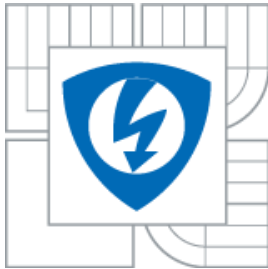




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

NÁVRH KARDIOSRTIMULÁTORU TYPU ON DEMAND V LABVIEW

DESIGN OF ON DEMAND CARDIAC PACEMAKER IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

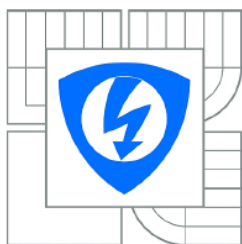
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Lukáš Sekera

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Jiří Sekora

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Lukáš Sekera
Ročník: 3

ID: 72897
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Návrh kardiostimulátoru typu On Demand v LabVIEW

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem funkce kardiostimulátoru typu On Demand a s algoritmy detekce R vlny. Navrhněte blokové schéma kardiostimulátoru typu On Demand s využitím vybraných algoritmů detekce R vlny.

V prostředí LabVIEW realizujte kardiostimulátor typu On Demand s využitím vybraných algoritmů detekce R vlny. V práci zhodnoťte a porovnejte použití daných detektorů R vlny. Virtuální kardiostimulátor testujte na dostupných EKG záznamech. Uživatelské prostředí musí umožňovat volbu detektoru, musí zobrazovat aktuální tepovou frekvenci a musí indikovat R vlnu i generovaný stimulační impuls.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] American Heart Association : Pacemakers. [online]. Poslední aktualizace 2008-05. Dostupný z <<http://www.americanheart.org>>.

[2] WRUBLEWSKI, T.A. YING S. PITTEL, A. R-wave Detection Using A Single-chip Microcomputer. IEEE International Conference, 1990. Engineering in Medicine and Biology Society. ISBN: 0-87942-559-8.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 28.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

První část bakalářské práce popisuje princip funkce srdce, je zde uveden rozbor signálu EKG a navrženo jednoduché blokové schéma kardiostimulátoru typu On Demand pro jeho realizaci v LabVIEW. Ve druhé části práce jsou popsány dvě možnosti konstrukce inhibičního obvodu, které jsou následně realizovány v LabVIEW.

Klíčová slova

Převodní systém srdce, EKG, kardiostimulátor, R – vlna, prahová detekce, tepová frekvence

Abstract

First part of bachelor's work is describing function of human heart, there is noted an analysis of EKG signal and designed simple block diagram of On Demand Pacemaker for its realization in LabVIEW. In second part of bachelor's work is description of two possibilities of construction of the inhibition circle, which are afterwards realized in LabVIEW.

Key words

Electrical conduction system of the heart, ECG, artificial pacemaker, R – wave, threshold detection, heartbeat frequency

Bibliografická citace práce

SEKERA, L. *Návrh kardiostimulátoru typu On Demand v LabVIEW*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 24 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Návrh kardiostimulátoru typu On Demand v LabVIEW jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 28. května 2010

.....

podpis autora

Obsah

1 ÚVOD.....	2
2 SRDCE A ELEKTROKARDIOGRAM	3
2.1 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDCE	4
2.2 EKG SIGNÁL	5
2.2.1 Vznik signálu EKG a popis jeho částí	5
2.2.3 Zdroje rušení EKG signálu	8
3 KARDIOSTIMULÁTOR.....	9
3.1 PRINCIP KARDIOSTIMULÁTORU TYPU ON DEMAND	11
3.2 KONSTRUKCE KARDIOSTIMULÁTORU TYPU ON DEMAND	12
4 KONSTRUKCE KARDIOSTIMULÁTORU V LABVIEW.....	14
4.1 POUŽITÉ BLOKOVÉ SCHÉMA KARDIOSTIMULÁTORU.....	14
4.2 ÚPRAVA SIGNÁLU EKG	14
4.3 DETEKCE R VLNY	16
4.3 INHIBIČNÍ OBVODY	17
4.3.1 Pevně dána doba maximálního zpoždění druhé R vlny.....	17
4.3.2 Sledovač tepové frekvence	19
4.4 GENERÁTOR IMPULSŮ	21
5 ZÁVĚR.....	22
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	23
SEZNAM OBRÁZKŮ	24

1 Úvod

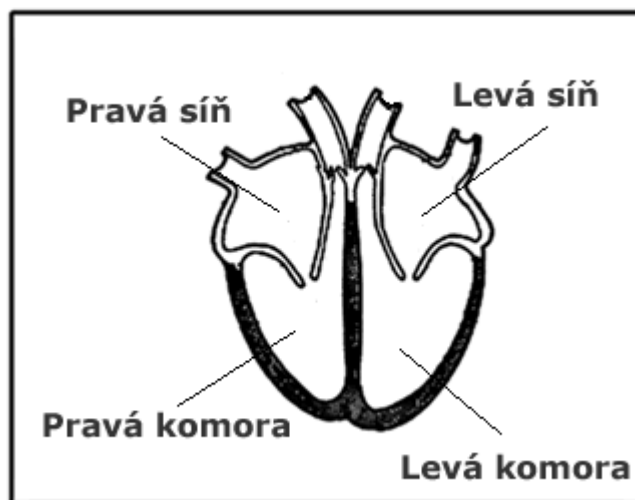
Lidské tělo je v podstatě stroj. Stroj, který automaticky pracuje a je namáhán. Bohužel se někdy stane, že vypoví službu. Toto se může také stát srdci. Ať už je ona vada vrozená, či získána, v dnešní době se dá většina těchto vad opravit, anebo pomoci tělu pracovat, i když jsou stále přítomné. Při nepravidelných stazích srdce, či jejich úplném vynechání se používá kardiostimulátor. Kardiostimulátor je objevem 20. století, což není tak dávno. Proto se tento přístroj neustále vyvíjí.

V této práci je popsán signál EKG, rozebrána základní funkce kardiostimulátoru typu On Demand, navrženo jeho blokové schéma pro přímou realizaci v programovacím prostředí a následná realizace v LabVIEW, kde je použit dvojitý způsob konstrukce inhibičního obvodu.

2 Srdce a elektrokardiogram

Srdce patří mezi nejdůležitější orgány v lidském těle. Pomocí stahů jeho svaloviny je krev vypuzována do krevního oběhu. Takto se pomocí tepen dostane kyslík a živiny do každého místa v těle.

Srdce je svalový orgán a má 4 dutiny: 2 síně a 2 komory (Obr. 1), které se stahují za pomoci převodního systému. Převodní systém vysílá chemicko - elektrické vzruchy, které můžeme zaznamenávat. Takto zaznamenaná aktivita srdce se nazývá elektrokardiogram (zkráceně EKG, popř. z anglického „electrocardiogram“ ECG).



Obr. 1: Příčný průřez srdce [1]

Srdeční činnost je charakterizována několika vlastnostmi [1]:

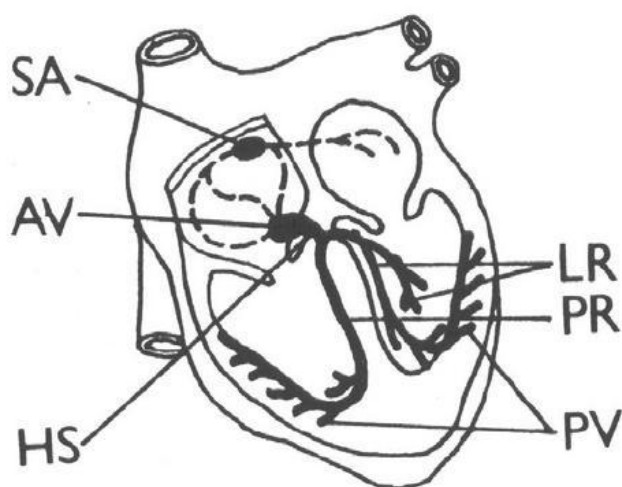
- automacie – schopnost srdce stahovat se bez vnějších podnětů, která je dána spontánní elektrickou aktivitou buněk převodního systému,
- rytmicita – pravidelné střídání stahu (systoly) a relaxace (diastoly),
- vodivost – koordinované šíření vzruchové aktivity v srdci,
- dráždivost – vznik vzruchů v reakci na podněty,
- kontraktilita – stažlivost.

Velmi důležité vlastnosti, kterých se využívá, a na které se spoléhá při implantování kardiostimulátoru, jsou poslední tři z výše jmenovaných: vodivost, dráždivost a kontraktilita, jelikož to jsou vlastnosti charakteristické pro převodní systém srdce.

2.1 Převodní systém srdce [1]

Převodní systém srdeční tvoří (Obr. 2):

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



Obr. 2: Převodní systém srdce. SA – sinoatriální uzel, AV – atrioventrikulární uzel, HS – Hisův svazek, PR, LR – pravé a levé Tawarovo raménko, PV – Purkyňova vlákna [1]

Buňky převodního systému srdce mají schopnost generovat vzruchovou aktivitu. Vzruch vzniká normálně v SA uzlu (vzruchy se v něm tvoří nejrychleji, proto udává srdci rytmus), který je primárním pacemakerem neboli stimulátorem, jelikož má vyšší frekvenci než ostatní, tzv. potenciální pacemakery (AV uzel, komory). [1]

Vzruch z SA uzlu přechází postupně do AV uzlu. Jeho dolní část plynule přechází do Hisova svazku, který prostupuje elektricky nevodivou vazivovou přepážkou do mezikomorové přepážky, tzv. septum. V septu přechází Hisův svazek v pravé a levé Tawarovo raménko, která následně přechází v Purkyňova vlákna. Purkyňova vlákna z pravého Tawarova raménka aktivují pravou komoru a Purkyňova vlákna z levého raménka aktivují levou komoru. [1]

2.2 EKG signál

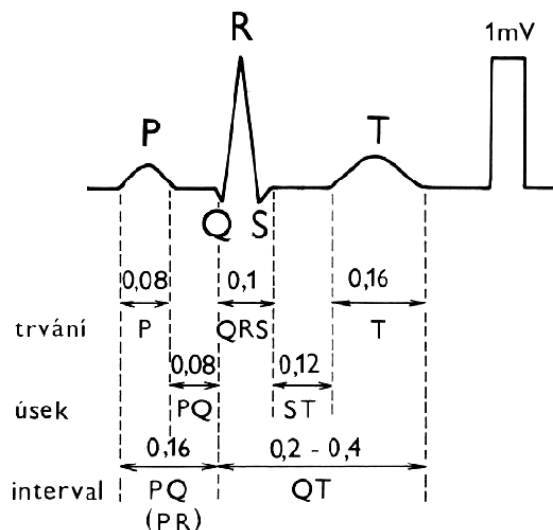
I když v dnešní době existují nové diagnostické metody v kardiologii, jako jsou echokardiografie, koronarografie, fonokardiografie a nukleární emisní zobrazování, které poskytují jinou možnost zobrazení funkcí srdce než klasický elektrokardiogram, zůstává zaznamenané EKG jako základ pro diagnostikování srdečních vad. Hlavní výhodou klasického EKG je, že i malé množství elektrod, kterými snímáme EKG, nám postačuje k identifikaci oblasti srdeční svaloviny s nedostatečným přívodem krve, nebo pro odhalení slabosti srdce.

2.2.1 Vznik signálu EKG a popis jeho částí [4]

Elektrickou aktivitu srdce zaznamenáváme jako elektrokardiogram – EKG (Obr. 3). Přístroj, který používáme na registraci EKG, se nazývá elektrokardiograf.

Principy vzniku EKG křivky můžeme shrnout do čtyř základních bodů:

1. Elektrické pole srdce je vytvořeno součtem mnoha elementárních elektrických polí, jež vznikly v jednotlivých vláknech srdeční svaloviny v průběhu akčního potenciálu.
2. Každé vlákno svaloviny srdce působí při svém podráždění jako dipól a určuje směr a velikost elementárního elektrického pole.
3. Velké množství takovýchto elementárních elektrických polí se sčítá v každém okamžiku a vytvářejí výsledné elektrické pole, které pak můžeme charakterizovat okamžitým vektorem elektrického pole srdečního.
4. Amplituda výchylky, která je naměřena v určitém EKG svodu, závisí jednak na velikosti okamžitého vektoru a jednak na jeho směru vzhledem k tomuto svodu.



Obr. 3: Fyziologické hodnoty doby trvání jednotlivých intervalů signálu EKG. [4]

Jednotlivé části EKG signálu mají tyto vlastnosti:

- Vlna P

Je to obvykle pozitivní vlna kulovitěho tvaru, jejíž výška je maximálně 0,25 mV a netrvá déle než 0,1 s. Vzruch vychází z SA uzlu a vlna depolarizace se rozšíří svalovinou v předsíni. Amplituda je poměrně malá, jelikož stěna síní obsahuje poměrně málo svaloviny. [4]

- Vlna Q

Je to první negativní výchylka komplexu QRS a vyjadřuje depolarizaci septa. Amplituda vlny je v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání je menší než 0,003 s. [4]

- Vlna R

Je to pozitivní výchylka, která následuje po vlně Q. Amplituda je závislá na místě snímání. Nejčastěji se EKG snímá tak, aby vlna R byla co nejlépe viditelná. Normální doba trvání vlny je 0,1 s. [4]

- Vlna S

Je to negativní výchylka následující po vlně R. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0,8mV, dobu trvání do 0,005 s. Tato vlna se obvykle neřadí mezi standardní výchylky. [4]

- Vlna T

Zobrazuje repolarizaci svaloviny komor. Doba trvání normální vlny T je od 0,1 do 0,25 s. Repolarizace komor začíná u buněk, jež byly aktivovány poslední, a tudíž

má vlna T stejnou polaritu jako největší výchylka QRS komplexu, což je vlna R. Vlna T je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny. [4]

Dále je možno na záznamu EKG pozorovat různé intervaly, komplexy a segmenty:

- P – R interval

Normální trvání PR intervalu je 0,12 - 0,20 s. Trvání PR intervalu se mění nepřímou úměrou s frekvencí. Při tachykardii, neboli zvýšení tepové frekvence, se PR interval zkracuje a při bradykardii, neboli snížení tepové frekvence, se PR interval prodlužuje. [4]

- QRS komplex

Po zdržení v AV uzlu přejde vzruch Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na svalovinu septa a vyvolá jeho depolarizaci ve směru od levé komory ke komoře pravé. Je to v podstatě depolarizace komor, která se na EKG zobrazí jako trojúhelníkový kmit. Doba normálního komplexu QRS je od 0,05 do 0,11 s. [4]

- S – T segment

Když se rozšíří depolarizace po celé svalovině komor, je po krátkou dobu elektrická aktivita srdce nulová (srdeční vlákna komor jsou ve fázi plató, mají tedy stejný elektrický náboj a nikde netečou žádné elektrické proudy). Na EKG záznamu se zapíše úsek ST. Ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. [4]

- Q – T interval

Reprezentuje trvání elektrické aktivity komor. Je měřen od začátku QRS komplexu až po konec vlny T. Průměrná doba trvání od 0,2 do 0,4 s. [4]

- R – R interval

R – R interval udává tepovou frekvenci, která je v klidu přibližně 72 tepů za minutu, tj. 1,2 tepu za sekundu, čemuž odpovídá interval 0,83s. [4]

2.2.3 Zdroje rušení EKG signálu

Při měření signálu EKG se setkáváme s několika typy rušení. Mezi nejčastější zdroje rušení patří:

- pomalé pohyby pacienta – ve spektru se projevují přibližně do 2 Hz,
- vliv dýchání pacienta a pomalé děje na rozhraní elektroda – pokožka – ve spektru se projevují přibližně do 0,8 Hz,
- síťové rušení – ve spektru se projevuje přibližně okolo 50 Hz,
- myopotenciály u klidového nebo zátěžového EKG (jedná se především o svalové kontrakce a prudší pohyby pacienta a mají náhodný charakter) – ve spektru se projevují přibližně od 35 Hz výše. [4]

3 Kardioestimulátor

Kardioestimulátory jsou elektronická zařízení, která jsou generátory krátkodobých elektrických impulsů sloužících k řízení srdeční činnosti v případech, u kterých došlo k poruše vlastního řídicího systému srdce.

Pokud tedy dojde k poruše tvorby nebo i vedení vzruchu v převodním systému srdce, dojde také ke zpomalení tepové frekvence a to se negativně projeví na zásobování tkáně živinami. Tato porucha může být trvalá nebo dočasná. V závislosti, jak přivádíme stimulační impulsy k srdci, můžeme rozdělit kardioestimulaci na nepřímou a přímou, která se dále dělí na krátkodobou a dlouhodobou.

Při nepřímé kardioestimulaci se stimulační elektrody přikládají na pacientův hrudník, nebo se jedna z elektrod zavede do jícnu a umístí se co nejbližší srdci. Používá se výhradně krátkodobě, když nastanou náhlé srdeční zástavy, jelikož napětí stimulačních pulsů dosahuje hodnot až 300 V při proudu 1 A.

U přímé kardioestimulace je jedna elektroda přímo v kontaktu se srdcem. Tímto způsobem můžeme podstatně snížit velikost napětí impulsu přivedeného na elektrodu, jelikož nám už k šíření nebrání okolní tkáň. Výška stimulačních pulsů dosahuje výšky řádově voltů. Jestliže stimulujeme krátkodobě, je kardioestimulátor umístěn vně těla pacienta, kdy doba stimulace je omezena šířením infekčních nemocí podél vodičů do pacientova těla. Při dlouhodobé kardioestimulaci se kardioestimulátor zavádí do těla pod kůži pacienta.

Dále se kardioestimulátory mohou dělit dle jejich funkce: neřízené, řízené a programovatelné, dle počtu ovládaných srdečních dutin: jedno či dvoudutinové, dle typu stimulačních elektrod: unipolární, využívající záporný pól, nebo bipolární, anebo dle typu napájení stimulátoru: bateriové nebo vysokofrekvenčně buzené.

Při neřízené kardioestimulaci se jedná o stimulátory s pevnou opakovací frekvencí a šíří impulsu. Přibližně 1 Hz a 1,2 až 1,5 ms. Konstrukčně jsou nejjednodušším typem a aplikovaly se výhradně při chronické AV blokádě, kdy vzruch z SA uzlu neprošel dále do komor. Stimulátor řídí pouze činnost komor, síně se stahují vlastním rytmem. Tato stimulace se též označuje jako asynchronní.

Řízená stimulace, také označovaná jako synchronní, využívá k řízení generátoru impulsů P nebo R vlnu EKG signálu. Rozděluje se na kardioestimulace řízené vlnou P, kardioestimulace řízené R vlnou – inhibované, kam patří stimulátor typu on demand a kardioestimulace řízené vlnou R – spouštěné, kde je stimulátor, také označovaný jako stand by, spouštěn každou R vlnou. Stimulační impuls časově zapadá do QRS komplexu a tím nezpůsobí žádnou další kontrakci. Při snížení srdeční frekvence pod nastavenou minimální hodnotu je vyslán funkční stimulační impuls. Naopak při zvýšení

srdeční frekvence nad zvolenou maximální hodnotu je stimulátor spouštěn každou druhou nebo třetí R vlnou. Nevýhoda tohoto stimulátoru je ve větší spotřebě energie a zatížení tkáně.

Od osmdesátých let dvacátého století se pro lepší orientaci ve funkčnosti a typech kardiostimulátorů používá identifikační kód, který byl navržen komisí ICHD (Intersociety Commission for Heart Disease) a zaveden jako kód NGB. Funkční vlastností kardiostimulátoru jsou vyjádřeny třemi, případně dalšími dvěma písmennými znaky, podle kterých zjistíme, kde se nachází místo stimulace, místo snímání, způsob stimulace a případně zda a jak je kardiostimulátor programován a zda má antiarytmickou funkci. Význam písmenných znaků je uveden v Tabulce 1. Písmena zde značí: A - síň, V - komora, O - žádná, D - obojí, T - spouštění, I - inhibice. [6]

Tabulka 1: NGB kód kardiostimulátorů [6]

1. znak	2. znak	3. znak	4. znak	5. znak
Místo stimulace	Místo snímání	Způsob stimulace	Programovatelnost	Antiarytmické funkce
A V D (A+V) O	A V D (A+V) O	O I I D (T+I)	P – jednoduché M – multiprogramovatelný C – komunikovatelný R – frekvenčně adaptabilní O	P – antitachykardiální stimulace S – šok D – (P+S) O

Pokud má kardiostimulátor označení například VVIPO, značí to, že místo snímání i stimulace je v komoře a stimulace je inhibovaná, obsahuje jednoduchou programovatelnost a nemá žádnou antiarytmickou funkci.

Programovatelné kardiostimulátory umožňují nejen měnit parametry stimulace, ale i telemetricky přenášet data. Stimulátory dokáží i po implantaci dálkovým řízením programátorem reversibilně měnit funkční parametry stimulace, získávat diagnostická a funkční data a také provádět neinvazivní testy. Jedná se tedy o přizpůsobení funkce stimulátoru fyziologickým potřebám pacienta a také o úsporu energie a tím prodloužení životnosti. [6] Rozvoj technologie integrovaných obvodů umožnil stále větší miniaturizaci. Tudíž většina z programovatelných kardiostimulátorů obsahuje vnitřní paměť, do které se můžou ukládat data snímána různými senzory (elektrody, snímače, biosenzory) jako je například počet inhibic kardiostimulátoru, počet a typ arytmií, atp.

Nová generace stimulátorů spojuje dohromady funkci programovatelného kardiostimulátoru, diagnostického monitoringu a defibrilátoru. Tento zatím technicky

nejsložitější implantát se aplikuje pacientům s prokázaným rizikem náhlého selhání srdce při tachykardii. [6]

Základní požadavky pro výrobu implantabilních kardiostimulátorů:

1. minimální odběr energie ze zdroje,
2. vysoká spolehlivost,
3. odolnost proti agresivnímu prostředí lidského těla,
4. hermetičnost
5. co nejmenší rozměry a vhodný tvar implantovaného přístroje

3.1 Princip kardiostimulátoru typu On Demand

Kardiostimulátor typu On Demand se řadí mezi takzvané kardiostimulátory řízené. On Demand je řízen R vlnou a je jí inhibován. Používá se většinou jediná elektroda sloužící jak pro snímání, tak i pro stimulaci a zavádí se zpravidla do hrotu pravé komory (většinou se jedná o typ VVI, které mohou být dále programovatelné, mít obsaženou antiarytmickou funkci, nebo i defibrilátor). [6]

Kardiostimulátor se nazývá on demand, neboli na vyžádání, na požádání. To znamená, že impulsem stimuluje srdeční svalovinu právě tehdy, jestliže má pacient srdeční akci hodně pomalou, popřípadě ji nemá vůbec. Měřen je R – R interval. Pokud překročí zvolenou dobu, je generován impuls. Toto řešení znatelně pomáhá prodloužit životnost baterií, tudíž celou životnost kardiostimulátoru. Také se působením velkých po sobě se opakujících impulsů šetří srdeční sval.

Zajímavé je, že u zrodu konceptu on demand principu stála Česká republika. Přesněji to byl absolvent pražské techniky Ing. Baruch Vojtěch Berkowitz. [3]

3.2 Konstrukce kardiostimulátoru typu On Demand

Kardiostimulátor typu on demand je v dnešní době používán nejčastěji, jelikož je nejvšestrannější. Navržené blokové schéma, které je realizováno později v prostředí LabVIEW, je na Obr. 8.



Obr 4: Blokové schéma kardiostimulátoru typu on demand

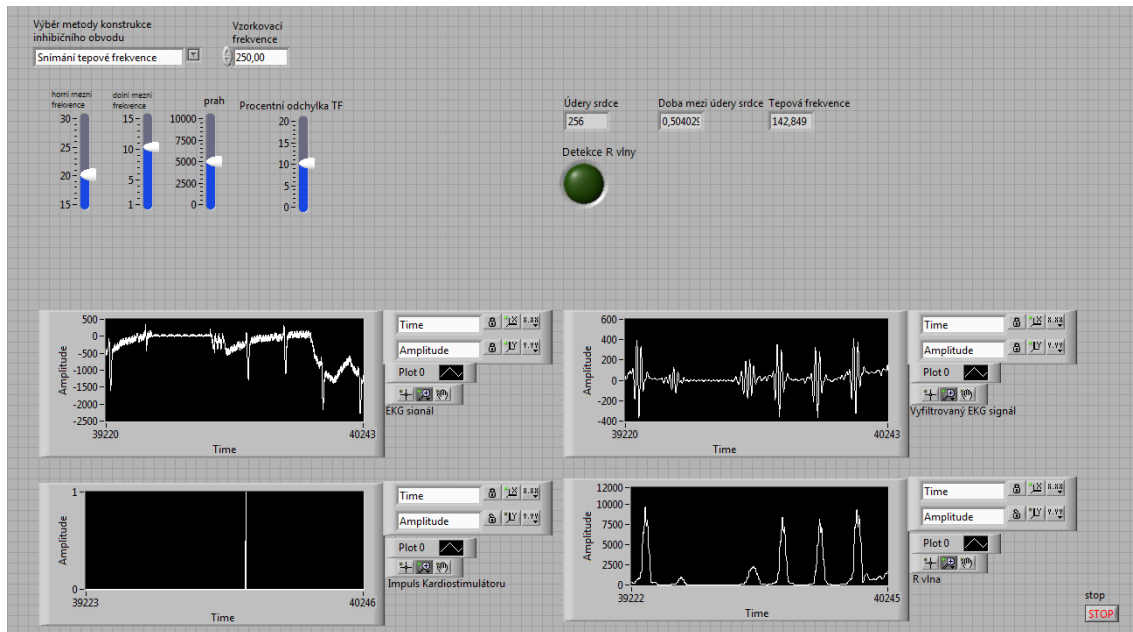
Funkce bloků je následující:

- Zesilovač – jelikož signály snímané z převodního systému srdce mají nízkou amplitudu napětí, řádově do 1 mV, a většinou přístroje nemají velkou citlivost, používají se zesilovače signálu.
- Filtry – v praxi se pro potlačení pohybů pacienta se používá nejčastěji horní propust s doporučeným dolním mezním kmitočtem 0,05 Hz. Rušení ze sítě můžeme odstranit, jestliže zajistíme kvalitní podmínky snímání, nebo posléze využijeme filtr typu pásmová zádrž, kde jsou její mezní kmitočty voleny okolo 50 Hz. Případně vysokofrekvenční rušení odfiltrujeme dolní propustí. V mé práci, v LabVIEW využívám signály EKG, které nemají síťové rušení, tudíž nepoužívám pásmovou zádrž v okolí 50 Hz, a pro úpravu signálu do podoby pro detekci R vln jsem využil filtry typu pásmová propust – pro vyfiltrování pouze vlny R, jelikož ostatní vlny nejsou potřebné a dolní propusti – pro odfiltrování vyšších frekvencí nepotřebných pro detekci.
- Detektor R vlny – R vlna se v EKG signálu detekuje proto, jelikož je nejlépe patrná a dá se poměrně dobře zvýraznit pro její pozdější detekci. V práci je využito umocnění signálu na druhou. Je to nejjednodušší a nejrychlejší způsob zvýraznění R vlny. Při umocňování se využívá vlastností kvadratické funkce a to, že větší složky signálu se zvýrazní, naopak malé složky se potlačí a zároveň převrací záporné hodnoty signálu na kladné. Tím, že záporné hodnoty se stanou hladnými po umocnění, nám vznikne v hodnotě 0 takzvaná baseline, od které se zadává prahová hodnota. Poté se nejsnadněji R vlna detekuje pomocí

porovnání hodnoty signálu s nastavenou prahovou hodnotou. Při překročení prahové hodnoty se vlna detekuje. Musí se ale dát pozor na správné nastavení prahové hodnoty, protože při její nízké hladině se budou detekovat i jiné vlny, než vlna R a na druhou stranu zase při její vysoké hladině se budou detekovat jen některé R vlny, které mají velkou hodnotu.

- Inhibiční obvod – jeho úkolem je měřit délku trvání intervalu po sobě jdoucích R – vln detekovaných detektorem. Při konstrukci kardiostimulátoru v LabVIEW jsem využil dvou různých způsobů provedení inhibičního obvodu, které jsou popsány níže.
- Generátor impulsů – pokud inhibiční obvod vyhodnotí, že je interval R – R delší, než předem stanovená doba, generátor vyšle elektrodou impuls do srdeční svaloviny.

4 Konstrukce kardiostimulátoru v LabVIEW



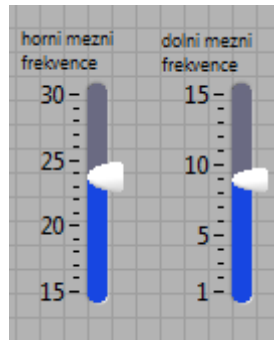
Obr. 5: Front Panel programovacího prostředí LabVIEW s navrženým kardiostimulátorem. Vlevo nahoře: hodnoty, které se dají měnit uživatelem, vpravo nahoře: signalizace detekce R vlny a zobrazení tepové frekvence, dole vlevo: signál EKG a pod ním impuls kardiostimulátoru, dole vpravo: signál filtrovaný pomocí pásmové propusti a pod ním upravený signál připravený na detekci R vln.

4.1 Použité blokové schéma kardiostimulátoru

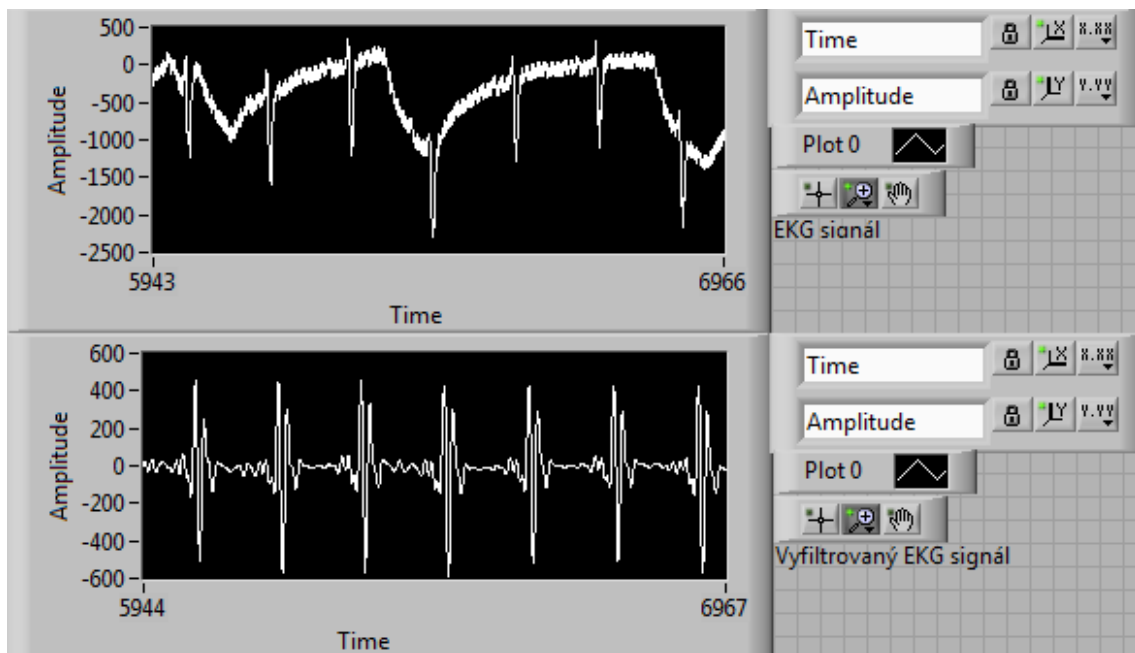
Při konstrukci kardiostimulátoru jsem vycházel z navrženého blokového schématu, Obr. 4. Při realizaci jsem signál zesiloval zároveň s jeho filtrováním a úpravou pro detekci R vlny.

4.2 Úprava signálu EKG

Po načtení signálu se nejdříve za pomoci filtru pásmová propust, u kterého můžeme pomocí vertikálních posuvných jezdců ve Front Panelu nastavit horní a dolní mezní kmitočet filtru (Obr. 6) pro vlastní přizpůsobení úpravy signálu.



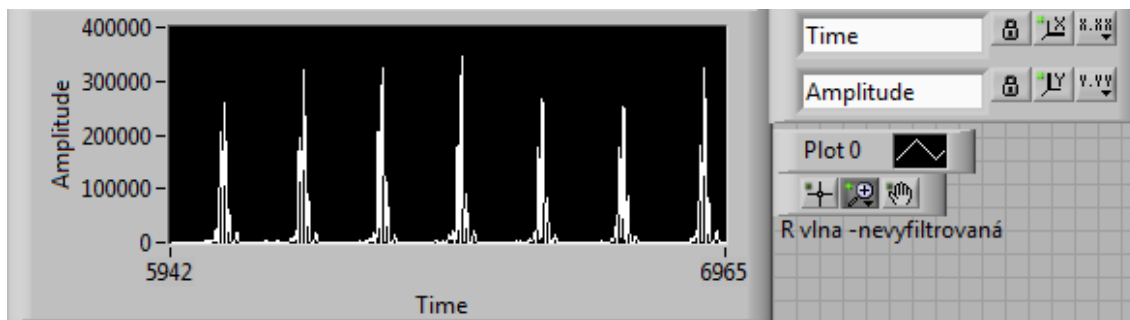
Obr. 6: Vertikální posuvné jezdce ve Front Panelu pro nastavování horní a dolní mezní frekvence filtru.



Obr. 7: Nahoře – načtený EKG signál, který nebyl filtrován, dole – signál s vyfiltrovanými R vlnami za pomoci pásmové propusti.

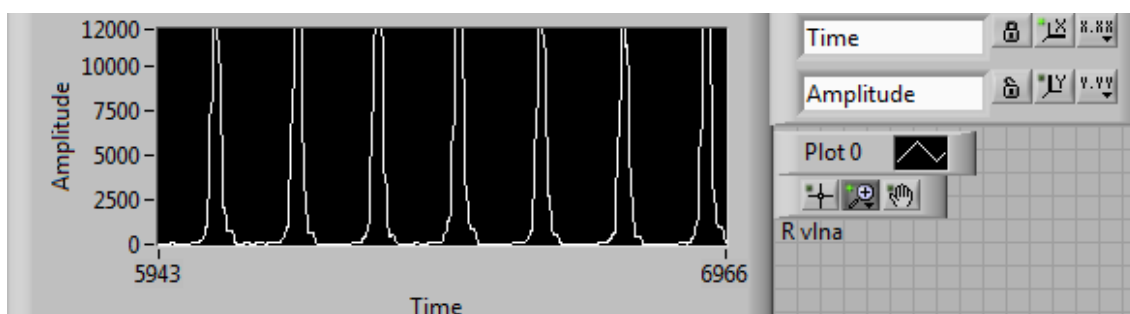
Při průchodu signálu pásmovou propustí podle nastavených mezních kmitočtů se zvýrazní R vlny a signál se bude pohybovat kolem nulové hodnoty (Obr. 7).

Jako úpravu signálu před detekováním jsem použil nejjednodušší a nejefektivnější způsob zvýraznění R vlny a to umocnění signálu na druhou, který je popsán výše. Zároveň toto umocnění pracuje jako zesilovač signálu (Obr. 8).



Obr. 8: Umocnění signálu, který byl filtrován pásmovou propustí, na druhou.

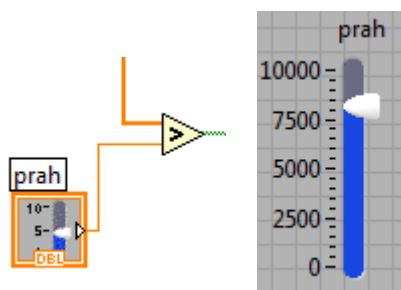
Signál však stále obsahuje jak nízkou, tak vysokou frekvenci. To je bohužel nepřijatelné, jelikož detektor R vln by za pomoci prahové hodnoty detekoval několik R vln, jak by signál při vyšší frekvenci rostl a klesal. Použijeme tedy filtr typu dolní propust, který odfiltruje vyšší frekvenci, a zůstane nám pouze jakási obálka signálu, která představuje časové umístění R vln (Obr. 9).



Obr. 9: Vyfiltrovaný signál připravený pro detekci R vlny.

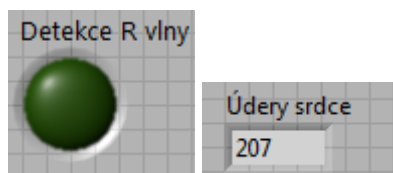
4.3 Detekce R vlny

Pro detekci R vlny používám porovnání vyfiltrovaného a upraveného signálu (Obr. 9) a nastavené prahové hodnoty (Obr. 10, vlevo).



Obr. 10: Vlevo – porovnání signálu s prahovou hodnotou, vpravo – vertikální posuvný jezdec pro nastavení požadované prahové hodnoty.

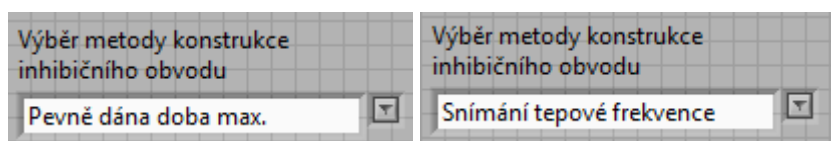
Hodnota prahu se dá měnit za pomoci vertikálního posuvného jezdce situovaného ve Front Panelu (Obr. 10, vpravo). Detekci R vlny znázorňují pomocí zelené kulaté LED diody (Obr. 11). Počet R vln zaznamenávám a následně zobrazuji v číselném indikátoru, který jsem nazval Údery srdce (Obr. 11).



Obr. 11: Vlevo – LED dioda pro znázornění detekce R vlny, vpravo – Číselný indikátor počtu detekovaných R vln.

4.3 Inhibiční obvody

Za pomoci rozbalovacího menu ve Front Panelu je možno vybírat mezi dvěma zkonstruovanými inhibičními obvody.



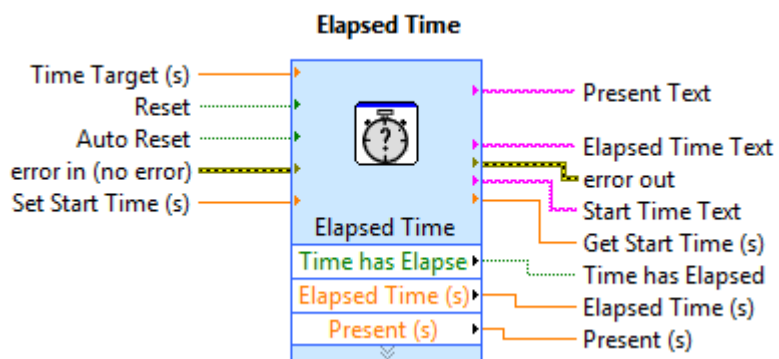
Obr. 12: Rozbalovací menu pro výběr metody konstrukce inhibičního obvodu s možným výběrem metody.

4.3.1 Pevně dána doba maximálního zpoždění druhé R vlny

Řešení inhibičního obvodu, kdy je pevně dána doba maximálního zpoždění druhé R vlny v LabVIEW je nejjednodušší, jelikož je zapotřebí pouze jeden blok a to Elapsed Time (Obr. 13), kdy je v tomto bloku pevně nastavena doba, která se odečítá. Jedná se o hodnotu odvozenou od fyziologické tepové frekvence, která činí přibližně 72 tepů za minutu, to znamená, že časová vzdálenost R vln by měla být asi 0,85 sekundy, a právě tato hodnota je nastavená, jako odpočet. Také je nutno mít povolen port s názvem autoreset, který způsobí, že při uplynutí nastaveného času se v bloku začne odečítat znova od přednastavené hodnoty. Do bloku na port nazvaný reset se přivádí signál typu boolean (TRUE or FALSE), který vznikl při detekci vlny: R vlna detekována (hodnota signálu překročila prahovou hodnotu) – TRUE, nedetekována – FALSE. Při zaznamenané R vlně se časovač resetuje a odpočítává znova od přednastavené hodnoty. Pokud se R vlna nezaznamená a uplyne přednastavený čas, port Time has Elapse vygeneruje hodnotu TRUE, která je následně vyslána do

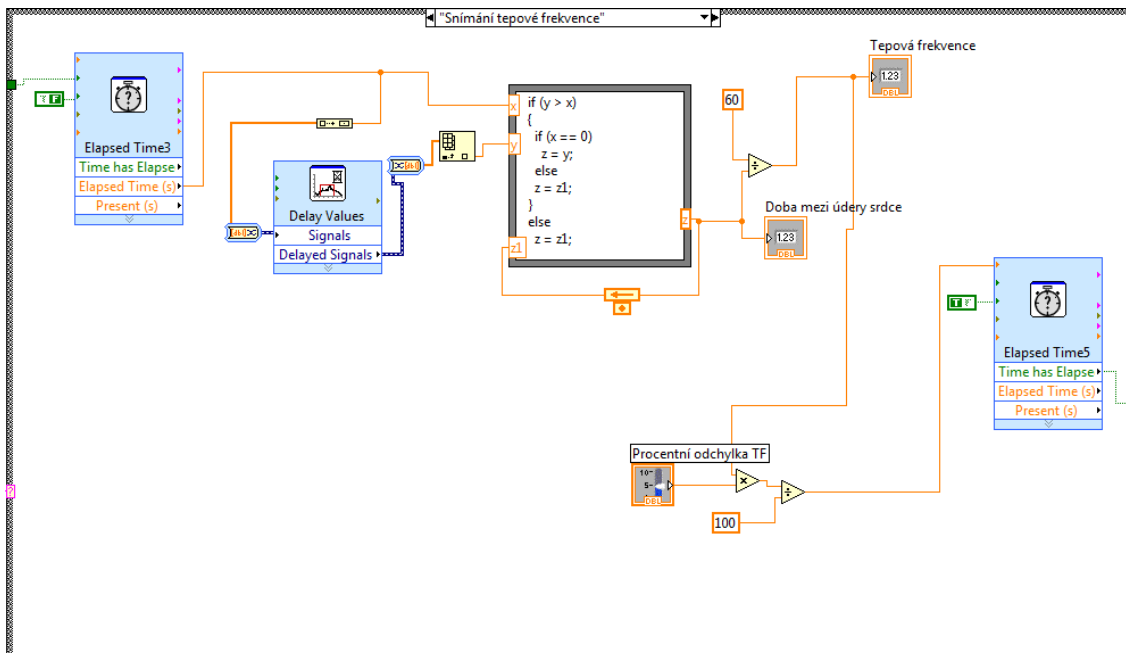
generátoru impulsů. Při povoleném autoresetu se po vygenerování hodnoty TRUE blok resetuje.

Toto řešení inhibičního obvodu má nevýhodu při náhle zrychlené tepové frekvenci, například při sportu. Nevýhoda spočívá v nastavené klidové vnitřní hodnotě časovače, kdy je určena pouze pro rozestup R – R přibližně 0,85 s. Při námaze se tento rozestup snižuje, kdy při zvýšené tepové frekvenci může interval R – R trvat i 0,4 sekundy. To znamená, že tento inhibiční obvod, když je srdce zatíženo a bije rychleji, může promeškat klidně i dva časové okamžiky, kdy by měl vyslat impuls, což se může stát někdy osudným.



Obr. 13: Blok Elapsed Time.

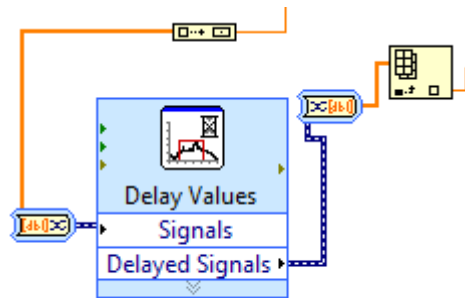
4.3.2 Sledovač tepové frekvence



Obr. 14: Realizace inhibičního obvodu za pomoci sledovače tepové frekvence v LabVIEW.

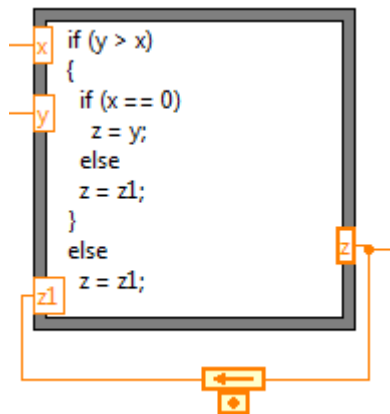
Sledovač tepové frekvence (Obr. 14) se skládá ze tří základních částí. První část je zjištění doby, která uplyne mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnách a z ní následně vypočtená tepová frekvence. Druhá část je výpočet procentuální odchylky z tepové frekvence a poslední, třetí, část je čítač.

První část sledovače jsem realizoval za pomoci bloku Elapsed Time (Obr. 13), který měří dobu, která uplyne mezi vlnami R. tento blok, ale nezobrazuje pouze nejdelší dobu mezi vlnami, ale čítá od nuly do doby, kdy je resetován další vlnou R. Pro výpočet tepové frekvence je potřeba pouze nejvyšší hodnotu, kterou časovač ukáže, než je resetován. Pro zjištění této hodnoty je použit zpožďovací blok (Obr. 15), který dokáže zpozdít o nastavený časový okamžik signál.



Obr. 15: Zpoždovací blok

Zpožděný signál o několik milisekund je přiveden spolu s původním signálem do bloku, který porovnává tyto dva signály (Obr. 16).



Obr. 16: Porovnání signálů

Porovnání signálů (normálního a zpožděného) je vyřešeno pomocí jazyka C. Na vstup bloku je přiveden signál x , který se přivádí rovnou z časovače, a signál y , který je o několik milisekund zpožděný signál x . Blok porovnává oba signály a v okamžiku, kdy původní signál x klesne na 0, tak v signálu y je přivedena nejvyšší hodnota, která se zapíše do výstupu z . Zpětná vazba je zavedena z toho důvodu, aby se na výstupu z neměnila hodnota. Poté je tepová frekvence vypočtena dělením šedesáti sekund číslem ve výstupu z .

Druhá část, vypočtení procentuální odchylky, se snadno spočítá pomocí trojčlenky. Je zde také umístěno vertikální posouvátko pro zadání, kolik procent odchylky z tepové frekvence má být bráno v úvahu.

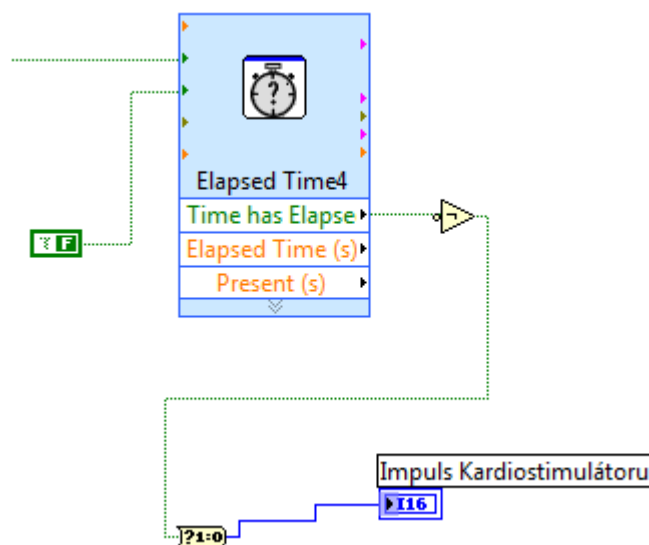
Třetí část je realizována také za pomoci bloku Elapsed Time (Obr. 13), kde se už ale nenastavuje vnitřní časovač. Ten je nastavený za pomoci portu Time Target, kam přivedeme spočítanou procentuální odchylku z tepové frekvence, která se následně bude v časovači odečítat. Kardiostimulátor očekává další vlnu R v rozmezí

tepová frekvence plus – mínus procentuální odchylka tepové frekvence. Pokud přijde vlna R před, nebo v této době, časovač se resetuje a odečítá od nově nastaveného času procentuální odchylky. Pokud ovšem R vlna není detekována v daném časovém rozmezí, v časovači uplyne nastavený čas a tím se v portu Time has Elapse vygeneruje hodnota TRUE, která je dále poslána do generátoru impulsů.

Tím, že v tomto inhibičním obvodu je časovač řízen počítáním odchylky z tepové frekvence, je kardiostimulátor velmi přizpůsobivý, především při zvýšení srdeční činnosti. Kardiostimulátor pozná, že i při vyšší tepové frekvenci případně došlo k vynechání R vlny a může tak vyslat impuls do srdce.

4.4 Generátor impulsů

Jako generátor impulsů (Obr. 17) jsem využil blok Elapsed Time (Obr. 13), kde je v možnostech nastaven krátký čas (setiny sekundy) a autoreset je nepovoleno. Krátký čas je nastaven z toho důvodu, aby vznikl co nejkratší časový okamžik do vynulování. Jelikož je vypnutý autoreset, signál z portu Time has Elapse obsahuje hodnotu TRUE. Pokud ale z inhibičního obvodu do portu reset je přivedena hodnota TRUE, tak se znovu načte přednastavená hodnota a port Time has Elapse vyše hodnotu FALSE. Pro lepší zaznamenávání je za portem Time has Elapse umístěn blok negace, která zneguje výstup bloku Elapsed Time, následně je umístěn blok převodu boolean to number, což znamená, že změní hodnoty TRUE a FALSE na 1 a 0 (TRUE na 1 a FALSE na 0). To umožňuje vykreslení impulsu o výšce 1 a malé šířce do grafu (Obr. 5, vlevo dole).



Obr. 17: Provedení generátoru impulsů v LabVIEW

5 Závěr

V první části práce je popsána teorie vzniku EKG křivky pomocí převodního systému srdečního. Jsou zde také popsány nejdůležitější vlny a segmenty EKG signálu. Je zde také uvedeno rozdělení typů kardiostimulátorů s krátkým popisem jejich konstrukce a principu stimulování spolu s jejich novým označením pomocí NGB kódu.

Druhá část práce se zabývá konstrukcí kardiostimulátoru typu On Demand v programovacím prostředí LabVIEW. Je zde navrženo blokové schéma kardiostimulátoru typu On Demand, podle kterého je následně kardiostimulátor zrealizován v LabVIEW. Při konstrukci je použita dvojí možnost konstrukce inhibičního obvodu, neboli měření intervalu R – R.

Seznam použité literatury

- [1] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. *Biologie člověka - elektronická skripta*. Biologie člověka. Elektronická skripta VUT Brno. Brno: VUT Brno, 2003. 135 s.
- [2] CHMELARĚ M., ROZMAN J.: *Lékařská přístrojová technika*, skripta předmětu, Brno FEKT VUT
- [3] Půl století kardiostimulace. *MEDICAL TRIBUNE CZ : TRIBUNA LÉKAŘŮ A ZDRAVOTNÍKŮ* [online]. 29. 09. 2008, 2008, 27, [cit. 2010-05-25]. Dostupný z WWW: <<http://www.tribune.cz/clanek/12682>>.
- [4] SLEZÁK SLEZÁK, Roman. *Filtrace signálů EKG*. Brno, 2008. 60 s. Diplomová práce. Vysoké Učení technické v Brně, Fakulta Elektrotechniky a Komunikačních Technologií.
- [5] TOUCH, D. J.: *A Statistical Method for Detecting Peaks in Electrocardiogram Signals*. 1986
- [6] ROZMAN J., CHMELARĚ M., JEHLIČKA K.: *Terapeutická a protetická technika – elektronická skripta*. terapeutická a protetická technika. Elektronická skripta VUT Brno. Brno: VUT Brno, 2004. 130 s.
- [7] J VLACH, Jaroslav; HAVLÍČEK, Josef; VLACH, Martin. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vydání. Praha: BEN - technická literatura, 2008. 248 s. ISBN 978-80-7300-245-9.

Seznam obrázků

Obr. 1: Příčný průřez srdce [1].....	3
Obr. 2: Převodní systém srdce. SA – sinoatriální uzel, AV – atrioventrikulární uzel, HS – Hisův svazek, PR, LR – pravé a levé Tawarovo raménko, PV – Purkyňova vlákna [1].....	4
Obr. 3: Fyziologické hodnoty doby trvání jednotlivých intervalů signálu EKG. [4].....	6
Obr 4: Blokové schéma kardiostimulátoru typu on demand.....	12
Obr. 5: Front Panel programovacího prostředí LabVIEW s navrženým kardiostimulátorem. Vlevo nahoře: hodnoty, které se dají měnit uživatelem, vpravo nahoře: signalizace detekce R vlny a zobrazení tepové frekvence, dole vlevo: signál EKG a pod ním impuls kardiostimulátoru, dole vpravo: signál filtrovaný pomocí pásmové propusti a pod ním upravený signál připravený na detekci R vln.....	14
Obr. 6: Vertikální posuvné jezdce ve Front Panelu pro nastavování horní a dolní mezní frekvence filtru.....	15
Obr. 7: Nahoře – načtený EKG signál, který nebyl filtrován, dole – signál s vyfiltrovanými R vlnami za pomoci pásmové propusti.....	15
Obr. 8: Umocnění signálu, který byl filtrován pásmovou propustí, na druhou.....	16
Obr. 9: Vyfiltrovaný signál připravený pro detekci R vlny.....	16
Obr. 10: Vlevo – porovnání signálu s prahovou hodnotou, vpravo – vertikální posuvný jezdce pro nastavení požadované prahové hodnoty.....	16
Obr. 11: Vlevo – LED dioda pro znázornění detekce R vlny, vpravo – Číselný indikátor počtu detekovaných R vln.....	17
Obr. 12: Rozbalovací menu pro výběr metody konstrukce inhibičního obvodu s možným výběrem metody.....	17
Obr. 13: Blok Elapsed Time.....	18
Obr. 14: Realizace inhibičního obvodu za pomoci sledovače tepové frekvence v LabVIEW.....	19
Obr. 15: Zpožďovací blok.....	20
Obr. 16: Porovnání signálů.....	20
Obr. 17: Provedení generátoru impulsů v LabVIEW.....	21