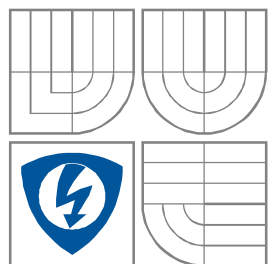




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝŘSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ŘÍZENÝ KARDIOSTIMULÁTOR

CONTROLLED PACEMAKER

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Attila Csekes

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Petr Čech

BRNO, 2010

VLOŽIT ORIGINAL ZADÁNÍ

(při odevzdávání více kusů závěrečné práce, obsahuje originál zadání jen jedna z nich, ostatní obsahují pouze jeho okopírovanou kopii)

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Attila Csekes
Bytem: Malá 128, Búč, 946 35
Narozen/a (datum a místo): 16. listopadu 1985 v Komárně
(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: Řízený kardiostimulátor

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Petr Čech

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: 7. nebo 8. června 2010 *

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.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

* hodící se zaškrtněte

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: 20. května 2010

.....

Nabyvatel

.....

Autor

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá problematikou kardiostimulace. Popisuje jednotlivé režimy stimulace a rozebere jejich vlastnosti. Popisuje realizaci virtuálního kardiostimulátoru řízeného R-vlnou, který byl vytvořen v programovacím prostředí LabVIEW. Součástí práce je programové realizace modelu a ověření jeho funkčnosti.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdce, Arytmie, Signál EKG, Kardiostimulátor, LabVIEW, R-R interval, Detekce

ABSTRACT

The Thesis deals with the area of cardio stimulation. It describes the different stimulation modes and their specifics. It describes the creation of a virtual cardio stimulator based on R-waves, designed in the LabVIEW application. Part of the thesis is the software realization of the model and the verification of its functionality.

KEY WORDS

Heart, Arytmie, ECG signal, Cardiac stimulator, LabVIEW, R-R interval, Detection

CSEKES, A. *Řízený kardiostimulátor*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. XY s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Čech.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Řízený 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 20. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Čechovi. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2010

.....
podpis autora

OBSAH

Obsah	viii
Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	x
1 Úvod	1
2 Srdce	2
2.1 Čerpací činnost srdce.....	2
2.2 Vznik a šíření vzruchu.....	4
2.3 Srdeční rytmus	4
2.4 Arytmie.....	7
2.4.1 Bradykardie.....	7
2.4.2 Tachykardie.....	9
2.4.3 Extrasystoly.....	10
3 Kardiostimulátory	12
3.1 Historie kardiostimulátoru.....	12
3.2 Typy stimulace.....	13
3.3 Rozdělení kardiostimulátorů.....	14
3.3.1 Krátkodobá (dočasná) kardiostimulace	15
3.3.2 Dlouhodobá (trvalá) kardiostimulace	15
3.3.3 Nepřímá kardiostimulace.....	15
3.3.4 Přímá kardiostimulace	16
3.3.5 Neřízené kardiostimulátory.....	16
3.3.6 Řízené kardiostimulátory.....	16
3.3.7 Kardiostimulátor řízený vlnou P	16
3.3.8 Kardiostimulátor řízený vlnou R – on demand.....	17
3.3.9 Kardiostimulátor řízený vlnou R – stand by.....	17
3.3.10 Programovatelné kardiostimulátory	17
3.4 Stimulační elektrody	18
3.5 Napájení.....	19
4 Realizace virtuálního kardiostimulátoru	20
4.1 Blokované schéma virtuálního kardiostimulátoru.....	20
4.2 Základy LabVIEW	21
4.2.1 Čelní panel	21
4.2.2 Blokový diagram.....	23
4.2.3 Paleta nástrojů.....	24
4.2.4 Datové typy.....	25

4.2.5	Programové struktury	26
4.3	Realizace navrženého blokového schématu	27
4.3.1	Načtení signálu	28
4.3.2	Filtrace	29
4.3.3	Prahování a detekce R-vln	34
4.3.4	Výpočet tepové frekvence	35
4.3.5	Vypočítání R-R intervalu	36
5	Závěr	38
	Literatura	39

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1:	Umístění srdce	2
Obr. 2.2:	Fáze systola a diastola	3
Obr. 2.3:	EKG signál	4
Obr. 2.4:	Šíření EKG vln v srdci	5
Obr. 2.5:	EKG u zdravého pacienta (svod II.) [6]	7
Obr. 2.6:	Bradykardie (svod II.) [6]	7
Obr. 2.7:	Náhradní junkční rytmus (svod II.) [6]	8
Obr. 2.8:	AV I. Stupně (svod II.) [6]	8
Obr. 2.9:	AV II. Stupně (Weckenbach) (svod II.) [6]	8
Obr. 2.10:	AV II. Stupně (Mobitz II.) (svod II.) [6]	8
Obr. 2.11:	AV III. Stupně (svod aVL) [6]	9
Obr. 2.12:	Tachykardie (svod II.) [6]	9
Obr. 2.13:	Fibrilace síní (svod II.) [6]	9
Obr. 2.14:	Flutter síní (svod II.) [6]	9
Obr. 2.15:	Komorová tachykardie (svod aVL) [6]	10
Obr. 2.16:	Fibrilace komor (svod II.) [6]	10
Obr. 3.1:	Kardiostimulátor Lexos A+	12
Obr. 3.2:	Implantabilní kardiostimulátor z roku 1959	13
Obr. 3.3:	Princip kardiostimulátoru typu on demand	17
Obr. 3.4:	Řez stimulační elektrodou [1]	18
Obr. 4.1:	Blokové schéma virtuálního kardiostimulátoru	20
Obr. 4.2:	Čelní panel	22
Obr. 4.3:	Blokový diagram	23

Obr. 4.4:	Paleta nástrojů	24
Obr. 4.5:	Správné a špatné připojení datových typů	25
Obr. 4.6:	Smyčka While	26
Obr. 4.7:	Cyklus For.....	27
Obr. 4.8:	Struktura Case	27
Obr. 4.9:	Načtení signálu	28
Obr. 4.10:	Bloky „CompactReadText“ a „Close File“	28
Obr. 4.11:	Konverze signálů	28
Obr. 4.12:	Signál se driftem.....	29
Obr. 4.13:	Signál bez driftu.....	29
Obr. 4.14:	Signál bez brumu	29
Obr. 4.15:	Pásmová propust.....	30
Obr. 4.16:	Filtrace PP v čelním panelu.....	31
Obr. 4.17:	Vyfiltrovaný signál	31
Obr. 4.18:	Nastavení horní propusti	32
Obr. 4.19:	Nastavení dolní propusti	32
Obr. 4.20:	Butterworthova horní a dolní propust.....	32
Obr. 4.21:	Filtrace HP+DP v čelním panelu	33
Obr. 4.22:	Přepínač filtru	33
Obr. 4.23:	Peak detektor	34
Obr. 4.24:	Struktura Case	34
Obr. 4.25:	Fungování shift registrů	35
Obr. 4.26:	Výpočet tepové frekvence.....	35
Obr. 4.27:	Zobrazení tepové frekvence	36
Obr. 4.28:	Porovnání R-R intervalu	36
Obr. 4.29:	Generování stimulačních impulsu	37
Obr. 4.30:	Simulování srdečního selhání.....	37

SEZNAM TABULEK

Tab. 3.1:	Kód NBG kardiostimulátorů.....	13
-----------	--------------------------------	----

1 ÚVOD

V posledních 60 letech se onemocnění srdce stala nejčastější příčinou úmrtí u dospělých. Mezi ohroženými jsou hlavně staří lidé nad 60 let. Před zavedením kardiostimulátorů do terapie srdečních poruch umíralo do jednoho roku kolem 50 % a do pěti let 75-90 % pacientů. Smyslem kardiostimulace je snaha o přiblížení srdeční činnosti k optimu. Používá se metoda, při níž je srdce stimulováno elektrickými impulsy. Pomocí těchto impulsů se snažíme udržet normální chování srdce.

V první části této diplomové práce nejdříve popíši fungování srdce, jednotlivé srdeční arytmie, a vlastnosti signálu EKG. Druhá část obsahuje typy a funkce kardiostimulátorů. V poslední části je popsána realizace virtuálního modelu kardiostimulátoru v programovacím prostředí LabVIEW.

2 SRDCE

Srdce je dutý svalový orgán o velikosti dospělé lidské pěsti. Zajišťuje oběh krve v organismu, je nutný pro přenos kyslíku a živin do orgánů a pro přenos mnoha různých látek mezi tkáněmi a orgány. Skládá se z pravé síně a pravé komory a z levé síně a levé komory. Je uloženo za hrudní kostí mezi plicemi.

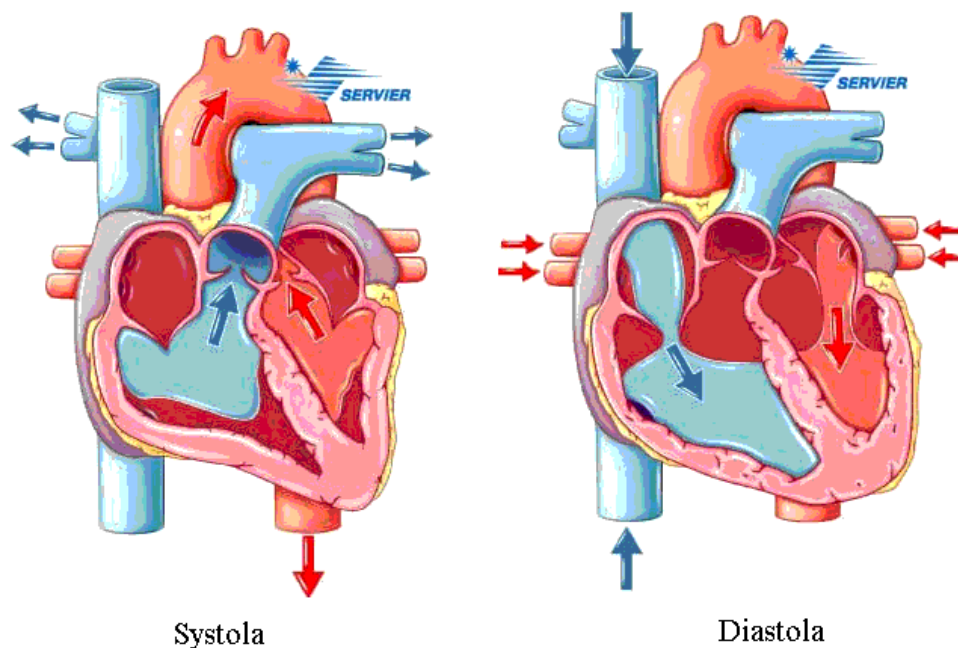


Obr. 2.1: Umístění srdce.

Krev může plnit své četné funkce jen tehdy, jestliže nepřetržitě cirkuluje organismem. Srdce pracuje jako dvojité čerpadlo s ventily (chlopněmi), které nasává krev do síní a vytlačuje z pravé komory neokysličenou krev do plicní tepny (malý krevní oběh) a z levé komory okysličenou krev do aorty (hlavní krevní oběh).

2.1 Čerpací činnost srdce

Čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání relaxace (diastola) a kontrakce (systola) svaloviny komor. Diastola je relaxační fáze, kdy srdce odpočívá a plní se krví. Systola je fáze, kdy srdce vypuzuje krev do oběhu, z pravé poloviny srdce je krev vypuzována do plicního oběhu krve, z levé poloviny srdce je krev vypuzována do orgánů a do tkání (takzvaný systémový oběh krve).



Obr. 2.2: Fáze systola a diastola

Do komor přitéká krev ze srdečních síní, kam se dostává z velkých žil (dutých a plicních žil). Systola síní předchází systole komor. Mezi síněmi a komorami a mezi komorami a velkými tepnami jsou chlopně, které propouští krev pouze jedním směrem, tedy ze síní do komor a z komor do velkých tepen.

Rozlišujeme dvě fáze systoly:

- izovolumická kontrakce (roste tlak, objem se nemění)
- ejekční fáze (objem se zmenšuje, tlak se nemění)

Stejně tak můžeme rozlišovat dvě fáze diastoly:

- izovolumická relaxace (tlak klesá, objem se nemění)
- plnicí fáze (objem v komoře roste, tlak se nemění)

Každou systolou je tak ze srdce vypuzeno průměrně asi 70 ml krve. Množství krve, které jedna komora za minutu přečerpá, se nazývá minutový srdeční výdej. U člověka v klidu je srdeční frekvence 70-80 stahů za minutu. Klidový minutový srdeční výdej je tedy 5-6 l/min, což zhruba odpovídá celkovému množství krve v těle. Při zátěži je toto množství až 20 l/min. Toho je dosaženo tak, že se zvýší tepová frekvence a objem vypuzované krve.

2.2 Vznik a šíření vzruchu

Elektrický vzruch normálně vzniká v pravé síni, přesněji řečeno v sinoatriálním uzlu. Odtud se vzruch šíří po celém pracovním myokardu síni. Na komory však může vzruch přejít pouze jedinou preformovanou cestou. Vodivé spojení mezi síněmi a komorami tvoří atrioventrikulární uzel a Hisův svazek. Atrioventrikulární uzel se nachází pod endokardem na spodině pravé síně a jeho úkolem je zpomedit šíření vzruchu. Do mezikomorového septa se pak vzruch dostává Hisovým svazkem, který se dále dělí na pravé a levé Tatarovo raménko. Ve svalovině komor se vzruch šíří o něco pomaleji prostřednictvím specializované tkáně nazývané Purkyňova vlákna.

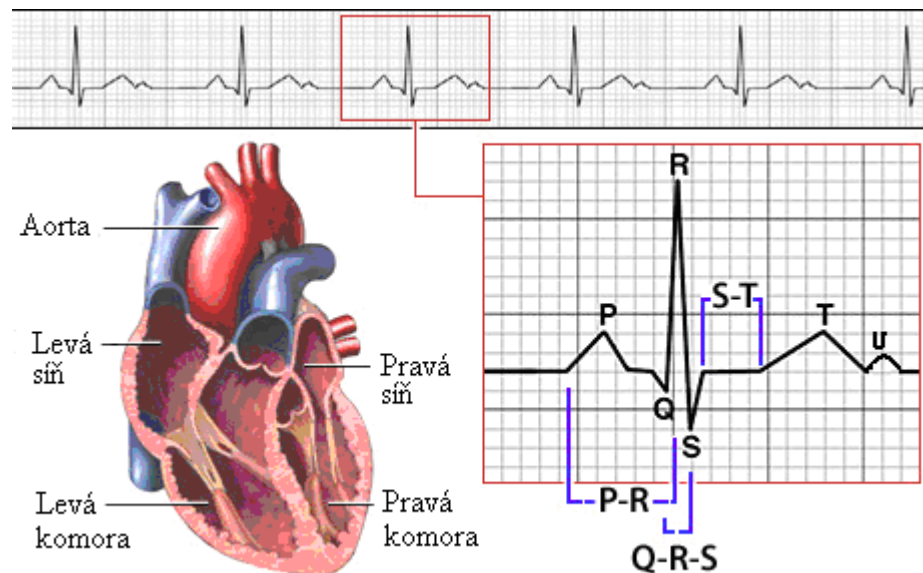
Celý převodní systém srdeční můžeme stručně popsat následovně:

SA uzel > AV uzel > Hisův svazek > Tawarova raménka > Purkyňova vlákna

Převod této vlny může být zpomalen či zablokovan v kterékoli etáži, tyto poruchy jsou jednoduše analyzovatelné, když známe jednotlivé fáze převodního systému srdce. Srdeční rytmus se nejlépe detekuje z toho svodu, který nejlépe ukazuje vlnu R. Můžeme říci, že obvykle jde o svod II nebo V1.

2.3 Srdeční rytmus

Srdce se stahuje více než stotisíckrát denně a vypumpuje asi 7000 litrů krve. Abnormality srdečního rytmu lze snadno určit: je třeba sledovat EKG signál.



Obr. 2.3: EKG signál

Jak vidíme, EKG signál se skládá z těchto částí:

- Vlny: P, T, U
- Kmity: Q, R, S
- Interval: PQ, úsek ST, interval QT

Vlna P

Projevem depolarizace síní, jejíž maximální výška je 0.25 mV a netrvá déle než 0.1 s.

Kmit Q

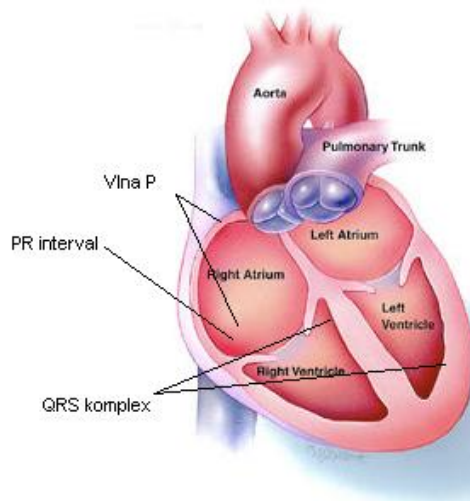
První negativní kmit komorového komplexu. Vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů.

Kmit R

Vždy pozitivní výchylka, jejíž maximální výška je větší než 2,5 mV.

Kmit S

Negativní kmit, který následuje po kmitu R. Velikost kmitu je menší než 2,5 mV.



Obr. 2.4: Šíření EKG vln v srdci

Interval PQ

Měříme od začátku vlny P k začátku komorového komplexu Q. PQ interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavou až k pracovnímu myokardu komor. Délka trvání intervalu je v normálním případě 0.12-0.20 s.

Komplex QRS

QRS komplex vyjadřuje depolarizaci komor, která je postupná. Nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak se aktivují subsendokardiální vrstvy obou komor a dále se šíří pracovním myokardem k epikardu. Normální trvání komplexu je 0.06-0.10 s.

Vlna T

Podobně jako úsek ST je vlna T výrazem repolarizace komor. Normálně je vlna T lehce asymetrická s pozvolným vzestupným a příkrým sestupným ramenem, ve všech svodech je pozitivní. Negativní může být T jen ve svodu III a V1. Vlna T trvá normálně 0,2 s a její výška je 2-8 mm.

Vlna U

Je patrná jen na některých EKG. Nejlépe se nalézá ve svodech II, aVL, V2-4, Normálně je vlna U ploše pozitivní, vždy menší než vlna T a často nepřesahuje výšku 0,5-1 mm.

Úsek ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Podstatou ST je repolarizace komor. Bod, kterým končí QRS komplex a začíná úsek ST, se označuje jako junkční bod. Tento junkční bod (bod J) je ve stejné linii, jako začíná odstupovat kmit Q. V hrudních svodech je bod J často zvýšen. Toleruje se zvýšení do 2 mm ve svodech V1-4. Úsek ST i vlna T jsou nejlabilnějšími částmi EKG křivky. Změny úseku ST či vlny T mohou být způsobeny celou řadou příčin. Často jsou změny úseku ST a vlny T nespecifické a jejich interpretace musí probíhat vždy v souvislosti s klinickým obrazem a anamnézou onemocnění.

Interval QT

Představuje elektrickou systolu. Začíná kmitem Q nebo R, není-li Q přítomno a končí koncem vlny T. Jelikož hodnoty QT výrazně ovlivňuje tepová frekvence, užívají se pro praktické účely tzv. hodnoty QTc - tzn. hodnota QT s korekcí na frekvenci (c). Hodnota QTc se pohybuje mezi 0,34-0,42 s a liší se podle pohlaví, (u žen je delší) a prodlužuje se s věkem.

EKG u zdravého pacienta vypadá následovně:



Obr. 2.5: EKG u zdravého pacienta (svod II.) [6]

2.4 Arytmie

Jako arytmie se označují poruchy srdečního rytmu. Ve většině případů jde o arytmie, které si postižený člověk vůbec neuvědomuje a které lze zachytit pouze monitorováním EKG signálů. Existuje celá řada poruch srdečního rytmu.

Arytmii můžeme klasifikovat podle poruchy tvorby vzruchu:

2.4.1 Bradykardie

Je abnormální zpomalení srdeční frekvence. Jedná se o stav, kdy frekvence klesá pod hodnotou 60/min.

Sinusová bradykardie:

- $F=50-60/\text{min}$
- PQ se prodlouží
- QRS je normální



Obr. 2.6: Bradykardie (svod II.). [6]

Sinusová zástava

- Dojde k bloádě vzniku vzruchu SA uzlu
- Obvykle dojde k výpadu 1 QRS komplexu

Náhradní junkční rytmus

- $F=30-50/\text{min}$
- Vznikne při dlouhodobém útlumu tvorby v SA uzlu
- Nebo se stane kompletní AV blokáda



Obr. 2.7: Náhradní junkční rytmus (svod II.)[6]

Idioventrikulární rytmus

- F=20-30/min
- Chybí P vlna
- QRS je široký

AV – blokády

- AV I. Stupně: vzruch se přenáší pomaleji, PQ je větší než 200ms



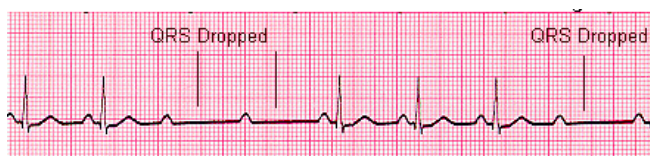
Obr. 2.8: AV I. Stupně (svod II.). [6]

- AV II. Stupně (Weckenbach): PQ postupně se prodlužuje, při úplném prodloužení nepřevádí již vzruch a vypadne QRS komplex



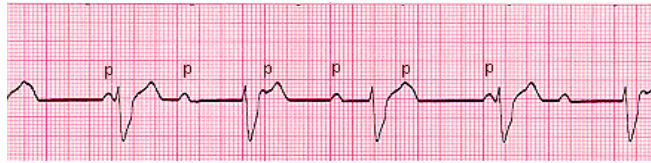
Obr. 2.9: AV II. Stupně (Weckenbach) (svod II.). [6]

- AV II. Stupně (Mobitz II.): vypadne QRS, před vypadnutím se neprodlužuje interval PQ



Obr. 2.10: AV II. Stupně (Mobitz II.) (svod II.). [6]

- AV III. Stupně: úplné přerušení vedení vzruchu v AV uzlu, vzruchy vznikají v SA uzlu, vlna P je někdy viditelná, ale nemá konstantní vzdálenost od QRS komplexu.



Obr. 2.11: AV III. Stupně (svod aVL). [6]

Blokáda pravého Tawarova raménka

- QRS komplex se rozšíří
- Ve svodech V1 a V2 nalezneme zdvojení kmitu R

2.4.2 Tachykardie

Je abnormálně zvýšená tepová frekvence, aktuální tepová frekvence je vyšší než 100/min.



Obr. 2.12: Tachykardie (svod II.). [6]

Fibrilace síní

- Chybí vlna P
- $F=140-200/\text{min}$



Obr. 2.13: Fibrilace síní (svod II.). [6]

Flutter síní

- AV uzel opět způsobí jako blok a jen některé vzruchy propustí



Obr. 2.14: Flutter síní (svod II.). [6]

Síňová tachykardie

- Abnormální vlny P, mohou být i skryty v QRS
- $F_{\text{komor}}=140/220/\text{min}$
- QRS jsou normální

AV junkční tachykardie

- Současně aktivují komory i síně
- P bude skryta za komplexem QRS
- $F=140-180/\text{min}$

Komorová tachykardie

- Síně pracují nezávisle na komorách $F=140-220/\text{min}$
- QRS je abnormálně široké, vlny P jsou skryté



Obr. 2.15: Komorová tachykardie(svod aVL). [6]

Fibrilace komor

- Je životu nebezpečná, je spojená se snížením minutového srdečního výdeje, se ztrátou vědomí, případně se smrtí
- Na EKG nalezneme jen nekoordinované primitivní vlny



Obr. 2.16: Fibrilace komor(svod II.). [6]

Flutter komor

- Na EKG jsou silné aberantní komorové komplexy ve formě stejných pravidelných a vysokých kmitů.
- $F = 180-220/\text{min}$

2.4.3 Extrasystoly

Síňové extrasystoly

- Vlna P je předčasná, QRS komplex je normálně úzký
- Může přejít v supraventrikulární tachykardii

Junkční extrasystoly

- Předčasný úzký QRS bez vlny P

Komorové extrasystoly

- Předčasný široký QRS
- Typickým rysem je tzv. úplná kompenzační pauza, kdy vzdálenost R před extrasystolou a R po extrasystole je rovná $2R$, za QRS následuje vlna T, jejíž směr je opačný k hlavní výchylce QRS

3 KARDIOSTIMULÁTORY

Kardiostimulátor je generátor elektrických impulsů, který má za úkol sledovat srdeční činnost, a je-li to nutné, vydává elektrické impulsy, díky nimž dojde ke stahu srdečního svalstva. Smyslem kardiostimulace je maximální přiblížení k normální funkci srdce. Ke kardiostimulaci se využívají obdélníkové stimulační impulsy s aktivní elektrodou, tvořenou katodou stimulačního obvodu. V tomto případě je práh podráždění nižší. Modernější stimulatory mohou reagovat na zátěž, například na základě detekce pohybu těla a svalů, změny tlaku v pravé komoře, změny dechové frekvence a tělesné teploty či analýzou Q-T intervalu. Pro trvalou kardiostimulaci je stimulator implantován do těla. Stimulační elektrody myokardiální lze v současné době aplikovat bez otevření hrudníku.



Obr. 3.1: Kardiostimulátor Lexos A+

3.1 Historie kardiostimulátoru

První zápisy o pokusech s lidským zdravím a elektřinou máme ještě ze starého Řecka. Řekové využívali k léčení ryby, které dokážou vyvinout elektrický výboj o napětí několik set voltů.

V roce 1889 navrhl McWilliam takové zařízení, které pomocí elektrických impulsů do nečinného srdce vyvolají srdeční činnost. McWilliam ale zatím dělal jen pokusy na zvířatech.

Mark Lidwell v roce 1928 zkonstruoval funkční přenosný kardiostimulátor. Jednalo se o dvě elektrody, jednu z nich přikládal na pokožku pacienta – kvůli vodivosti se používal solný roztok – druhá elektroda byla jehlová elektroda, kterou aplikoval do srdeční komory. Vysílal elektrické impulsy o napětí 1,5-120 voltů a frekvenci 80-120 Hz. Takovým způsobem vyvolával srdeční činnost u mrtvého novorozence, a to po deseti minutách elektrické stimulace. Tato činnost po odpojení zdroje pokračovala.

Po druhé světové válce v roce 1950 John Hopps zkonstruoval externí kardiostimulátor. Používal se pouze pro dočasnou stimulaci srdce a impulsy časoval pomocí vakuových trubic.

První tranzistory přinesly do medicíny další možnosti miniaturizace elektronových zařízení a umožnily rozvoj kardiostimulátorů do dnešní implantované podoby. Americký inženýr Wilson Greatbatch spolu s doktorem William Chardackem a Andrew Gagem vytvořili přístroj, který již použili i v lidském těle. Pacient po operaci byl v pořádku a zemřel až o dva roky později přirozenou smrtí. Greatbatch také prodloužil životnost baterie a uzavřel kardiostimulátor do nerezového pouzdra.

Další úspěšná operace se uskutečnila ve švédské univerzitní nemocnici, proběhla roku 1958 a pacient se jmenoval Arne Larsson. Dožil se nečekaně vysokého věku 86 let a za svůj život měl v těle 26 různých kardiostimulátorů.



Obr. 3.2: Implantabilní kardiostimulátor z roku 1959

V dnešní době se miniaturizovaly a zlepšovaly i kardiostimulátory. Dostaly hermeticky uzavřený obal, dlouhodobé napájení, baterie vydrží cca 10 let. Jsou schopné reagovat na fyzické namáhání a špičkové kardiostimulátory lze už naprogramovat pomocí vnějšího zařízení. Data mohou poslat k doktorovi pomocí mobilního telefonu.

3.2 Typy stimulace

Způsoby kardiostimulace jsou vyjadřovány písmenovým kódem. Tento kód se nazývá identifikační kód kardiostimulátorů. Byl navržen komisí ICHD v roce 1981 a zaveden jako kód NBG. Funkční vlastnosti jsou vyjádřeny třemi, popřípadě dalšími dvěma, písmennými znaky, jejichž význam je uveden v tabulce:

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

Tab. 3.1: Kód NBG kardiostimulátorů

Zde značí:	A – síň	
	V – komoru	Příklady kódového značení:
	O – žádné	VOO – komorový, asynchronní
	D – obojí	VVI – komorový, inhibovaný
	T – spouštění	VVI, C – komorový, inhibovaný, komunikovatelný
	I – inhibici	AAI, M – síňový, síněmi inh., multiprogramovatelný
		VDD – komorový, síněmi spoušt., síněmi i komorami inh.
		[1]

V praxi jsou nejčastěji používány tyto typy stimulace:

VVI-jednodutinová, komorová stimulace (inhibovaná spontánní komorovou aktivitou)

AAI-jednodutinová, síňová stimulace (inhibovaná spontánní síňovou aktivitou)

VVIR, AAIR-oba výše uvedené typy s adaptabilní frekvencí

DDD-dvoudutinová stimulace, která může fungovat v různých režimech (aktivitou síní spouštěná komorová stimulace)

DDDR-dvoudutinová stimulace s adaptabilní stimulační frekvencí

VDD-komorová stimulace, odpovídající na spontánní síňovou aktivitu a inhibovaná spontánní komorovou aktivitou. V poslední době tento způsob stimulace získává na oblibě v souvislosti s použitím tzv. "single pass" elektrod, umožňujících VDD stimulaci pomocí jedné kombinované elektrody pro současné snímání síňové aktivity a komorovou stimulaci. [1]

3.3 Rozdělení kardiostimulátorů

Třídění kardiostimulátorů je možné z mnoha hledisek. Zásadní dělení je podle:

- a) doby trvání stimulace
 - dočasná
 - trvalá
- b) způsobu dráždění
 - přímé, tedy endokardiální, myokardiální, epikardiální
 - nepřímé, hrudní, jícnové
- c) funkce stimulatoru
 - neřízená
 - řízená
 - programovatelná
- d) počtu ovládaných srdečních dutin
 - jednodutinové

- dvoudutinové
- e) typu stimulačních elektrod
 - unipolární
 - bipolární
- f) typu napájení stimulatoru
 - bateriové
 - vysokofrekvenčně buzené [1]

3.3.1 Krátkodobá (dočasná) kardiostimulace

Dočasnou kardiostimulaci volíme v akutních indikacích při hemodynamicky závažném stavu v důsledku bradyarytmie či v ohrožení srdeční zástavou, méně často se této metody užívá naopak k zrušení tachyarytmií.

Kardiostimulátory pro krátkodobou aplikaci dělíme na stimulátory:

- pro dočasnou stimulaci
- diagnostické

3.3.2 Dlouhodobá (trvalá) kardiostimulace

Pro dlouhodobou kardiostimulaci se používají implantabilní kardiostimulátory. Indikací pro implantaci stimulatoru jsou všechny symptomatické bradykardie.

Kardiostimulátory pro dlouhodobou stimulaci můžeme rozdělit na:

- neřízené
- řízené
 - P vlnou
 - R vlnou

3.3.3 Nepřímá kardiostimulace

Používá se k obnovení srdeční činnosti při náhlých srdečních zástavách. Stimulační elektrody se přikládají na hrudník pacienta, případně je jedna z elektrod zavedena do jícnu, co nejblíže k srdci. Výška stimulačních impulsů dosahuje hodnoty až 300 V při proudu 1 A. Je to dáno tím, že okolní tkáň tvoří vlastně zkrat a přes svalovinu srdce protéká jen nepatrná část stimulačního proudu. Při stimulaci srdce jsou zároveň stimulovány přilehlé svaly, ale při nedokonalém styku stimulačních elektrod s povrchem kůže dochází i k místnímu popálení kůže. Použití jícnové elektrody je méně pohodové. Vzhledem k nežádoucím účinkům je možné stimulovat nepřímo jen krátkodobě. Základní výhodou nepřímé stimulace je možnost rychlého použití.

3.3.4 Přímá kardiostimulace

U této metody je alespoň jedna elektroda v přímém kontaktu se srdcem. To má za následek, že velikost stimulačních impulsů ve srovnání s nepřímou stimulací je podstatě menší. Jestliže stimulujeme přímo krátkodobě, je stimulátor umístěný vně těla pacienta. Doba stimulace je omezena šířením infekce podél vodičů do organismu. Při dlouhodobé stimulaci je vždy stimulátor umístěn pod kůži uvnitř pacienta.

3.3.5 Neřízené kardiostimulátory

Konstrukčně jsou nejjednodušším typem stimulatoru. Jedná se o stimulator s pevnou opakovací frekvencí přibližně 1 Hz a šířkou impulsů 1,2 ms. Stimulátor řídí pouze činnost komor, síně tepou vlastním rytmem, proto se stimulace nazývá asynchronní. Základní výhodou je jednoduchost, nevýhodou je, že může dojít k interferenci signálů ze srdce a ze stimulatoru. V nejhorším případě to může mít za následek fibrilaci komor.

3.3.6 Řízené kardiostimulátory

Tato stimulace je označovaná jako synchronní.

Můžeme rozdělit na dvě části:

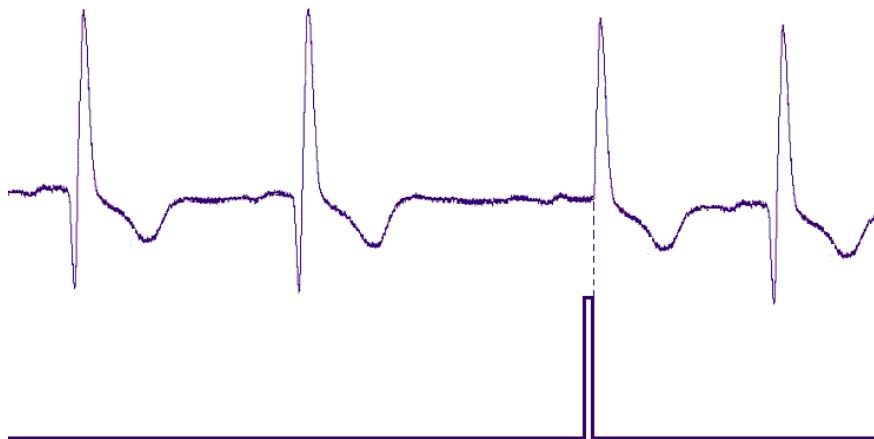
- Kardiostimulátor řízený vlnou P
- Kardiostimulátor řízený vlnou R

3.3.7 Kardiostimulátor řízený vlnou P

Tento typ stimulatoru nahrazuje porušený převodní systém srdce a zachovává synchronní činnost síní a komor. Pracuje s třemi elektrodami, jednou je snímána P-vlna. Po odpovídajícím časovém zpoždění, které odpovídá rychlosti šíření vzruchů mezi síněmi a komorami, je druhou elektrodou vysílán do komor stimulační impuls. Třetí elektroda, společná pro snímání i stimulaci, je umístěna na stimulatoru. Jestliže poklesne opakovací frekvence P-vlny pod určitou mez, vnutí stimulator srdci svůj kmitočet. V tomto případě je stimulace asynchronní, přístroj začne pracovat jako stimulator s pevnou opakovací frekvencí a stimuluje pouze komory. Tento typ kardiostimulátoru se aplikuje jen výjimečně, jeho náhradou jsou dvoudutinové (bifokální) stimulatory.

3.3.8 Kardiostimulátor řízený vlnou R – on demand

Stimulátor je řízen R-vlnou, má jen jednu elektrodu jak pro snímání, tak pro stimulaci. Stimulátor zkoumá R – R interval a pracuje tak, že jestliže tepová frekvence přesahuje předem zvolený práh, stimulační impulsy nevysílá a sleduje další interval. Jestliže však frekvence poklesne pod tento práh, vnutí přístroj srdci svůj rytmus. Stimulace je řízená vždycky pomocí předchozího R – R intervalu. Dvoudutinové stimulátory jsou tvořeny dvěma bloky typu on demand řízenými komorovou aktivitou. Jeden blok stimuluje síně, druhý komory.



Obr. 3.3: Princip kardiostimulátoru typu on demand.

3.3.9 Kardiostimulátor řízený vlnou R – stand by

Tento stimulátor je okamžitě spouštěn za každou vlnou R signálu EKG. Stimulační impuls časově zapadá do komplexu QRS, tím nezpůsobí další kontrakci. Má tři pracovní režimy. Při snížení tepové frekvence pod nastavenou minimální hodnotu je vysílán funkční stimulační impuls. Při zvýšení frekvence nad zvolenou maximální hodnotu je stimulátor spouštěn jen každou druhou nebo třetí vlnou.

- Výhodou stimulátoru je omezení vzniku interference rytmů a možnost zvyšování frekvence s externím zdrojem
- Nevýhodou je větší spotřeba energie

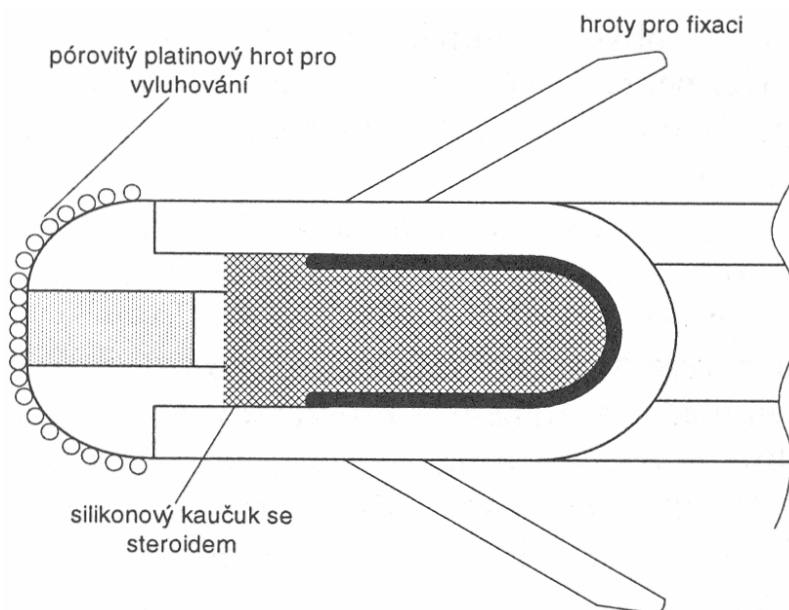
3.3.10 Programovatelné kardiostimulátory

Vyšší stupeň dokonalosti představují stimulátory programovatelné, u nichž je možno elektromagnetem přiloženým nad implantovaný kardiostimulátor měnit parametry nastavení a umožňují i telemetricky přenášet data.

3.4 Stimulační elektrody

Spojení mezi stimulátorem a srdečním svalem patří k nejdůležitějším podmínkám kardiostimulátoru. Toto spojení zajišťuje elektroda s propojovacím vodičem. Jedná se o velmi náročnou součást stimulačního systému. Elektroda musí být odolná nejen na pohyb, ale musí dovést i protažení. Její materiál musí dlouhodobě odolávat tělním tekutinám.

Stimulační elektroda má obvykle plochu 8-12 mm². Použitým materiálem bývá slitina platiny a iridia, někdy zlato nebo slitina Epilog (Co, Fe, Ni, Cr, Mo, Mn). Nejčastěji používaným materiálem pro izolaci vodiče je silikonový kaučuk. Klasický vývod představuje tzv. pórovitý terčik - jež má póry o průměru 20 – 100μm - který zarůstá do tkáně. Pro vylepšení metod už využívají steroid aplikovaný do komůrky v hrotu elektrody, který slouží pro redukci zánětu vznikajícího po fixaci elektrody. Vodič spojující stimulační elektrodu se stimulátorem bývá konstruován jako jedno nebo vícechodá šroubovice. Toto uspořádání umožňuje pohyb a protažení vodiče. Materiál vodiče je volen především s ohledem na mechanickou odolnost, jeho elektrická vodivost stojí na druhém místě. Elektrody se zavádějí do srdce žilní cestou.



Obr. 3.4: Řez stimulační elektrodou. [1]

Elektrody s pasivní fixací se liší od elektrod s aktivní fixací způsobem upevnění. Zatímco elektrody s pasivní fixací jsou upevněny do svalové lišty v pravé komoře, tak elektrody s aktivní fixací jsou upevněny do tkáně myokardu. Odpor elektrod bývá mezi 20 – 100Ω. Propojovací vodič má průměr 1.32 – 1.98mm, délka vodiče se volí: pro trvalou implantaci 65cm, pro dočasnou 100cm.

3.5 Napájení

Napájení implantabilního kardiostimulátoru můžeme dělit na dvě části:

- napájení vysokofrekvenčně z vnějšího zdroje
- baterií umístěnou v pouzdře stimulátoru.

Zásadním požadavkem je nezávislost na vnějších zdrojích po teoreticky neomezeně dlouhou dobu. Proto se využívají primární nebo sekundární články. Po mnoho let byly využívány:

Rtuťové články:

- měly svorkové napětí 1,35V
- kapacitu 1-1,8Ah
- samo vybíjecí proud 10-23 μ A
- životnost 3roky
- nedostatkem bylo uvolňování plynu

Rtuťové články nahradily články Lithiové

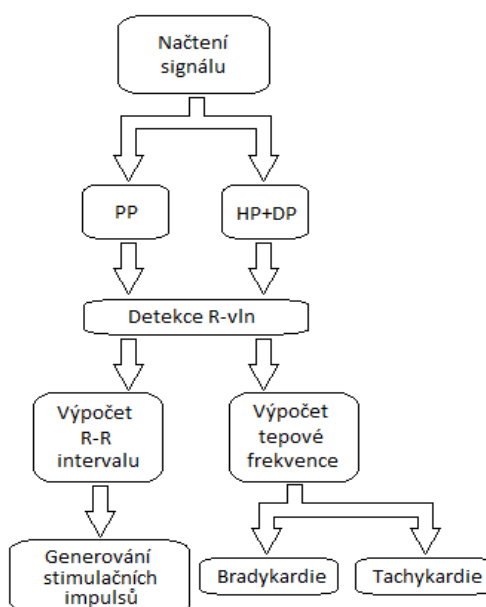
- mají zanedbatelný samo vybíjecí proud
- životnost se pohybuje mezi 5až 10 lety
- kapacita bývá 0,8 – 3 Ah
- svorkové napětí 2,8V

Jako zdroj energie pro kardiostimulátory může být v blízké budoucnosti miniaturní generátor, který je nabíjen prostřednictvím vibrací okolního prostředí. Vědci z univerzity v Southampton připravují složité řešení napájení kardiostimulátorů bez baterií. Miniaturní generátor o velikosti menší než jeden krychlový centimetr využívá energii získanou z vibrací okolního prostředí. Jádrem zařízení je magnet, pomocí něhož se získává elektrická energie z chvění.

4 REALIZACE VIRTUÁLNÍHO KARDIOSTIMULÁTORU

V níže popsané části představujeme virtuální prostředí LabVIEW a navrhne model kardiostimulátoru, který bude detekovat R-vlny a následně vygeneruje stimulační impulsy.

4.1 Blokové schéma virtuálního kardiostimulátoru



Obr. 4.1: Blokové schéma virtuálního kardiostimulátoru

Tento kardiostimulátor lze rozdělit na pět různých bloků.

- První blok má za úkol načíst signál, který generuje srdce.
- Druhý blok obsahuje samotnou filtraci výchozího, neupraveného signálu. Tato filtrace probíhá pomocí třech různých filtrů. Tyto filtry postupně upravují signál do podoby, se kterou se pak dále snadno pracuje.
- Následující, tj. třetí část je prahování a detekce R-vln. K tomu se používá samotný blok, který načtený signál porovnává s předem nastaveným prahem. Výsledek tohoto bloku bude binární hodnota (TRUE, FALSE).

- Čtvrtý blok tohoto kardiostimulátoru má za úkol vypočítat hodnoty R-R intervalů pomocí uložených hodnot v shift registrech a vypočítat tepovou frekvenci.
- Pátá, poslední část, generuje obdélníkové stimulační impulsy, díky kterým dojde ke stažení srdečního svalstva.

4.2 Základy LabVIEW

LabVIEW je vhodné pro virtuální simulaci kardiostimulátoru řízeného R-vlnou. Je to velice jednoduché a uživatelsky přívětivé prostředí, které nám díky svému grafickému rozhraní umožňuje snadnou práci.

Program je určen k programování systémů pro měření a analýzu signálů, řízení a vizualizaci technologických procesů různé složitosti. Lze říci, že programovací kód je reprezentován graficky blokovým schématem (G-jazyk). Oproti klasickým jazykům je zde výpočet řízen tokem dat, to znamená, že blok zahájí výpočet v okamžiku, kdy má data k dispozici na všech vstupech, a po zpracování posílá výsledky na všechny výstupy. Procesy jednotlivých bloků tedy běží paralelně. Programový kód je tvořen v podobě blokového schématu. Program obsahuje v celku propracované uživatelské rozhraní, kde lze s využitím připravených prvků připravit velice vkusné měřicí pracoviště ovládané počítačem. Výsledné programy z LabVIEW tvoří tzv. Virtuální přístroje.

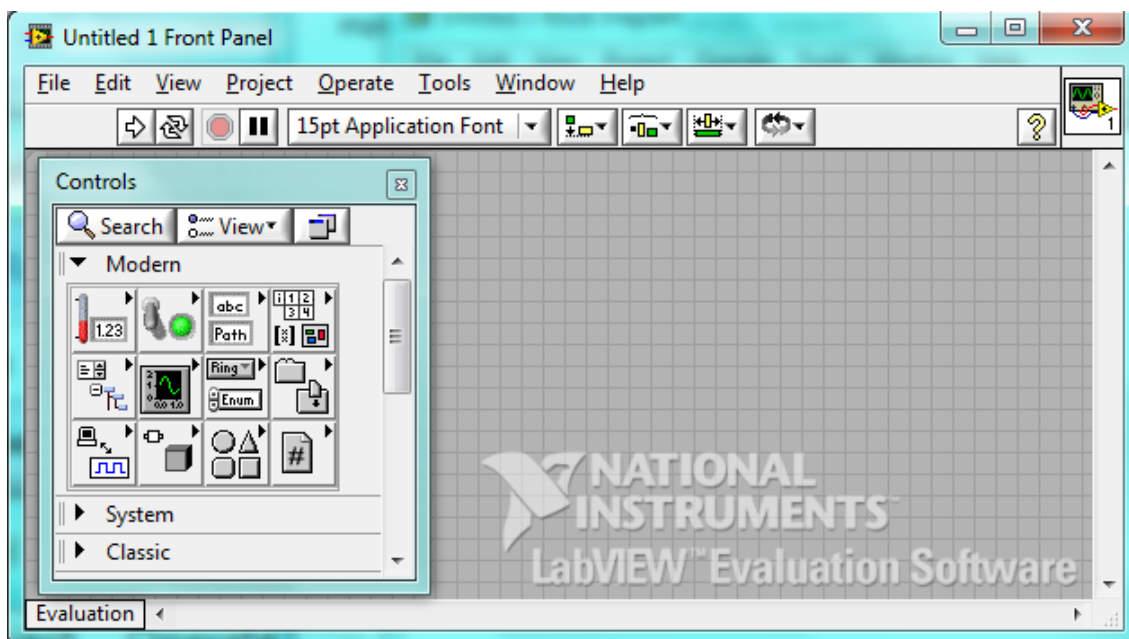
Každé VI (Virtual Instrument) se skládá ze dvou oken:

- Čelní panel
- Blokový diagram

Přepínání mezi okny můžeme snadno provést pomocí zkratky <Ctrl+E>.

4.2.1 Čelní panel

Čelní panel („Front Panel“) se obecně vytváří jako první, tvoří uživatelské rozhraní aplikace a určuje její vzhled a chování. Je to pracovní plocha pro ovládací a identifikační prvky. Ovládací prvky představují vstupy programu, jako třeba knob („Knob“), tlačítko („Button“), posuvný ovladač („Slide“), číselný ovladač („Numeric Control“). Identifikační prvky fungují jako výstupy blokového diagramu. Mezi takové výstupy řadíme graf („Graph“), LED a číselný ovladač („Numeric Indicator“). Tyto prvky lze umístit na panel a po umístění se automaticky vytvoří v blokovém schématu blok odpovídajícího datového typu. Prvky se doporučuje ihned pojmenovávat, abychom měli snadnější orientaci v blokovém schématu.



Obr. 4.2: Čelní panel

Při kliknutí pravým tlačítkem myši na čelní panel se objeví paleta Controls. Paleta obsahuje knihovny indikačních a ovládacích prvků a nabízí nám možnost hledání jednotlivých objektů. Jednotlivé palety knihovnic prvků jsou členěny na další subpalety. Důvodem vytvoření subpalet bylo poměrně velké množství prvků. Ovládní subpalet je jednoduché. Při umístění kurzoru nad ikonu subpanelu se otevře další subpanel a v něm potom můžeme konkrétní prvek vybrat kliknutím nebo přidržením levého tlačítka myši a přetažením na plochu jej můžeme umístit. Velikost a polohu prvku lze ihned měnit.

Nástrojová lišta čelního panelu

Nástrojová lišta obsahuje hlavní prvky pro ovládní a indikaci stavu čelního panelu. Níže jsou popsány jednotlivé funkce tlačítka.



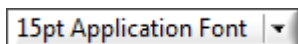
Tlačítko „Run“ umožní spuštění jednoho cyklu programu. Stejného efektu můžeme dosáhnout pomocí klávesové zkratky <Ctrl+R>.



„Run Continuously“- nepřetržitý, opakovaný běh programu.

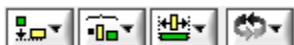


První tlačítko („Abort Execution“) slouží pro ukončení programu. S druhým tlačítkem („Pause“) můžeme pozastavit běh programu, dalším stiskem tlačítka lze program znovu spustit.



Tlačítko pro úpravu textu (typ písma, velikost, barva). Stiskem velké plochy

tlačítka lze volit velikost a typ písma, stiskem malé šipky přejdeme do roletového menu, v němž lze volit další funkce pro změnu parametrů textu.



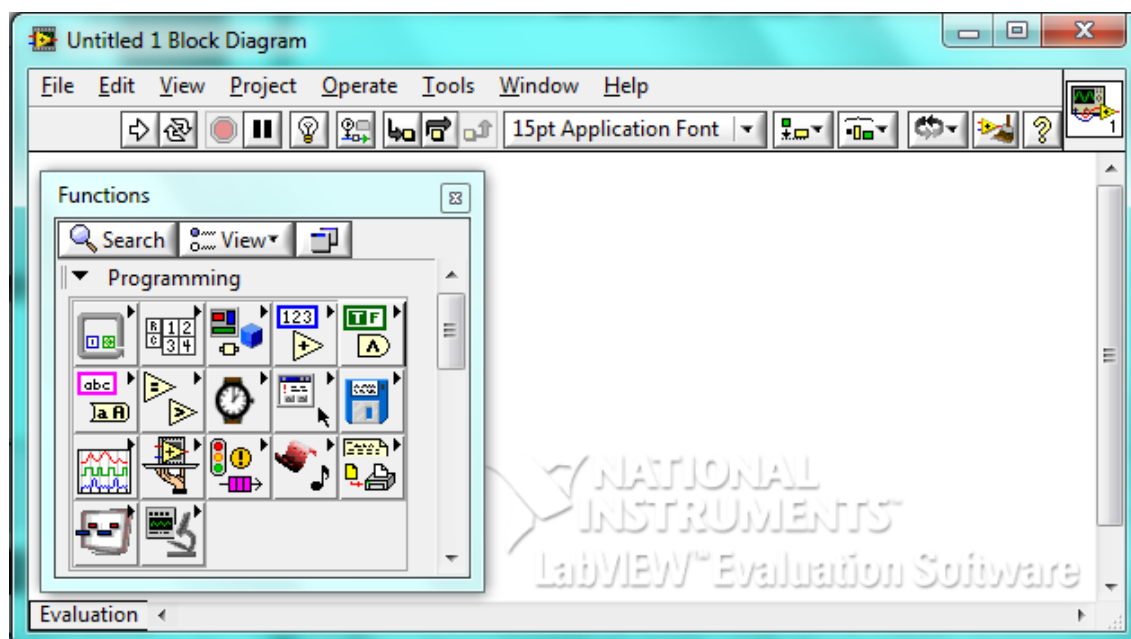
Tlačítka pro vyrovnání, rozdělení, změnu velikosti a přeskupení objektů. Jsou určeny pro práci s objekty umístěnými na čelním panelu.



Po stisku tohoto tlačítka můžeme spustit kontextovou nápovědu, která obsahuje informace o LabVIEW. Dalším stiskem tlačítka můžeme vyvolané okno zavřít.

4.2.2 Blokový diagram

Blokový diagram vytvoří místo pro sestavování grafického zdrojového kódu programu. Tady můžeme spojit bloky pomocí signálových cest, definovat vlastní algoritmus a vytvořit součástky pro zobrazení výsledků. Pomocí panelu Functions (vyvoláme ho pravým tlačítkem myši) lze dodávat do programu další řídicí struktury a prvky. Každý prvek má předem definovaný vstupní nebo výstupní propojovací bod, tzv. pin. Tyto body lze propojit datovým spojem s dalšími prvky. Dvojklikem na daný objekt můžeme zjistit propojení mezi objektem čelního panelu a jeho terminálem v blokovém diagramu.



Obr. 4.3: Blokový diagram

Nástrojová lišta blokového diagramu

Většina část tlačítek má shodnou funkci a chování s tlačítky nacházejících se v nástrojové liště čelního panelu. V nástrojové liště blokového diagramu můžeme najít pět dalších tlačítek, která jsou určena pro analýzu a krokování programu.



Stiskem tlačítka („Highlight Execution“) se zobrazí datový tok. Program se zpomalí a můžeme sledovat chování jednotlivých objektů, vstupů a výstupů programu.



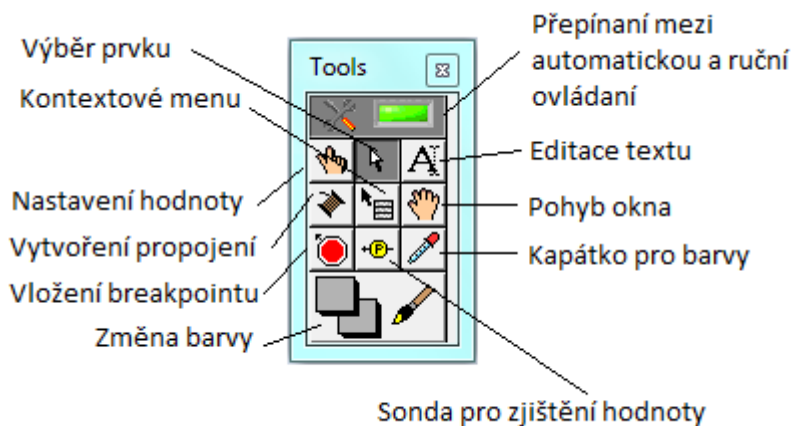
S tímto tlačítkem lze zobrazit konkrétní okamžitou hodnotu procházející datovým vodičem.



Tato tlačítka jsou určena pro krokování programu. S tlačítkem „Step Into“ (1.) můžeme spustit vykonání jednoho uzlu. „Step Over“ (2.) spustí celý uzel jako jeden krok v další hlavní funkci. S tiskem „Step Out“ se také dá vykonat uzel za jeden krok, ale ve vyvolávající struktuře.

4.2.3 Paleta nástrojů

Paleta nástrojů („Paleta Tools“) nám poměrně dobře usnadní práci s kurzorem myši. Vyvoláme ji současným stiskem tlačítka Shift a pravého tlačítka myši. Hlavním tlačítkem je automatická volba nástrojů, LabVIEW automaticky nabízí při pohybu kurzoru nad objektem odpovídající nástroj. Pokud chceme automatickou volbu zakázat, snadno to můžeme udělat stiskem zeleného tlačítka. Na obrázku jsou popsány jednotlivé funkce tlačítek.



Obr. 4.4: Paleta nástrojů

4.2.4 Datové typy

Různé objekty jsou vzájemně propojeny spoji různých datových typů, objekty vzájemně neslučitelných datových typů nelze propojovat. Např. tlačítko, které je v blokovém diagramu označeno zeleným rámečkem, což odpovídá binárnímu datovému typu Boolean. Tento datový typ může být spojen jen s blokem zelené barvy, s jinou barvou kompatibilní není.



Obr. 4.5: Správné a špatné připojení datových typů

V LabVIEW můžeme rozlišovat šest hlavních datových typů:

- String – řetězec – jde o posloupnost znaků. Řetězec může být reprezentován textovým nebo řídicím znakem. Je používán pro vytvoření textových zpráv, pro ovládání jednotlivých částí programu pomocí textových zpráv a ukládání číselných dat do souboru.
- Cluster – Klastř – je datová struktura, která může obsahovat několik různých datových typů. Jeho úkolem je, aby zredukoval nepřehlednost a objasnil jednotlivé datové spoje. Může fungovat jako vstup nebo také jako výstup
- Array – pole – je množina prvků stejného datového typu v uspořádání, které určuje dimenzi pole. Rozlišujeme jednorozměrné a vícerozměrné pole. Vícerozměrné se dá dále dělit na 1D, 2D, 3D a multidimenzionální pole (n-rozměrné).



- Numeric – číselný datový typ, který se dále dělí na typy: „Integer“ uchovává pouze celočíselné hodnoty a „Fixed point“ uchovává reálná čísla.
- Boolean – binární datový typ, který může nabývat pouze dvou hodnot: „True“, nebo „False“ (pravda, nepravda).

.....

- Waveform – je formát pro data z časové oblasti. Obsahuje tři položky: t0 – čas začátku průběhu, dt – delta t označí časový interval mezi individuálními po sobě jdoucími body průběhu a Y – waveform data – je 1D data čísel formátu DBL.

=====

4.2.5 Programové struktury

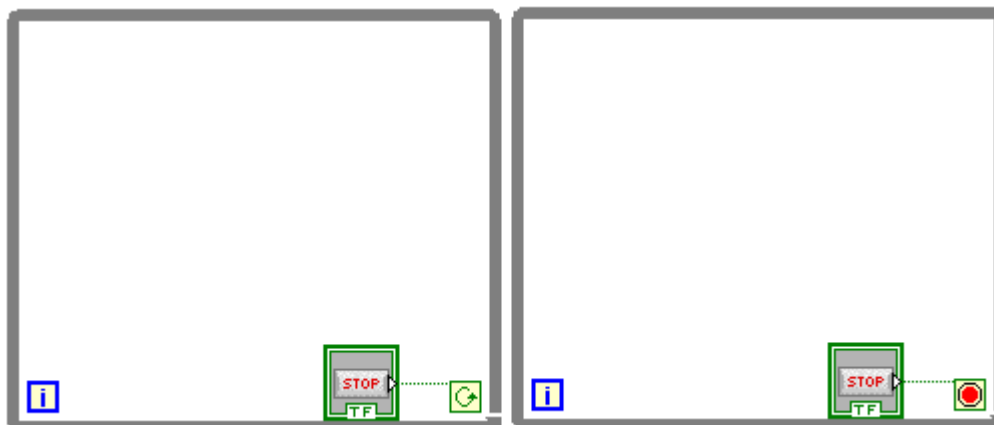
Programové struktury jsou určeny pro řízení průběhu výpočtu a lze je srovnat s cykly a příkazy pro větvení v textových programovacích jazycích. Struktury můžeme rozdělit následovně:

- While Loop – smyčka While – cyklus s nedefinovaným počtem průchodů
- For Loop – smyčka For – cyklus s daným počtem průchodů
- Case Structure – struktura Case – podmíněný příkaz
- Flat Sequence – struktura umožňující zajistit sekvenční provádění programů
- Formula Node – struktura umožňující řešení výrazů v textové podobě

Při vytvoření programu se budou používat jen tři typy struktur: While Loop, For Loop a Case Structure. Tyto struktury budou níže podrobněji popsány.

While Loop – Smyčka While

Využívá se pro vytvoření opakování algoritmu ve VI po dobu platnosti zadané ukončovací podmínky. Cyklus můžeme ukončit dvojím způsobem: na vstup podmínkového terminálu přivádíme buď True (pro nastavení Stop If True), nebo False (pro nastavení Continue If True).

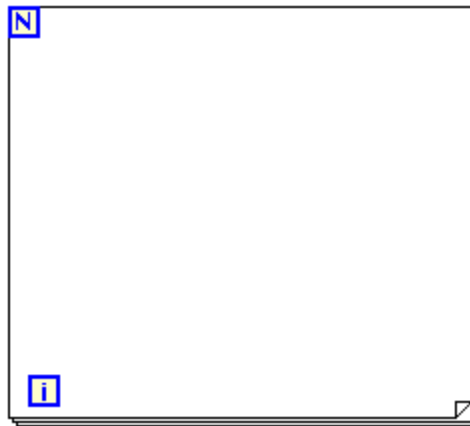


Obr. 4.6: Smyčka While

Iterační terminál „i“ poskytuje aktuální počet dosud vykonaných cyklů, který je nulový pro první iteraci a maximální hodnotu má $i = 2^{31} - 1$.

For Loop – Smyčka For

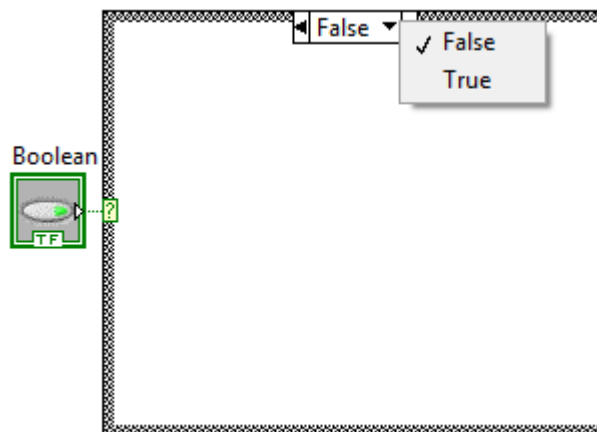
Smyčka For se používá pro vytvoření programového cyklu, je-li předem znám počet opakování. Písmeno „N“, tzv. počítací terminál, udává počet opakování, který můžeme podle potřeby libovolně zvolit. Iterační terminál „i“ reprezentuje počet dosud vykonaných cyklů.



Obr. 4.7: Cyklus For

Case Structure – struktura Case

Struktura Case je podmíněný příkaz, tzv. přepínač, který je tvořen jedním nebo více listy. Proveden je vždy pouze jeden rámeček, který splňuje danou podmínku. Volba konkrétního rámce se provádí řídicím signálem přivedeným na vstupní výběrový terminál. Řídicí signál může být buď logický (true, false), nebo číselný od 0 do N-1.



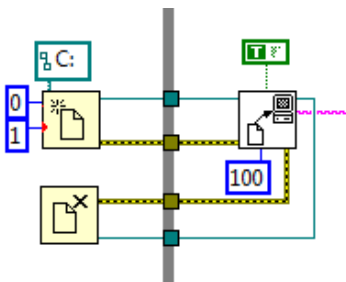
Obr. 4.8: Struktura Case

4.3 Realizace navrženého blokového schématu

V kapitole 4.1 je uvedeno blokové schéma virtuálního kardiostimulátoru, na základě tohoto schématu budeme tady podrobněji popisovat jednotlivé bloky, jejich funkce a realizovat kardiostimulátor řízený R-vlnou.

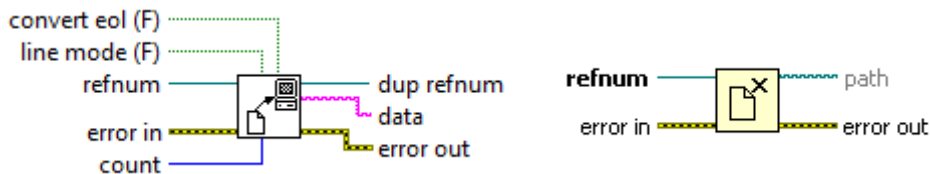
4.3.1 Načtení signálu

V první části máme za úkol načíst srdeční signál. Načtení provádíme pomocí bloku „Open/Create/Replace file“, který má za úkol následující funkce: otevření, přepsání již existujícího nebo vytvoření nového souboru. Je důležité, abychom nastavili proměnou „operation“ na nulu. V tomto případě toto nastavení znamená, že pomocí bloku chceme načíst už nějaký existující soubor, který nastavíme pomocí vstupu „file path“. Je-li soubor zvolen a otevřen, vytvoří se jeho referenční číslo „refnum“ a nyní již lze do souboru zapisovat nebo z něj číst.



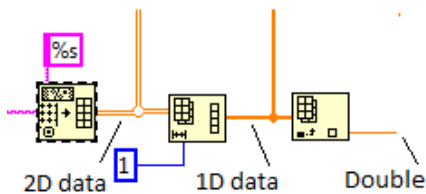
Obr. 4.9: Načtení signálu

Blok „CompactReadText“ přečte najednou celý soubor, který musíme postupně převést do podoby textového řetězce na jednotlivá čísla. Po přečtení signálu musíme již otevřený soubor zavřít. Tento proces nám zabezpečí blok „Close File Function“.



Obr. 4.10: Bloky „CompactReadText“ a „Close File“

Dosud máme jednotlivá data v textovém tabulkovém řetězci. Pro další použití je musíme konvertovat do jiné formy. Konverze se provede pomocí třech bloků: „Spreadsheet String To Array“, „Reshape Array“, „Index Array“. S prvním blokem formulujeme dvoudimenzionální data, která potom pomocí druhého bloku dekrementujeme na jednodimenzionální. Třetí funkce upraví jednodimenzionální data na double data. Je to datový typ s pohyblivou čárkou, s dvojitou přesností. Ostatní části kardiostimulátoru budou používat tento datový typ.

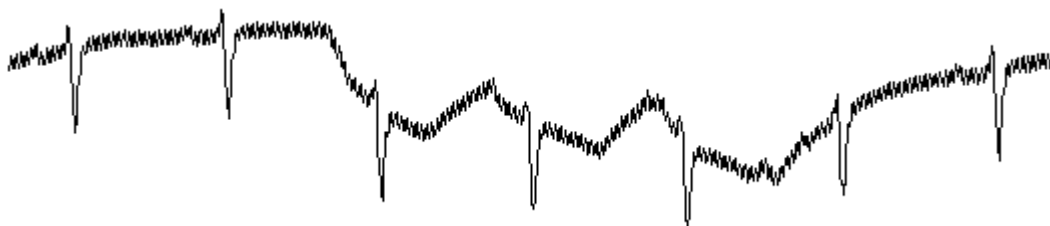


Obr. 4.11: Konverze signálů

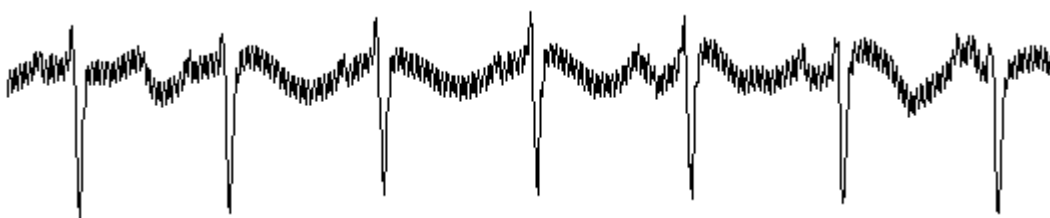
4.3.2 Filtrace

Samotná filtrace, předpracování signálu, má za úkol zpracovávat a upravit signál, který vyprodukuje srdce. Filtrace slouží k potlačení jistých složek ze směsi signálů a k výběru složek jiných. Snahou je, abychom dostali signál, ve kterém lze bezproblémově detekovat jednotlivé R-vlny a další vlny (P, Q, S, T, U) potlačit, nebo zrovna vyloučit. Srdeční signál obsahuje dvě neúčinné složky: srdeční drift a síťový brum.

Pod pojmem drift chápeme kolísání nulové linie. Kolísání je způsobováno buď nevhodnou přípravou kůže před nalepením elektrod (do 0.8 Hz), dýcháním (do 0.5 Hz), nebo pomalými pohyby pacienta (do 1.5 Hz). Řešením může být filtrace signálu EKG pomocí horní propusti.



Obr. 4.12: Signál se driftem



Obr. 4.13: Signál bez driftu

Síťový brum se objevuje jako rušení signálu na 50 Hz. Lze jej omezit užitím dobře stíněných vodičů pro připojení elektrod. Při pracování signálu jej můžeme potlačit pomocí dolní propusti.



Obr. 4.14: Signál bez brumu

Pro filtrování signálu můžeme používat dvě skupiny filtrů

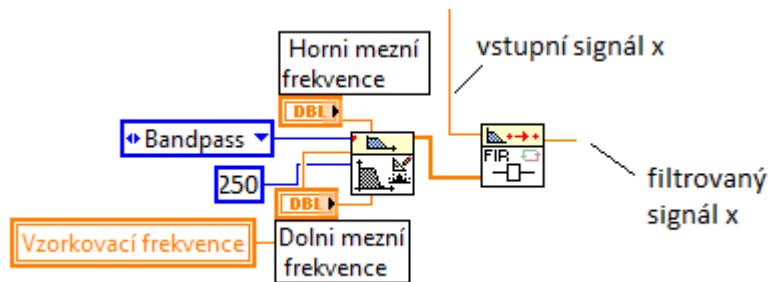
- Pásmová propust
- Butterworthova horní a dolní propust

Obě skupiny filtrů vyprodukují užitečný výstupní signál pro další pracování. Hlavním filtrem je definována pásmová propust. Druhý filtr není až na tolik zjemnělý jako první, má pevná vstupní data, ale na zpracování signálů je také vhodný.

Pásmová propust

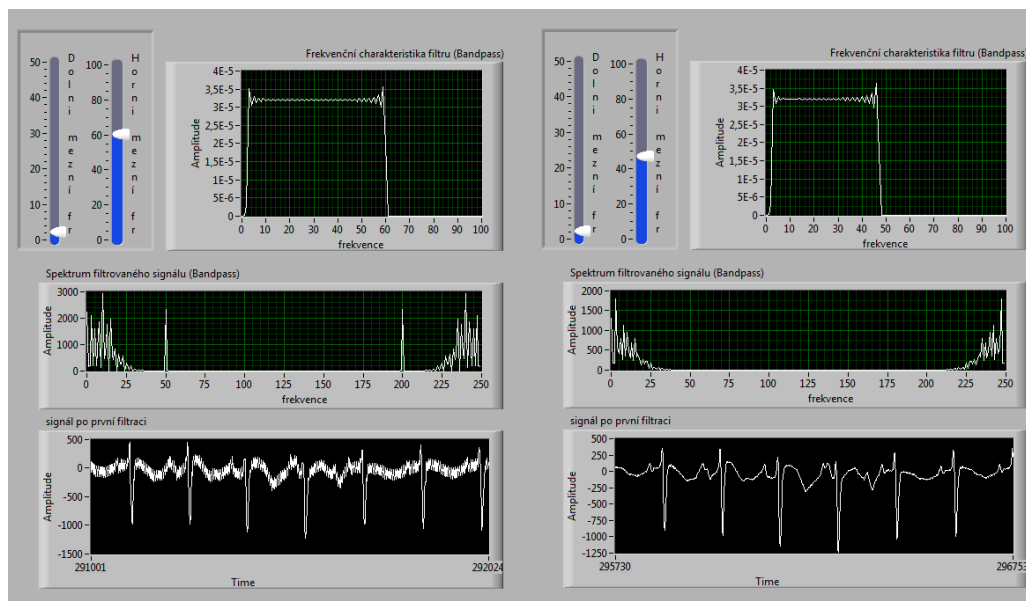
Pásmová propust je pro nás případ nejvhodnějšího filtru pro odstranění driftu i pro potlačení síťového rušení.

Jak je vidět na obrázku 6.9, samotná filtrace pomocí PP se skládá ze dvou částí. V první části pomocí bloku „FIR Windowed Coefficients“ nadefinujeme samotný filtr. Musíme mu zabezpečit jednotlivé vstupy, jako horní a dolní mezní frekvence, vzorkovací kmitočet, typ filtru a taps. Na výstup dostaneme koeficienty, které nadefinují, jak se bude filtr chovat a fungovat. Filtrování signálu nám umožní separovaný blok „FIR Filter PtByPt“. Na vstupy filtru musíme připojit vstupní signál a získané koeficienty z předchozího bloku. Pomocí těchto dat se vstupní signál vyfiltruje a na výstup je poslán už vyfiltrovaný signál.



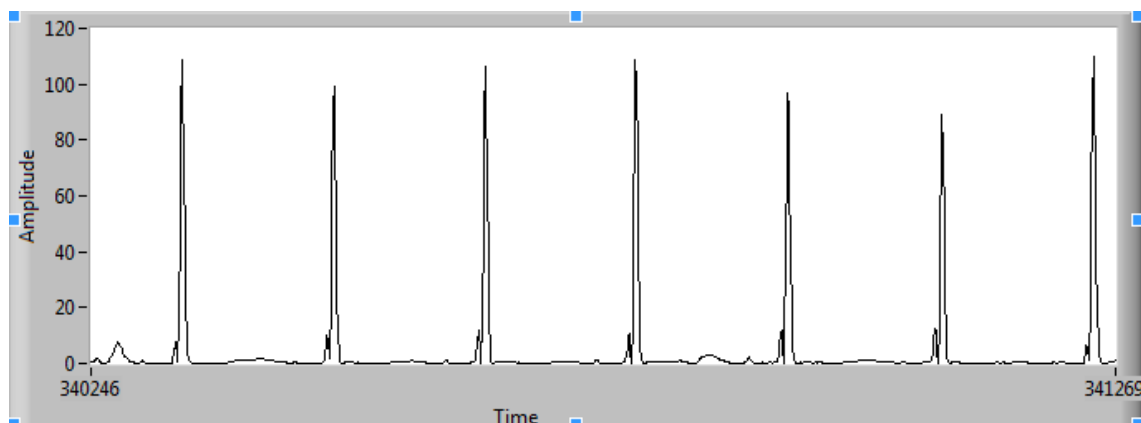
Obr. 4.15: Pásmová propust

Na obrázku z čelního panelu jsou znázorněny posuvné ovladače, frekvenční charakteristika filtru, spektrum signálu a signál po filtraci. Hodnoty horní a dolní mezní frekvence můžeme snadno měnit pomocí posuvného ovladače. Na jednotlivých grafech můžeme sledovat, jak se bude charakteristika filtru, spektrum signálu a výstupní signál měnit. Vhodným nastavením dolní mezní frekvence (musí být větší než 1.5 Hz) můžeme odstranit drift, přičemž pomocí horní mezní frekvence (musí být menší než 50 Hz) eliminujeme síťový brum.



Obr. 4.16: Filtrace PP v čelním panelu

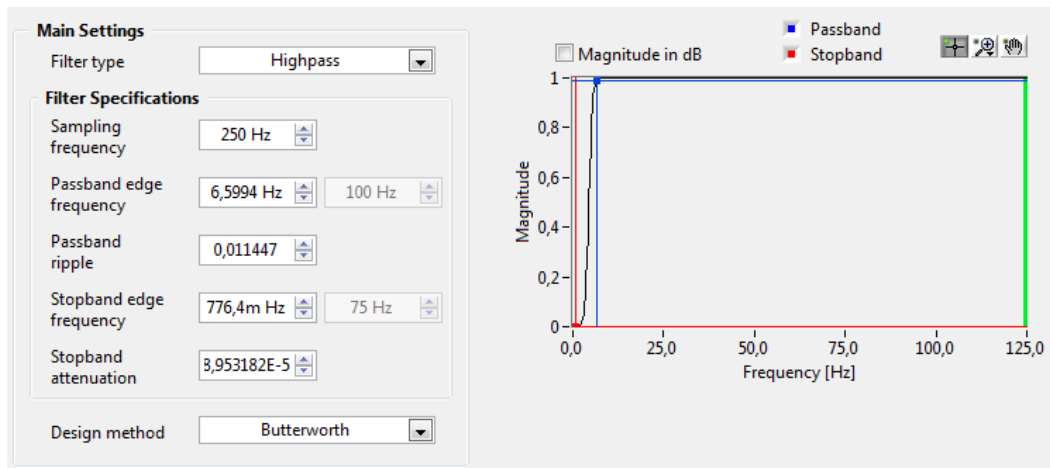
Signál, který máme zobrazený na vrchním obrázku, ještě musíme umocnit, aby se v něm neobjevovaly záporné složky a abychom dostali vhodný signál pro další pracování. V takto vytvořeném signálu je snadnější detekovat R-vlny.



Obr. 4.17: Vyfiltrovaný signál

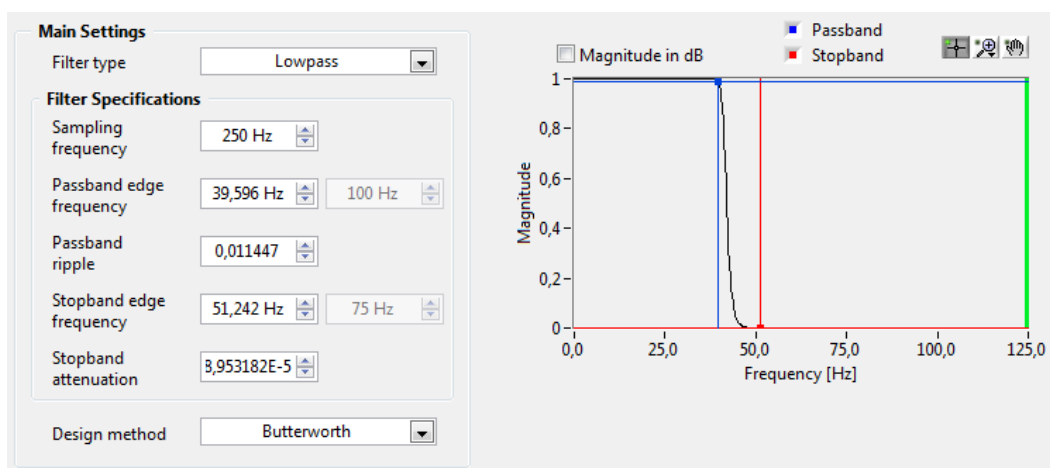
Butterworthova horní a dolní propust

Při vytvoření Butterworthových filtrů jsme používali blok „Classical Filter Design“, který má výhodu, že samotný filtr nemusíme definovat pomocí různých bloků. Stačí jen nastavit požadované hranice filtrace. Pro editaci bloku musíme spustit vlastnosti („Properties“). Ty se spouští kliknutím pravého tlačítka na ikonu filtru a z pop-up menu vybereme Properties. S touto volbou se zobrazí nastavení filtru. Jako první krok musíme vybrat typ filtru a dále můžeme definovat jednotlivé hranice. U horní propusti frekvence musí být větší než 1,5 Hz, abychom mohli odstranit drift.



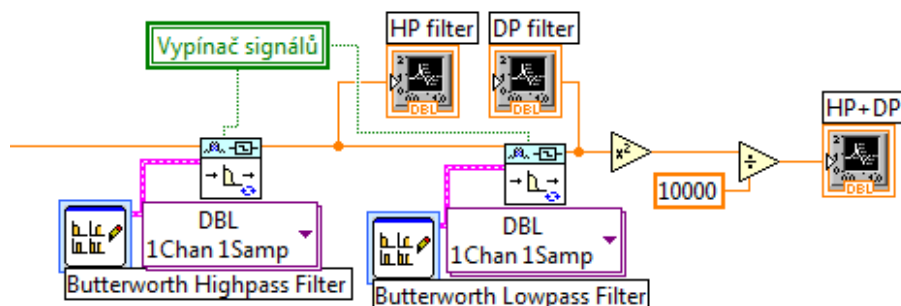
Obr. 4.18: Nastavení horní propusti

Dolní propust musíme nastavit podobným způsobem. Důležité je, aby jsme měli dolní frekvenci nastavenou níže než 50 Hz.



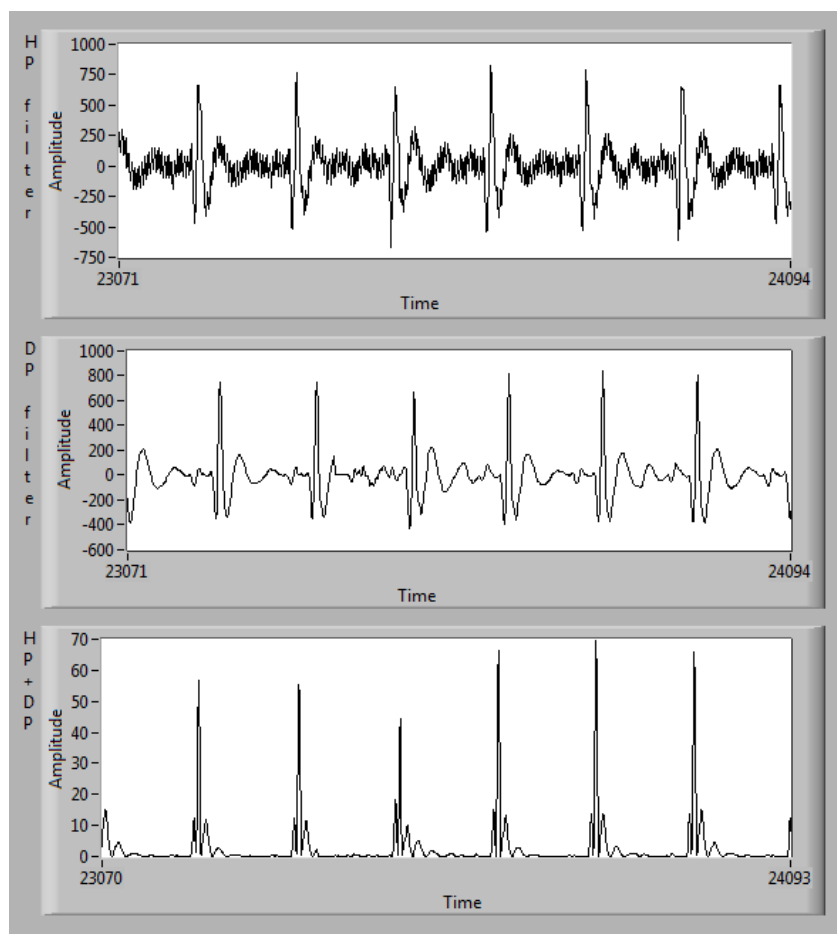
Obr. 4.19: Nastavení dolní propusti

Po nastavení filtru můžeme provádět filtrace pomocí bloku „DFD Filtering“. Na jeho vstup připojíme signál, a nastavíme typ filtru. Výstupní signál také musíme umocnit. Na obrázku 6.14 je znázorněna filtrace pomocí horní a dolní propusti.



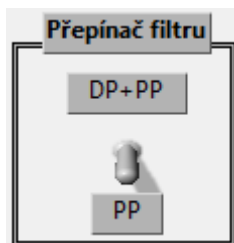
Obr. 4.20: Butterworthova horní a dolní propust

V čelním panelu pak můžeme sledovat průběhy signálů po každé filtraci a výstupní signál. Je patrné, že pomocí horní propusti odstraníme drift a dolní propustí síťový brum. Ve výsledném signálu se dají krásně rozlišovat jednotlivé R-vlny.



Obr. 4.21: Filtrace HP+DP v čelním panelu

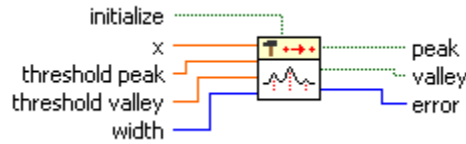
Filtrace signálů můžeme lehce změnit pomocí přepínače. Pokud je přepínač v horní poloze, provádí se filtrace pomocí horní a dolní propusti, pokud v dolní, tak filtrujeme signál pomocí pásmové propusti.



Obr. 4.22: Přepínač filtru

4.3.3 Prahování a detekce R-vln

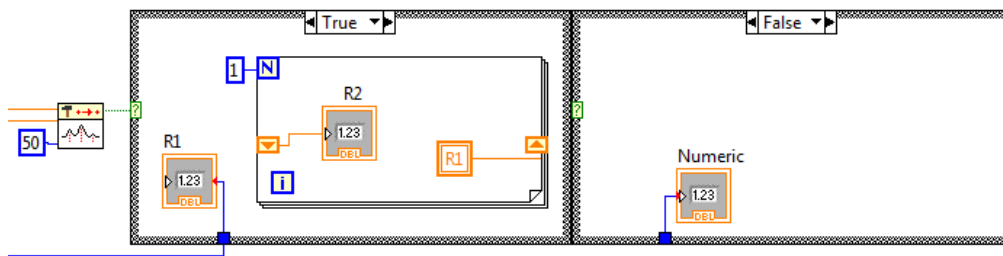
Jednotlivé R-vlny můžeme snadno rozpoznat pomocí prahu. Je to velice jednoduchá, ale účinná metoda. Na detekování bude používán blok „Peak Detector PtByPt“, který nalezne lokální minima („Valley“) a lokální maxima („Peak“) v souboru vstupních dat.



Obr. 4.23: Peak detektor

Důležitým parametrem funkce je šířka („Width“). Šířka v tomto případě znamená velikost oblasti zájmu. Výchozí hodnota šířky je 3. Je-li šířka liché číslo, může najít vrchol nebo údolí pouze na pozici $(\text{šířka} + 1) / 2$. Pokud je šířka sudé číslo, tak na pozici $\text{šířka} / 2$. Výstupní hodnota bude binární číslo 1, nebo 0 (True, False).

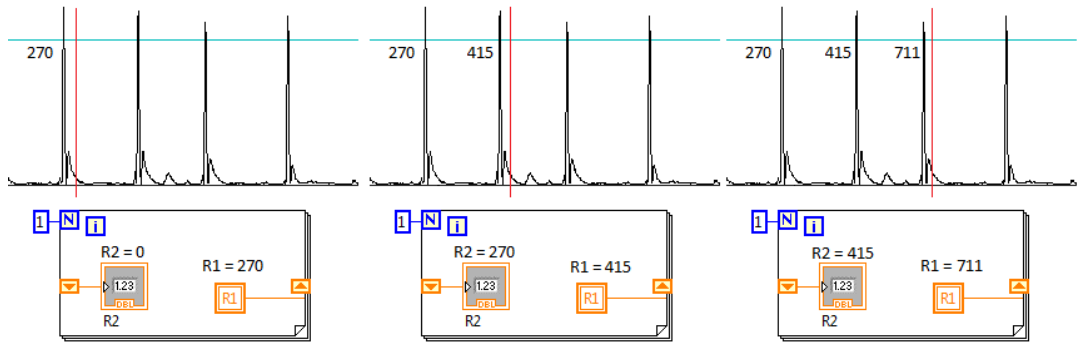
Tyto hodnoty mají za úkol řídit strukturu Case. Simulace je nastavena tak, že když přístroj detekuje první hodnotu, která je umístěna nad prahem na výstup, objeví se 1. V opačném případě tam bude zanechána 0. Obě hodnoty jsou přeposlány na strukturu Case a udávají logické hodnoty true, nebo false.



Obr. 4.24: Struktura Case

Ve struktuře máme zavedený číselný zobrazovač („Indicator“) připojený k iteračnímu terminálu pro zobrazení aktuálních hodnot cyklu „While“. Tyto hodnoty budeme dále používat ve výpočtech R-R intervalů. Indikátor R1 nám definuje každou hodnotu, kdy signál překročí předem určený práh (první R-vlna). Z R1 vytvoříme tzv. lokální proměnnou a tuto proměnnou vložíme do struktury „For“. Počítací terminál nadefinujeme na jednotku, aby za každou hodnotu true udělal jeden cyklus.

V dalším kroku připojíme R1 na posuvný registr („Shift Register“). Tento registr má za úkol přenášet hodnoty z jednoho kroku iterace dané smyčky do následujícího. Jedná se tedy o zvláštní lokální proměnnou, která předá hodnotu do ní přivedenou jako výstupní na konci jednoho cyklu a jako vstupní v dalším cyklu. Po detekci první R-vlny uložíme její hodnotu do proměny R1. Po detekci druhé R-vlny se doplní nová hodnota do R1 a předchozí se posune pomocí shift registru do R2. Zmíněný cyklus se opakuje stále dokola. Takovým způsobem máme pořád k dispozici obě hodnoty pro výpočet jednotlivých R-R intervalů.

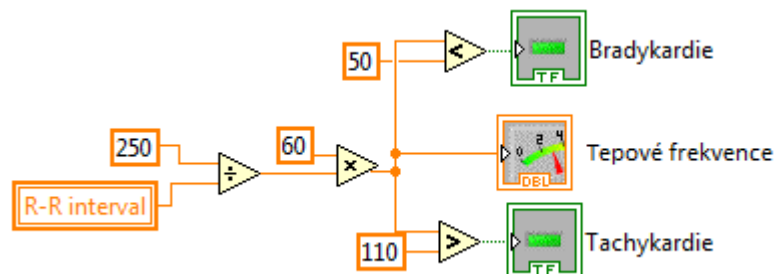


Obr. 4.25: Fungování shift registrů

V případě, kdy není detekována žádná R-vlna, se rámeček False aktivuje. Ten obsahuje také jeden indikátor pod jménem Numeric, který počítá dosud vykonané cykly smyčky while. Pomocí zmíněných lokálních proměnných (R1, R2, Numeric) lze vypočítat, kdy bude srdce potřebovat stimulační impuls pro obnovení srdeční činnosti.

4.3.4 Výpočet tepové frekvence

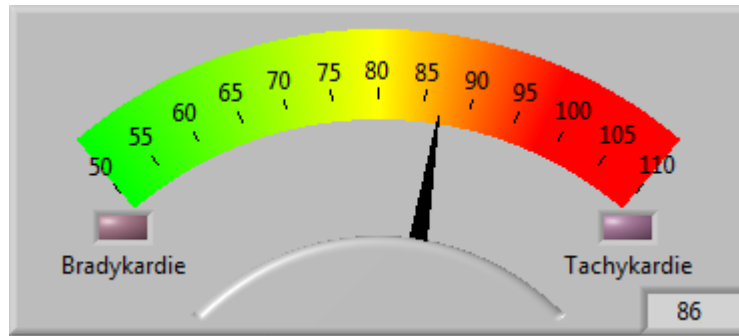
Další část kardiostimulátoru se zabývá vypočítáním tepové frekvence. Daný R-R interval musíme dělit se vzorkovací frekvencí. V našem případě tato frekvence nabývá hodnot 250. Dělením dostaneme počet vykonaných vzorků za jednu sekundu. Pokud toto číslo vynásobíme konstantou 60, dostaneme počet tepů za minutu. Takovým způsobem se dá z každé R-vlny vypočítat okamžitý srdeční rytmus.



Obr. 4.26: Výpočet tepové frekvence

Do čelního panelu jsou vloženy dvě diody. První dioda slouží pro upozorňování na bradykardii, kdy tepová frekvence poklesne pod 50 tep/min. Druhá led dioda označuje tachykardii, v případě kdy tepová frekvence přesáhne hodnotu 110 tep/min.

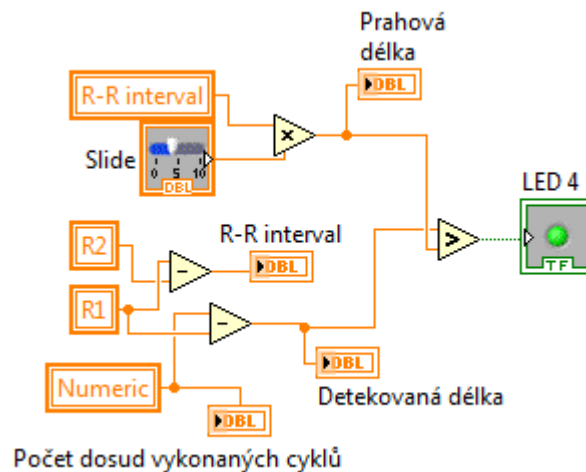
Na čelním panelu je vidět grafický výstup pro zobrazení tepové frekvence a jednotlivé diody určené pro bradykardii a tachykardii.



Obr. 4.27: Zobrazení tepové frekvence

4.3.5 Vypočítání R-R intervalu

Kardiostimulátor řízený R-vlnou funguje na principu porovnání dvou po sobě jdoucích R-R intervalů. Interval, ke kterému budeme porovnávat následující, musí být o 20 % delší. Důvodem je, že potřebujeme rezervu na takové změny tepové frekvence srdce, které jsou ještě v normálních mezích. Vypočítání prvního R-R intervalu provádíme pomocí lokálních proměnných R1 a R2. Jak už víme, do R2 je uložena předchozí R-vlna a do R1 čerstvě detekovaná.

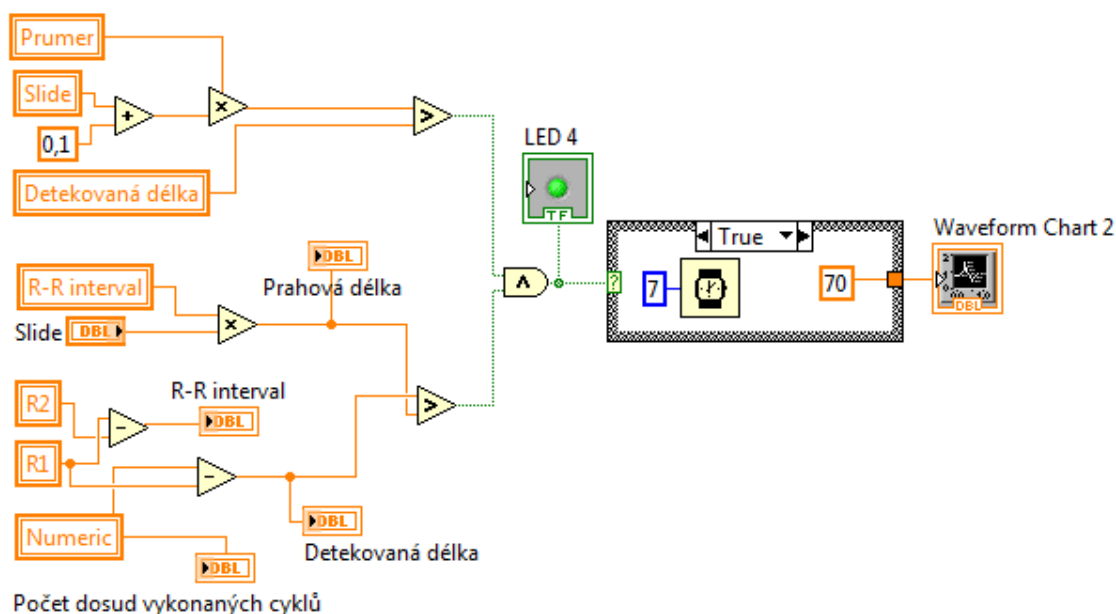


Obr. 4.28: Porovnání R-R intervalu

Pokud z R1 odečteme R2, dostaneme délku předchozího R-R intervalu. Tento interval použijeme jako práh k porovnání (prahová délka). Před použitím ho ještě musíme vynásobit konstantou 1,2, abychom dostali o 20 % delší interval. Detekovaná délka počítá vzorky od naposledy detekované R-vlny. Když detekuje novou R-vlnu, začne počítat vzorky znova od nuly. Pokud detekovaná délka překročí prahovou délku, znamená to, že srdce selhalo a nebylo schopné vysílat další impuls. V takovém případě kardiostimulátor řízený R-vlnou vygeneruje a vysílá do komor stimulační impuls.

Vysílání impulsů nám zabezpečí blok „and“. Tento blok má dva vstupy, na vstupy jsou přivedené hodnoty ze dvou porovnání. První porovnání vysílá jedničku, pokud detekovaná délka překročí prahovou délku. Druhý porovnání pořád vysílá

jedničku a neguje to v případě, když detekovaná délka bude větší, než průměrná délka čtyř posledních R-R intervalů. Negování je potřebné, bez toho by přístroj vysílal nekonečně dlouhý stimulační impuls. Pokud na obou vstupech bloku and se vyskytuje hodnota true, funkce vrátí true. Tuto hodnotu detekuje struktura case a vypouští stimulační impuls. V opačném případě jsou vysílány nuly. Po stimulaci se detekovaná R-vlna zapíše do R1 a celý cyklus začne od začátku.



Obr. 4.29: Generování stimulačních impulsu

Do čelního panelu byl přidán vypínač, pomocí kterého můžeme vypnout signál a tím nasimulovat selhání srdce, testovat přístroj. Pokud detekovaná délka překročí prahovou hodnotu, je stimulováno srdce.



Obr. 4.30: Simulování srdečního selhání

5 ZÁVĚR

Téma mé práce jsem zvolil, protože mě vždy zajímalo lidské srdce, jeho činnost a problematika jeho chování.

Cílem diplomové práce bylo seznámit se s problematikou kardiostimulátorů, prostudovat jednotlivé režimy stimulace, a zkonstruovat virtuální kardiostimulátor.

Základem kardiostimulátoru je, aby stimuloval srdce při srdečním selhání, tím pádem zabezpečit normální činnost srdce. Virtuální kardiostimulátor jsem zkonstruoval v programu LabVIEW, který zajistí vhodné prostředí pro simulaci jeho chování. Můj kardiostimulátor sleduje po sobě jdoucí R-vlny. Vytvořil jsem program, který podle těchto vln vypočítává R-R intervaly. V případě potřeby pošle stimulační impuls do srdce a vrátí jeho činnost do normálu.

V průběhu psaní diplomové práce jsem se setkal s různými problémy, jako třeba filtrace signálu, kde bylo zapotřebí rušivé složky odstranit. Tento problém jsem vyřešil pomocí dvou filtrů. Drobné potíže jsem měl také při vygenerování stimulačních impulsů, což, jako to bylo výše popsáno, jsem vyřešil zabudováním bloku and. Práce s touto tematikou mi umožnila prohloubení svých teoretických znalostí v tomto oboru. Také jsem měl možnost procvičit to, jakými různými způsoby se dá sestavit virtuální kardiostimulátor.

LITERATURA

- [1] ROZMAN, Jíří, a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. 408 s., 24 s. barev. obr. příl. ISBN 80-200-1308-3.
- [2] HAMPTON, John R.. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada, 1996. 152 s. ISBN 978-80-247-0960-4.
- [3] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. 192 s. ISBN 80-85867-63-X.
- [4] VLACH, Jaroslav; HAVLÍČEK, Josef; VLACH, Martin. *Začínáme s LabVIEW*. Praha: BEN-technická literatura, 2008. 248s. ISBN 978-80-7300-245-9.
- [5] *Základy EKG*. [online] MUDr. Petr Hamaň. Plzeň: [cit. 2008-12-20]. Dostupný z WWW: < <http://ekg.kvalitne.cz/start.htm> >.
- [6] Ambulance Technician Study. *ECG RHYTHMS* [online]. [cit. 2008-12-20]. Dostupný z WWW: < <http://ambulancetechnicianstudy.co.uk/rhythms.html> >.