroje EPG 10.	24
Tabulka 3. Parametry přístrojů EDP 20/A a EDP 30/A.	25
Tabulka 4. Předpokládané odběry.	29
Tabulka 5. Naměřené hodnoty filtru.	35
Tabulka 6. Význam pinů u LCD.	49

12. Seznam zkratek a symbolů

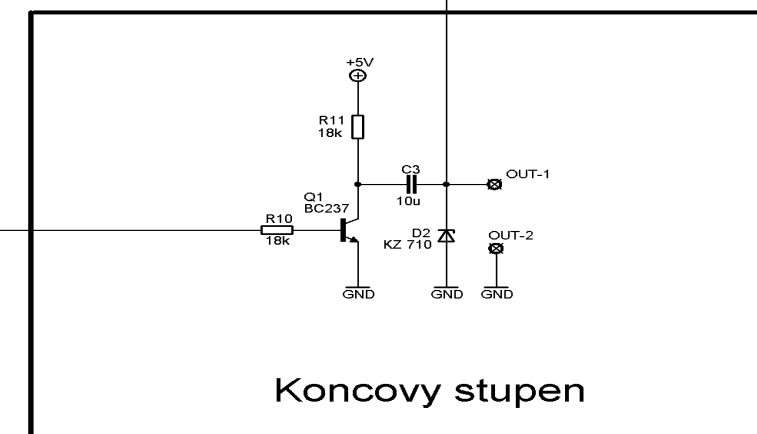
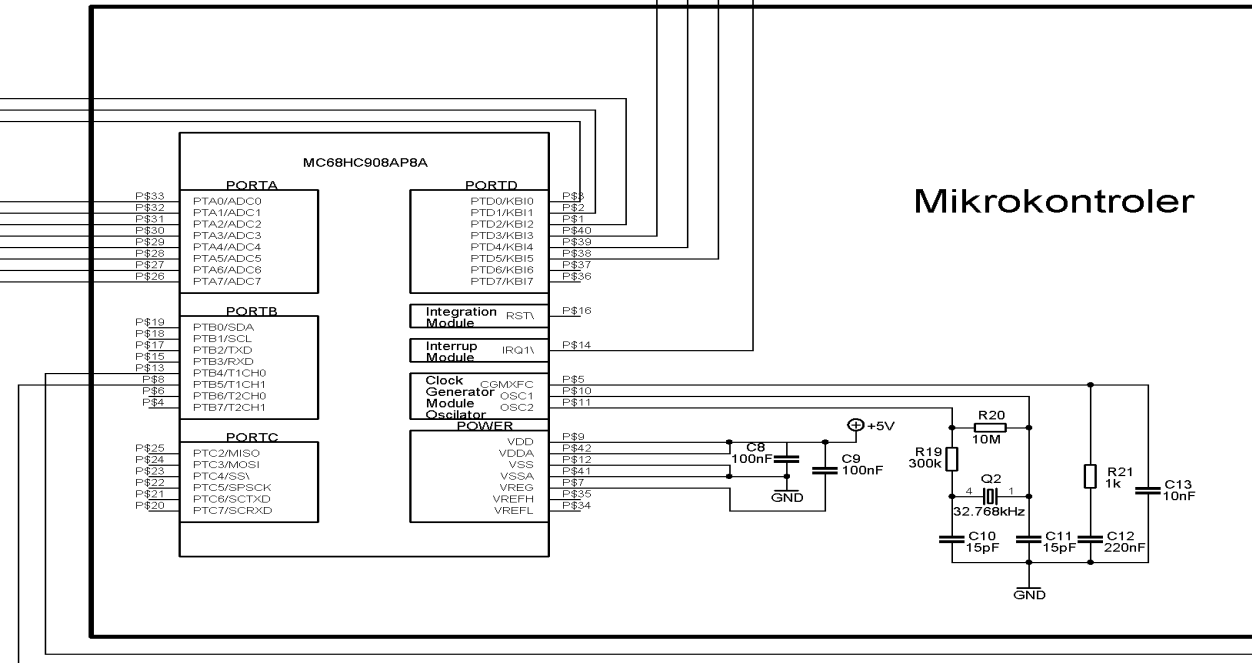
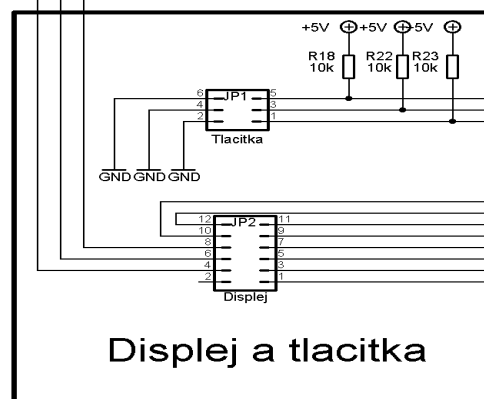
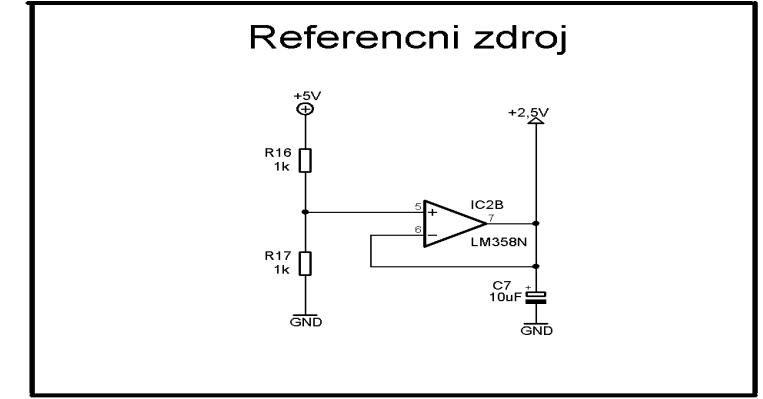
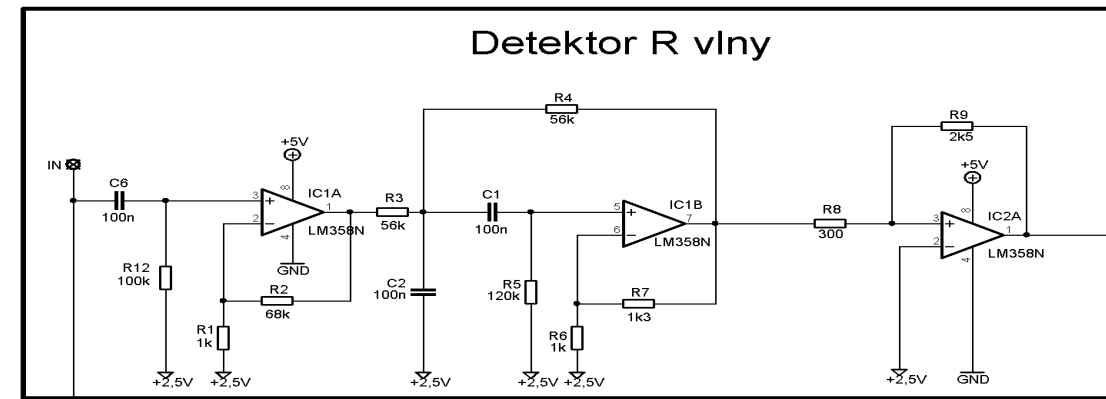
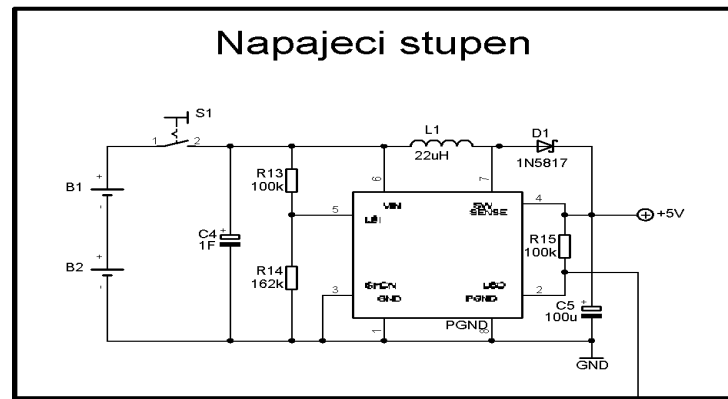
AV	atrioventikulární
SA	sinoatriální
EKG	elektrokardiogram
V	ventriculum (komora)
A	atrium (síně)
MKO	monostabilní klopný obvod
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor (kov-oxid-polovodič)
MCU	microcontroller unit (mikrokontrolér)
PWM	Pulse Width Modulation (pulsně-šířková modulace)
A/D	analog/digitalní převodník
LCD	Liquid Crystal Display (technologie kapalných krystalů)
NiMH	Nickel Metal Hydride (niklometalhydridové baterie)
DC	stejnoseměrné napětí
CMRR	Common Mode Rejection Ratio (diskriminační činitel)
Au	zesílení
f_{m1}	dolní mezní frekvence
f_{m2}	horní mezní frekvence
Δf	šířka frekvenčního pásma
U_{in}	vstupní napětí
U_{out}	výstupní napětí
P	přenos
CISC	Complex Instruction Set Computer (procesor s velkou sadou proces. Instrukcí)
SDIP	typ pouzdra
PLL	Phase Locked Loop (fázový zavěs)
RAM	Random Access Memory (paměť s libovolným (náhodným) přístupem)
FLASH	nevolatilní (semipermanentní) paměť typu RAM
OSC	oscilátor
ASCII	American Standard Code for Information Interchange (kódování znaků)

13. Přílohy

Příloha A - Rozpiska součástek

Součástka	Hodnota	Součástka	Hodnota
B1	SL-160AA/PR	R1	1k
B2	SL-160AA/PR	R2	68k
C1	100n	R3	56k
C2	100n	R4	56k
C3	10u	R5	120k
C4	1F	R6	1k
C5	100uF	R7	1k3
C6	100n	R8	300
C7	10uF	R9	2k5
C8	100nF	R10	18k
C9	100nF	R11	18k
C10	15pF	R12	100k
C11	15pF	R13	100k
C12	220nF	R14	162k
C13	10nF	R15	100k
D1	1N5817	R16	1k
D2	KZ710	R17	1k
IC1	LM358N	R18	10k
IC2	LM358N	R19	300k
IN	LSP10	R20	10M
IO1	MCS68HC908AP64	R21	1k
IO2	LT1303	R22	10k
JP1	Tlacidka (JP3Q)	R23	10k
JP2	Displej (JP6Q)	S1	
L1	22uH		
OUT-1	LSP10		
OUT-2	LSP10		
Q1	BC237		
Q2	32.768kHz		

Příloha B – Schéma zapojení



Příloha C – Zdrojové kódy pro HCS12DG256

```
/** #####
**  Filename : Diplomka.C
**  Project  : Diplomka
**  Processor : MC9S12DG256CPV
**  Version   : Driver 01.12
**  Compiler  : CodeWarrior HC12 C Compiler
**  Date/Time : 20.2.2008, 19:22
**  Abstract  :
**    Main module.
**    Here is to be placed user's code.
**  Settings  :
**  Contents  :
**    No public methods
**
**  (c) Copyright UNIS, spol. s r.o. 1997-2006
**  UNIS, spol. s r.o.
**  Jundrovska 33
**  624 00 Brno
**  Czech Republic
**  http   : www.processorexpert.com
**  mail   : info@processorexpert.com
** #####*/
/* MODULE Diplomka */

/* Including used modules for compiling procedure */
#include "Cpu.h"
#include "Events.h"
#include "Bean1.h"
#include "Inhr1.h"
#include "Inhr2.h"
#include "Inhr3.h"
#include "Inhr4.h"
#include "Plus.h"
#include "Minus.h"
#include "Enter.h"
#include "Read_puls.h"
#include "Stimul_out.h"
#include "Time500US.h"
/* Include shared modules, which are used for whole project */
#include "PE_Types.h"
#include "PE_Error.h"
#include "PE_Const.h"
#include "IO_Map.h"

byte i,j;

//-----
void Rezim_View(bool volba)
```

```
/******
```

Funkce zobrazí základní volbu zařízení

Parametr:

-volba určuje typ vybraného zařízení

1=Fix Rate 0=On Demand

```
*****/
```

```
{
  Bean1_ClearDisplay();
  Bean1_ReturnHome();
  Bean1_StringCenter(1,"Demo version");
  Bean1_MoveCursor(2,1);
  Bean1_SendString("Stimulační režim:");
  Bean1_MoveCursor(3,1);
  Bean1_SendString("1 -> FIX RATE ");
  Bean1_MoveCursor(4,1);
  Bean1_SendString("2 -> ON DEMAND");
  if (volba==0) //nastavení blikajícího kurzoru signalizující vzbranou položku
    Bean1_MoveCursor(3,1);
  else
    Bean1_MoveCursor(4,1);
}
void FixRate_View(byte tep)
/******
```

Funkce zobrazuje nastavení počáteční tepové frekvence

Parametr:

-Tep - udává hodnotu tepu od 60 - 99

```
*****/
```

```
{
  Bean1_ClearDisplay();
  Bean1_ReturnHome();
  Bean1_StringCenter(1,"Demo version");
  Bean1_StringCenter(2,"FIX RATE");
  Bean1_MoveCursor(3,1);
  Bean1_SendString("Tepová frekvence:");
  Bean1_MoveCursor(4,1);
  Bean1_SendString("FIX RATE:");
  Bean1_SendChar((tep/10)+0x30);
  Bean1_SendChar((tep%10)+0x30);
  Bean1_SendString(" +/-");
  Bean1_MoveCursor(4,10);
}
void RunSim_View(bool stimul,bool volba)
/******
```

Funkce zobrazuje spuštění simulace

Parametr:

-stimul 0-FIX 1-ON

-Volba -0=Ano 1=Ne

```

*****/
{
  Bean1_ClearDisplay();
  Bean1_ReturnHome();
  Bean1_StringCenter(1,"Demo version");
  if (stimul==0)
    Bean1_StringCenter(2,"FIX RATE");
  else
    Bean1_StringCenter(2,"ON DEMAND");
  Bean1_MoveCursor(3,1);
  Bean1_SendString("Spustit simulaci:");
  Bean1_StringCenter(4,"Ano-Ne");
  if (volba==0) //nastavuje poyici blikajicihu displaye
    Bean1_MoveCursor(4,8);
  else
    Bean1_MoveCursor(4,12);
}
void Puls_View(bool stimul,byte impuls)
/*****
Funkce zobrazuje pocatecni nastaveni sirky stimulacihu impulsu

```

Parametr:

-impuls - udava sirku impulsu od 1,5 - 3,0 ms

0 = 1,5 ms

15 = 3 ms

1 - >+0,1

```

*****/
{
  char
  *val[]={ "1,5", "1,6", "1,7", "1,8", "1,9", "2,0", "2,1", "2,2", "2,3", "2,4", "2,5", "2,6", "2,7", "2,8", "2,9", "3,0" };
  Bean1_ClearDisplay();
  Bean1_ReturnHome();
  Bean1_StringCenter(1,"Demo version");
  if (stimul==0)
    Bean1_StringCenter(2,"FIX RATE");
  else
    Bean1_StringCenter(2,"ON DEMAND");
  Bean1_MoveCursor(3,1);
  Bean1_SendString("Sirka stimul impulsu");
  Bean1_MoveCursor(4,1);
  if (stimul==0)
    Bean1_SendString("FIX RATE");
  else
    Bean1_SendString("ON DEMAND");
  Bean1_SendString(":");
  Bean1_SendString(val[impuls]);
  Bean1_SendString(" ms +/-");
  Bean1_MoveCursor(4,12);
}

```

```

void Run_View(bool stimul,byte impuls, byte tep)
/*****
Funkce zobrazuje aktualni nastaveni a informuje o behu
*****/
{
    char
    *val[]={ "1,5", "1,6", "1,7", "1,8", "1,9", "2,0", "2,1", "2,2", "2,3", "2,4", "2,5", "2,6", "2,7", "2,8", "2,9", "3,0" };
    Bean1_ClearDisplay();
    Bean1_ReturnHome();
    if (stimul==0)
        Bean1_StringCenter(1,"Stimulace-FIX RATE");
    else
        Bean1_StringCenter(1,"Stimulace-ON DEMAND");
    Bean1_MoveCursor(2,1);
    Bean1_SendString("Sirka stimul impulsu:");
    Bean1_SendString(val[impuls]);
    Bean1_SendString(" ms");
    Bean1_MoveCursor(3,1);
    if (stimul==0)
    {
        Bean1_SendString("Tepova frekvence:");
        Bean1_SendChar((tep/10)+0x30);
        Bean1_SendChar((tep%10)+0x30);
    }
    Bean1_StringCenter(1,"Aktivni - Demo version");
}
//-----
void main(void)
{
    /* Write your local variable definition here */

    /*** Processor Expert internal initialization. DON'T REMOVE THIS CODE!!! ***/
    PE_low_level_init();
    /*** End of Processor Expert internal initialization.          ***/
    Bean1_Inicializace();//inicialiyace displaye
    Rezim_View(0); //zobrazeni volbz rezimu

    /*** Processor Expert end of main routine. DON'T MODIFY THIS CODE!!! ***/
    for(;;){ }
    /*** Processor Expert end of main routine. DON'T WRITE CODE BELOW!!! ***/
} /*** End of main routine. DO NOT MODIFY THIS TEXT!!! ***/

/* END Diplomka */
/*
** #####
**

```

```
** This file was created by UNIS Processor Expert 2.97 [03.83]
** for the Freescale HCS12 series of microcontrollers.
**
** #####
*/
```

```

/** #####
**  Filename : Events.C
**  Project  : Diplomka
**  Processor : MC9S12DG256CPV
**  Beantype  : Events
**  Version   : Driver 01.04
**  Compiler  : CodeWarrior HC12 C Compiler
**  Date/Time : 27.3.2008, 23:05
**  Abstract  :
**    This is user's event module.
**    Put your event handler code here.
**  Settings  :
**  Contents  :
**    Enter_OnInterrupt - void Enter_OnInterrupt(void);
**    Minus_OnInterrupt - void Minus_OnInterrupt(void);
**    Plus_OnInterrupt  - void Plus_OnInterrupt(void);
**
**  (c) Copyright UNIS, spol. s r.o. 1997-2006
**  UNIS, spol. s r.o.
**  Jundrovska 33
**  624 00 Brno
**  Czech Republic
**  http   : www.processorexpert.com
**  mail   : info@processorexpert.com
** #####*/
/* MODULE Events */

```

```

#include "Cpu.h"
#include "Events.h"

```

```

#pragma CODE_SEG DEFAULT

```

```

bool Rezim=0; //0=FixRate 1=Ondemand
bool START=1; //0-Ano 1-Ne
byte Menu=0; //udava menu 0->rezim 1->frekvence 2->Impuls 3->start simelace
byte TEP=60; //udava hodnotu nastavene tepove frekvence
byte IMPULS=0; //udava hodnotu nastaveneh sirkz impulsu
word TEP_PULS=0,TEP_NOPULS=0; //promene uchovavijic doby aktivace vystupu pri
stimulacnim FIX rate

```

```

extern void Rezim_View(bool volba);
extern void FixRate_View(byte tep);
extern void RunSim_View(bool stimul,bool volba);
extern void Puls_View(bool stimul,byte impuls);
extern void Run_View(bool stimul,byte impuls,byte tep);
/*
**

```

```

=====
**  Event      : Enter_OnInterrupt (module Events)

```



```

**
** From bean : Enter [ExtInt]
** Description :
**   This event is called when an active signal edge/level has
**   occurred.
** Parameters : None
** Returns   : Nothing
**

```

```

=====
*/

```

```

void Enter_OnInterrupt(void)
{
  Enter_Disable();
  Cpu_Delay100US(500);
  switch(Menu)
  {
  case 0:
    if (Rezim==0)
    {
      Menu++;
      FixRate_View(TEP);
    }
    else
    {
      Menu+=2;
      Puls_View(Rezim,IMPULS);
    }
    break;
  case 1:
    Menu++;
    Puls_View(Rezim,IMPULS);
    break;
  case 2:
    Time500US_SetPeriodUS(1500+IMPULS*100); //nastaveni sirky impulsu 1500-3000
mikrosekund
    Menu++;
    RunSim_View(Rezim,START);
    break;
  case 3:
    if (START)
    { //nespoustet stimulance
      Rezim_View(0);
      Rezim=0;
      START=1;
    }
    else
    { // spustit simulaci
      Run_View(Rezim,IMPULS,TEP);
      if (Rezim==1)
        Read_puls_Enable(); //spusteni capture v rezimu On Demand
    }
  }
}

```

```

        else
        {
            //aktivace stimulace v rezim FixRate
            TEP_PULS=1500+IMPULS*100;
            TEP_NOPULS=(1000000/(word)TEP)-TEP_PULS;
            (void)Time500US_SetPeriodUS(TEP_NOPULS);
            Stimul_out_ClrVal();
            (void)Time500US_Enable();
        }
    }

    break;
}
while (!Enter_GetVal());
Cpu_Delay100US(500);
Enter_Enable();
}

/*
**
=====
**  Event    : Minus_OnInterrupt (module Events)
**
**  From bean : Minus [ExtInt]
**  Description :
**    This event is called when an active signal edge/level has
**    occurred.
**  Parameters : None
**  Returns   : Nothing
**
=====
*/
void Minus_OnInterrupt(void)
{
    Minus_Disable();
    Cpu_Delay100US(500);
    switch(Menu)
    {
        case 0:
            Rezim=!Rezim;
            Rezim_View(Rezim);
            break;
        case 1:
            if (TEP==60)
                TEP=90;
            else
                TEP--;
            FixRate_View(TEP);
            break;
    }
}

```

```

case 2:
    if (IMPULS==0)
        IMPULS=15;
    else
        IMPULS--;
    Puls_View(Rezim,IMPULS);
break;
case 3:
    START=!START;
    RunSim_View(Rezim,START);
break;
}
while (!Minus_GetVal());
Cpu_Delay100US(500);
Minus_Enable();
}

```

```

/*
**

```

```

=====
**  Event    : Plus_OnInterrupt (module Events)
**
**  From bean : Plus [ExtInt]
**  Description :
**      This event is called when an active signal edge/level has
**      occurred.
**  Parameters : None
**  Returns   : Nothing
**

```

```

=====
*/
void Plus_OnInterrupt(void)
{
    Plus_Disable();
    Cpu_Delay100US(500);
    switch(Menu)
    {
    case 0:
        Rezim=!Rezim;
        Rezim_View(Rezim);
    break;
    case 1:
        if (TEP==90)
            TEP=60;
        else
            TEP++;
        FixRate_View(TEP);
    break;
    case 2:

```

```

    if (IMPULS==15)
        IMPULS=0;
    else
        IMPULS++;
    Puls_View(Rezim,IMPULS);
break;
case 3:
    START=!START;
    RunSim_View(Rezim,START);
break;
}
while (!Plus_GetVal());
Cpu_Delay100US(500);
Plus_Enable();
}
/*
**

```

```

=====
**  Event    : Time500US_OnInterrupt (module Events)
**
**  From bean : Time500US [TimerInt]
**  Description :
**    When a timer interrupt occurs this event is called (only
**    when the bean is enabled - "Enable" and the events are
**    enabled - "EnableEvent").
**  Parameters : None
**  Returns   : Nothing
**

```

```

=====
*/
void Time500US_OnInterrupt(void)
{
    static bool PULS=1; //0-NOPULS 1 -PULS
    if (Rezim)
    {
        Stimul_out_ClrVal();
        (void)Time500US_Disable();
    }
    else
    {
        if (PULS==0)
            Time500US_SetPeriodUS(TEP_NOPULS);
        else
            Time500US_SetPeriodUS(TEP_PULS);
        Stimul_out_NegVal();
    }
}
/*

```

```

**
=====
**  Event    : Read_puls_OnCapture (module Events)
**
**  From bean : Read_puls [Capture]
**  Description :
**    This event is called on capturing of Timer/Counter actual
**    value (only when the bean is enabled - <"Enable"> and the
**    events are enabled - <"EnableEvent">).
**  Parameters : None
**  Returns   : Nothing
**
=====

```

```

*/
void Read_puls_OnCapture(void)
{
    word TEP_Cntr; //hodnota citace predstavujici hodnotu namereneho tepu
    (void)Read_puls_GetCaptureValue(&TEP_Cntr);
    TCNT=0;
    TC0=TEP_Cntr+TEP_Cntr/10;
}
/*
**
=====

```

```

**  Event    : Read_puls_OnOverflow (module Events)
**
**  From bean : Read_puls [Capture]
**  Description :
**    This event is called if counter overflows (only when the
**    bean is enabled - <"Enable"> and the events are enabled -
**    <"EnableEvent">).
**  Parameters : None
**  Returns   : Nothing
**
=====

```

```

*/
void Read_puls_OnOverflow(void)
{
    Stimul_out_SetVal();
    (void)Time500US_Enable();
}
/* END Events */
/*

```

```

** #####
**
**  This file was created by UNIS Processor Expert 2.97 [03.83]
**  for the Freescale HCS12 series of microcontrollers.
**
** #####
*/

```