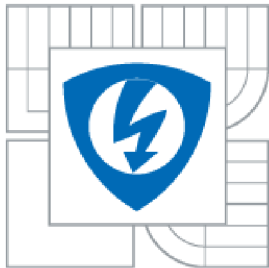




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KARDIOTACHOMETR

CARDIOTACHOMETER

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JAKUB ČECH

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PETR ČECH

BRNO 2010

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jakub Čech
Bytem: Komenského 312, Náměšť na Hané, 783 44
Narozen/a (datum a místo): 4. srpna 1984 ve Šternberku
(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: Kardiometr
Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Petr Čech
Ústav: Ústav biomedicínské 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

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, 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 ní obsažených informací)

4. Nevýdělečně 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: 18. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá tématem srdečního rytmu, jehož monitorování a vyhodnocení je významné pro diagnostiku srdečních dysfunkcí.

První část práce je zaměřena na anatomický popis srdce a jeho činnost. Součástí je popsání elektrické aktivity srdce a metody jejího snímání. Dále je zmínka o srdečním rytmu a jeho poruchách.

Jedním z hlavních cílů diplomové práce je prostudovat metody snímání tepové frekvence. Tyto metody jsou rozebrány a následně je vybrána konkrétní metoda k dalšímu řešení.

Jádrem diplomové práce je navrhnout funkční kardiotachometr. Kardiotachometr odvozuje tepovou frekvenci z fonokardiografického signálu, který je akustickým projevem srdce. Realizace modelu probíhá v grafickém programovacím prostředí LabView. Navrhnutý přístroj měří aktuální a průměrnou tepovou frekvenci a je doplněn o HRV analýzu v časové oblasti.

Klíčová slova

Srdce, Fonokardiografický signál, Kardiotachometr, Tepová frekvence

Abstract

Master's thesis deals with theme of heartbeats. Monitoring and evaluation of heartbeat is important for diagnostician cardiac dysfunction.

First part of thesis is focused on anatomical description of heart and his operation. Another part is description of electrical activity of the heart and methods of capture. There is also mention of the cardiac rhythm and its disorders.

One of the principal objective of this thesis is to study methods for sensing heart rate. These methods are analyzed and then selected a particular method for further solutions.

The core thesis is to design functional cardiometer. Cardiometer derives the heart rate signal from phonocardiographical signal, which is acoustic manifestation of heart. Implementation takes place in the Labview, which is graphical programming environment. Suggested the device measures the current and average heart rate and the addition of HRV analysis in time domain.

Keywords

Heart, Phonocardiographical signal, Cardiometer, Heart rate

Bibliografická citace

ČECH, J. Kardiotachometr. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 42 s, 2 příl., Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Čech.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Kardi tachometr 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 18. 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 18. května 2010 podpis autora

OBSAH

1. ÚVOD	3
2. SRDCE	4
2.1 Anatomie srdce.....	4
2.2 Elektrické děje v srdci.....	5
2.3 Srdeční rytmus.....	7
2.3.1 Bradykardie (náhradní rytmy).....	8
2.3.2 Extrasystoly.....	8
2.3.3 Tachykardie.....	9
2.3.4 Fibrilace.....	9
3. METODY MĚŘENÍ TEPOVÉ REKVENCE	10
3.1 Odvození TF z EKG signálu.....	10
3.2 Odvození TF z akustického signálu.....	11
3.3 Odvození TF ze změn tlaku krve v oběhovém systému.....	12
3.3.1 Nepřímé metody.....	13
3.3.2 Přímé metody.....	15
3.4 Odvození TF ze změn objemu tkáně.....	16
3.5 Odvození TF ze změn impedance tkáně.....	17
3.6 Odvození TF ze změn rychlosti proudění krve.....	19
4. NÁVRH KARDIOTACHOMETRU	21
4.1 Blokové schéma navrženého zařízení.....	21
4.2 Popis blokového schématu.....	21
4.2.1 Načtení signálu.....	21
4.2.2 Filtrace.....	22
4.2.3 Násobení, detekce, vyhodnocení.....	23
4.3 Analýza pomocí HRV.....	24
5. REALIZACE MODELU KARDIOTACHOMETRU	26
5.1 Úvod do Labview.....	26
5.2 Návrh modelu v Labview.....	28
5.2.1 Načtení signálu.....	28
5.2.2 Filtrace signálu.....	30
5.2.3 Umocnění signálu.....	32
5.2.4 Filtrace pro vyhlazení signálu.....	32

5.2.5 Detekce špiček I. srdečních ozev.....	34
5.2.6 Světelná indikace tepové frekvence.....	35
5.2.7 Výpočet aktuální tepové frekvence.....	36
5.2.8 Výpočet průměrné tepové frekvence.....	38
5.2.9 Analýza pomocí Poincarého zobrazení.....	40
5.2.10 Indikace krizových stavů.....	42
6. UPOZORNĚNÍ PRO UŽIVATELE.....	43
7. ZÁVĚR.....	44
8. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	45
9. SEZNAM OBRÁZKŮ.....	46
10. PŘÍLOHY.....	48

1. Úvod

Srdce je jeden z důležitých orgánů lidského těla, který je nezbytný pro fungování našeho organismu. Jeho činnost je provázána charakteristickými změnami, které se neustále opakují a my se je snažíme monitorovat a analyzovat.

Jedním z parametrů srdeční činnosti je tepová frekvence. Udává četnost opakujícího se cyklu práce srdce a je funkcí tělesné námahy, s rostoucí námahou roste. U každého člověka je její průměrná hodnota různá. Udává se kolem 70/min. Vyšší hodnoty se označují jako tachykardie, nižší jako bradykardie.

Přístroje, které měří tepovou frekvenci se nazývají kardi tachometry. Tato frekvence se udává ve tvaru počet tepů za minutu. Kardi tachometry jsou konstruovány pro měření frekvence v rozsahu 0 – 200/min. Podle konstrukce mohou měřit okamžitou hodnotu frekvence nebo průměrnou za několik tepů.

V diplomové práci jsou prostudovány jednotlivé metody, pomocí kterých jde odvodit tepovou frekvenci. Obvykle se odvozuje z EKG (elektrokardiogram), což je záznam elektrické aktivity srdce. Jde odvodit ale i z jiných fyzikálních veličin, které doprovázejí srdeční činnost jako je například akustický projev srdce, rychlost proudění krve a další metody.

Cílem práce je navrhnout a realizovat kardi tachometr pro zvolenou metodu odvození tepové frekvence. Výpočet tepové frekvence vychází z fonokardiografického signálu, který je akustickým projevem srdce. Tento signál je nutné požadovaně zpracovat. Vlastní výpočet vychází z detekce četnosti I. srdeční ozvy. Vzniká uzavřením atrioventrikulárních chlopní při systole komor. Měří se intervaly mezi jednotlivými ozvami a z nich je vypočtena aktuální, nebo průměrná hodnota tepové frekvence. Kardi tachometr je doplněn o HRV analýzu v časové oblasti. Tato analýza se zabývá variabilitou srdečního rytmu.

2. Srdce

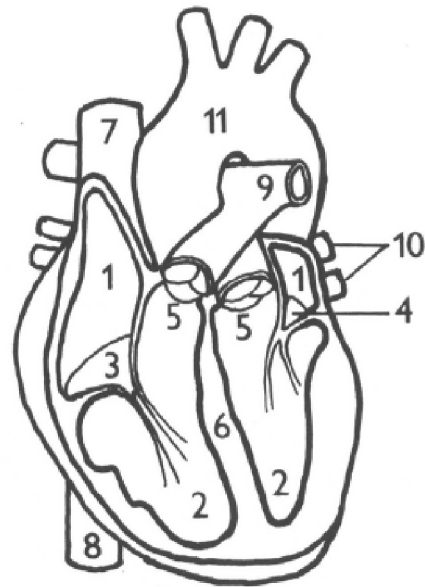
Srdce je dutý svalovitý orgán, nacházející se v oblasti hrudníku, mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. Jeho hlavní funkcí je rozvoz krve a mízy po těle. S tím souvisí transport kyslíku, hormonů, vitamínů, tepla a výměšků endokrinních žláz. Oběh zajišťují pravidelné kontrakce srdce [15].

2.1 Anatomie Srdce

Srdce má tvar kužele, u dospělého člověka je zhruba 12 cm dlouhé a 8 cm široké. Na povrchu je kryto blankou, nazývanou jako epikard. Pod epikardem se nachází srdeční sval myokard, který je nejsilnější částí srdeční stěny. Z vnitřní strany odděluje myokard od dutin endokard [15].

Srdce je rozděleno na 4 části – levou a pravou síň, levou a pravou komoru. Mezi síněmi a komorami se nachází srdeční přepážka. Mezi síněmi a komorami jsou umístěny cípaté chlopně. Na výstupu srdce jsou umístěny poloměsíčité chlopně, které brání zpětnému šíření krve z tepen do komor. Tepny jsou cévy vedoucí krev ze srdce. Krevní oběh je rozdělen na velký tělní a malý plicní. Do pravé síně přichází odkysličená krev horní dutou žilou z horní poloviny těla a dolní dutou žilou z dolní poloviny těla. Krev proteče až do pravé komory, kde vyústí plicní tepna, která vede krev do plic. Tam se okyslíčí a plicními žilami teče do levé síně, přes cípatou chlopeň do levé komory a aortou do těla. Práce srdce je řízenou činností myokardu, která se projevuje systolou (stlačením) a diastolou (uvolněním) srdečního svalu. Při diastole síní (současně probíhá systola komor) přitéká do levé síně dutými žilami odkysličená krev z těla a do levé síně plicními žilami okysličená krev z plic. Následuje systola síní (za současné diastole komor), otevřou se cípaté chlopně. Mezi pravou síní a komorou je trojcípá chlopeň, mezi levou síní a komorou dvojcípá chlopeň. Krev je vypuzena do obou komor, cípaté chlopně se uzavřou, aby nedošlo ke zpětnému šíření krve do síní. Následně dochází k diastole síní, otevřou se poloměsíčité chlopně a krev je pomocí systoly komor vypuzena do aorty a plicní tepny. Po dokončení systoly komor se uzavrou poloměsíčité chlopně a celý cyklus se opakuje.

- 1, síň (atrium)
- 2, komora (ventriculus)
- 3, trojcípá chlopeň (valvula tricuspidalis)
- 4, dvojcípá chlopeň (valvula bicuspidalis)
- 5, poloměsíčitě chlopně (valvula semilunaris)
- 6, srdeční přepážka (septum)
- 7, horní dutá žíla (vena cava superior)
- 8, dolní dutá žíla (vena cava inferior)
- 9, plicní tepna (arteria pulmonalis)
- 10, plicní žíly (vena pulmonalis)
- 11, aorta

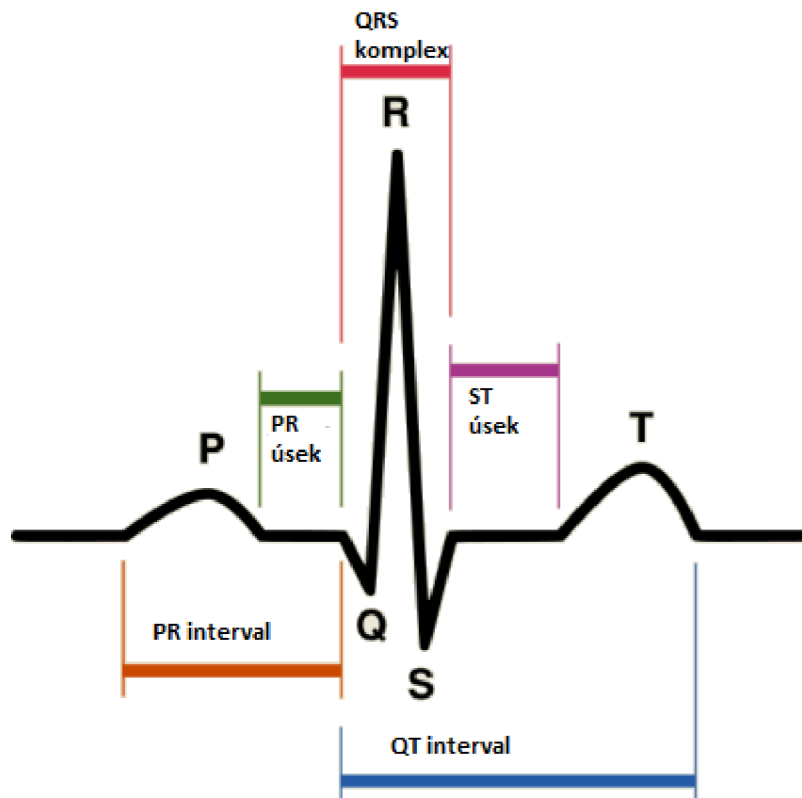


Obr. 2.1 Anatomie srdce [2]

2.2 Elektrické děje v srdci

Činnost srdečního myokardu se ve všech částech srdce projevuje elektrickou aktivitou. Vlivem kontrakce myokardu, která začíná v síních, vznikají elektrické změny nazývané depolarizace a šíří se postupně celým srdcem. Tyto změny lze zaznamenat elektrodami umístěnými na povrchu těla. Při tomto zaznamenávání aktivity srdce je třeba, aby byl pacient v klidu, neboť se detekují všechny svalové kontrakce (kosterní svaly). Zdrojem podnětů pro správnou činnost myokardu jsou vzruchy, které vznikají ve oblasti pravé síně. Ta se nazývá sinoatriální uzel (SA). Označuje jako fyziologický peacemaker srdce. Depolarizace se šíří přes síňová svalová vlákna do další specializované oblasti - atrioventrikulárního uzlu, kde dochází ke zpoždění depolarizace. Dále se rychle šíří pomocí Hisova svazku, který se v mezikomorové srdeční přepážce dělí na levé a pravé Tawarovo raménko. Následují Purkyňova vlákna. Tato vlákna přenášejí vzruch na myokard komor. Tímto končí jedna perioda práce srdce.

Činnost myokardu v různých místech srdce koresponduje s postupným šířením depolarizace, která se na elektrokardiogramu projeví charakteristickými vlnami a kmity (viz. **Obr. 2.2**)

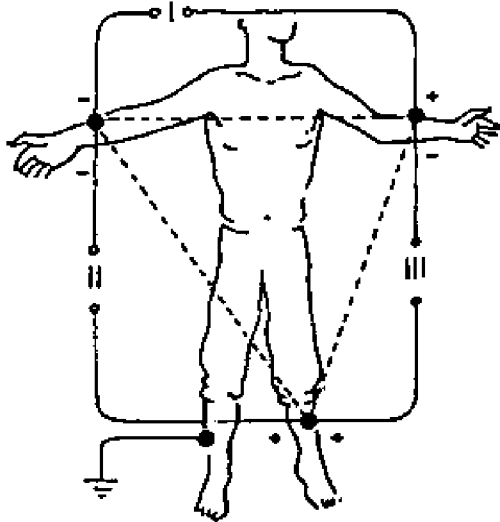


Obr. 2.2 EKG křivka [11]

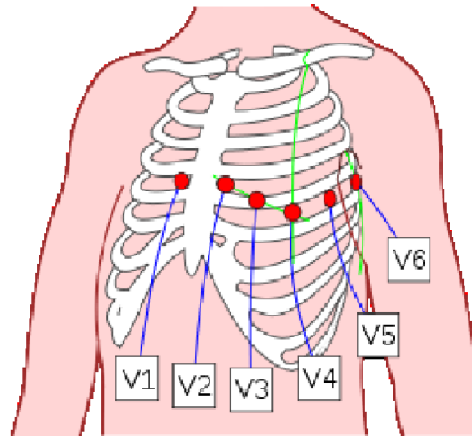
Jako první se na EKG záznamu objeví vlna P, která nám dává informaci o počátku kontrakce síní, tedy jejich depolarizaci. Depolarizaci komor odpovídá vznik trojici kmitů, které označujeme jako QRS komplex. Když je první kmit negativní, určíme ho jako Q, pozitivní kmit se označuje jako R. Každou výchytku po izoelektrickou linii, nacházející se po kmitu R určíme jako kmit S. Izoelektrická linie je vodorovná osa, kterou zapisuje elektrokardiograf pracující naprázdno. Poslední vlna T přísluší repolarizaci komor (diastole). Na tvar QRS komplexu má vliv srdeční osa. Srdeční osa je průměrný směr šíření depolarizace v srdci. Její směr lze určit ze 12-svodového EKG, což je dnes běžně používaná metoda.

EKG záznam se skládá ze 12 svodů, které rozdělujeme do 3 skupin. Do první patří bipolární Einthovenovy svody (I, II, III, viz **Obr. 2.3**), do další unipolární Goldbergerovy svody (aVL, aVR, aVF) a do třetí poslední skupiny zařazujeme unipolární hrudní svody ($V_1 - V_6$). Jsou použity ještě 4 základní elektrody RA (pravá ruka), LA (levá ruka), LL (levá noha) a RL (pravá noha), která je uzemněna. Bipolární svod I se měří mezi RA-LA. Svod II se měří mezi RA-LL a svod III mezi LA-LL. Golbergerovy unipolární svody jsou tři – aVL, aVF a aVR. Vzniknou změřením potenciálu mezi 2 místy. aVL - (RA LL). aVF - (RA LA). aVR - (LA LL). Někdy se místo označení nohy jako L (leg) používá F (foot). Unipolární hrudní svod

V1 je umístěn ve 4.mezižebří vpravo od hrudní kosti, ve stejném místě, ale vlevo od hrudní kosti se nachází V2. V pátém mezižebří se nachází V4 a mezi V4 a V2 je umístěn svod V3. V5 se nachází ve výši V4 v pravé axilární čáře, totéž V6, ale je umístěn ve střední axilární čáře (viz. **Obr. 2.4**). Signál z těchto svodů je porovnán se signálem z Wilsonovy svorky, která vznikne spojením levé, pravé ruky a levé nohy přes 5 k Ω odpory.



Obr. 2.3 Bipolární Einthovenovy svody [12]



Obr. 2.4 Unipolární hrudní svody [16]

K měření EKG můžeme použít také nestandardní svody. Jsou to například prstové svody, kdy je signál měřen mezi jednotlivými prsty na ruce. Existují i jícnové svody – elektrody jsou umístěny v jícnu blízko srdečnímu svalu, použití speciálních elektrod. Při vyšetření arytmií během defekace se používají hýžd'ové svody (2 elektrody).

2.3 Srdeční rytmus

Srdeční rytmus určují buňky s nejrychlejší změnou spontánního klidového napětí, tedy jejich depolarizace, které předchází vznik akčního napětí. Za normálních okolností vzniká vzruch v sinoatriálním uzlu, a proto mluvíme o sinusovém rytmu. SA uzel má nejvyšší frekvenci depolarizací, proto je frekvence stahů komor rovna frekvenci depolarizací v SA uzlu. Frekvence depolarizací vycházejících z SA uzlu může být ovlivněna vagovými nervy (inervují útroby na krku, břicho, hrudníku), nebo reflexy vycházejících z plic. Tyto změny frekvence vázané na dýchání označujeme jako sinusovou arytmií. Pomalý sinusový rytmus neboli sinusová bradykardie se vyskytuje u trénovaných osob, ale také se může vyskytovat při

akutním infarktu myokardu. Rychlý sinusový rytmus (sinusová tachykardie) se může objevit při fyzické námaze, bolesti nebo strachu. Vzruchy vznikají v SA uzlu s frekvencí 60-90/min [1]. V srdci mohou vznikat také abnormální rytmy s různými místy vzniku vzruchu – oblast atrioventrikulárního uzlu (nodální, nebo junkční rytmus), kdekoliv v myokardu síní, nebo myokardu komor. Sinusový, síňový a junkční rytmus nazýváme supraventrikulární, protože šíření depolarizace probíhá normálně přes Hisův svazek. Při těchto rytmech vidíme na EKG štíhlé QRS komplexy. U komorových rytmů probíhá depolarizace pomalu přes Purkyňova vlákna, což se na EKG projeví širokými QRS komplexy. Výjimku rozdělení abnormálních rytmů je supraventrikulární rytmus s bloádou Tawarova raménka. Abnormální rytmy mohou být pomalé a setrvalé (bradykardie), nebo se objevují jako předčasné jednotlivé stahy (extrasystoly) a nebo jsou rychlé a setrvalé (tachykardie) [1].

2.3.1 Bradykardie (náhradní rytmy)

Tento abnormální srdeční rytmus je výhodný tedy, když selže aktivace depolarizace v SA uzlu, nebo je depolarizace někde blokována. Bradykardie tedy zajišťuje nouzové mechanismy, které zabezpečí správný chod depolarizační vlny. Normálně musejí být tyto mechanismy neaktivní, aby nedocházelo ke kolizi mezi normálními a abnormálními místy spontánní depolarizace. Srdeční frekvenci určuje místo, kde dochází ke spontánní depolarizaci nejčastěji, tedy SA uzel s frekvencí kolem 70/min. Pokud depolarizace z SA uzlu selže, kontrolu rytmu převezme určité místo buď v síňovém myokardu nebo junkční oblasti (kolem 50/min). Když selže depolarizace i z těchto míst, nebo je blokována v oblasti Hisova svazku kontrolu převezme některý z komorových fokusů s frekvencí kolem 30/min. Náhradní rytmy jsou odpovědí na postižení převodního systému na jeho vyšší úrovni [1].

2.3.2 Extrasystoly

Pokud se jakákoliv část srdce depolarizuje dříve, než má, tak takový stah označujeme jako extrasystolu. Vzhled extrasystol v síňovém, komorovém myokardu, nebo junkční oblasti na EKG je stejný jako pro náhradní rytmy s tím rozdílem, že extrasystola přichází předčasně. Síňové extrasystoly mají abnormální vlnu P, junkční extrasystoly vlnu P nemají vůbec, nebo těsně předchází, následuje QRS komplex. QRS komplexy u těchto extrasystoly vypadají stejně jako u běžného sinusového rytmu. Komorové extrasystoly mají QRS komplex široký,

ale může mít jakýkoli tvar. Komorové extrasystoly nejsou běžné, ale mohou vyvolat fibrilaci komor [1].

2.3.3 Tachykardie

O tachykardii mluvíme tehdy, jestliže se zvýší tepová frekvence nad 90 – 100 tepů za minutu. Tachykardie je důsledkem velké tělesné zátěže nebo některé choroby – horečky, chudokrevnosti. Při tachykardii se sníží účinnost čerpání krve, protože za tak krátký interval se myokard nedostatečně prokrví [1].

2.3.4 Fibrilace

Jestliže se jednotlivá svalová vlákna myokardu síní, komor kontrahují nezávisle, mluví se o fibrilaci. Fibrilace síní se vyznačuje zcela nepravidelnou tvorbou impulsů v síni s frekvencí 300-600/min [1]. U fibrilace síní na povrchovém EKG nejsou vlny P, jen nepravidelná linie. Občas se mohou vyskytnout vlnky podobné flutteru. AV uzel je zahlcen depolarizačními vlnami různé intenzity a depolarizace se šíří v nepravidelných intervalech. Převodění AV uzlem je šířeno „všechno nebo nic“, takže do Hisova svazku se šíří vlny s konstantní intenzitou. Jsou nepravidelné a komory kontrahují nepravidelně. Fibrilace komor je charakterizována chaotickou elektrickou aktivitou vedoucí k rychle se opakujícím nekoordinovaným a hemodynamicky neúčinným kontrakcím svalových vláken a komor, a tím k zástavě oběhu [1]. Minutový výdej srdeční rychle klesá k nulovým hodnotám a během několika minut nastává smrt.

3. Metody měření tepové frekvence

Tepová frekvence je veličina, která je často měřena, protože její změny nám signalizují změny v krevním oběhu a jsou nositeli informace o činnosti srdce. Tyto změny nad nebo pod určité meze nás upozorňují o nesprávné činnosti srdce. Za normálních podmínek je tato frekvence funkcí tělesné námahy (s rostoucí fyzickou námahou roste tepová frekvence), v případě poruchy vedení vzruchu tomu tak být nemusí [3]. Metody měření tepové frekvence rozdělujeme podle toho, jaké snímače byly pro měření použity. Tepovou frekvenci můžeme odvodit z veličin, které doprovázejí aktivitu srdce. Mezi tyto veličiny patří:

- 1, elektrický signál
- 2, akustický signál
- 3, změny tlaku krve v oběhovém systému
- 4, změny objemu tkáně jako důsledek změn objemu v oběhovém systému
- 5, změny impedance tkáně související se změnou množství krve v daném úseku tkáně
- 6, změny rychlosti proudění krve – důsledek změn tlaku krve v oběhovém systému [3]

3.1 Odvození TF z EKG signálu

Pro měření tepové frekvence z EKG signálu se používají R – detektory, které detekují pozitivní kmit QRS komplexu. Tento komplex odpovídá depolarizaci komor. Jako nejjednodušší detektor lze použít špičkový detektor s proměnným prahem. Takový detektor lépe detekuje R-vlny při změnách EKG signálu (tvar, úroveň signálu) a jeho činnost nesmí záviset na změně polarity signálu (změna polohy elektrod). Před samotnou detekcí je nutno odstranit nežádoucí rušení, které se projevuje – artefakty způsobené dýcháním (0,15 – 0,6 Hz), elektrodové artefakty způsobené pohybem pacienta (0,2 – 1,5 Hz), síťové rušení (50 Hz) a rušení myopotenciály (20 – 500 Hz) [3]. K potlačení artefaktů se používají vhodné pásmové filtry, nebo korelace signálu z různých svodových míst. Dalším krokem je vyloučení vlivu polarity signálu (aplikace absolutní hodnoty), zvětšení odstupů QRS komplexu od P, T vlny a pak už lze použít detekci R-vlny. Tepová frekvence se pak určuje z délky trvání R-R intervalu.

3.2 Odvození TF z akustického signálu

Tepovou frekvenci lze také odvodit z akustických projevů, které charakterizují srdeční činnost. Ty označujeme jako srdeční ozvy. Ozvy vznikají jako důsledek změn rychlosti proudění (charakteru) krve a činností chlopní (otvírání, uzavírání). Charakter proudění se dělí na laminární a turbulentní. **Laminární** – charakterizováno podélným rychlostním profilem. Proudnice jsou rovnoběžné a nemísí se. Rychlostní profil vykazuje parabolickou čelní frontu (roztok ve středu trubice protéká s největší rychlostí, u stěny řečiště neprotéká). **Turbulentní** – charakterizováno chaotickým průtokem v mnoha směrech s mnoha víry. Ozvy jsou čtyři a každá koresponduje s určitou fází srdečního cyklu (**viz. Obr .3.1**) [3].

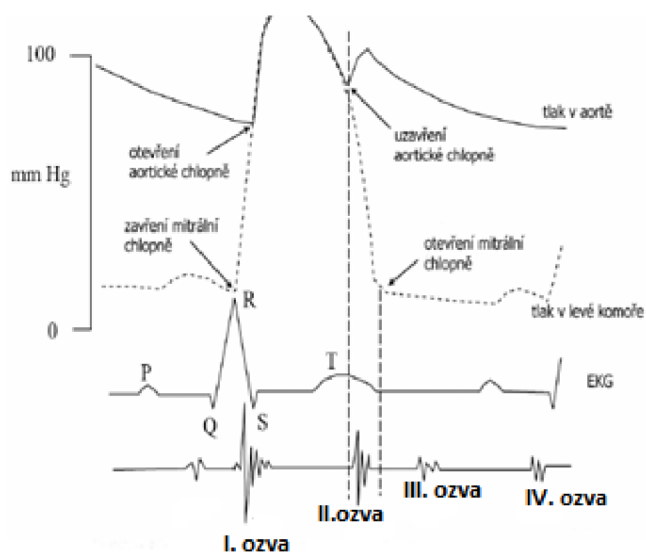
1. ozva (systolická) – delší a hlubší, souvisí s počátkem R-vlny EKG signálu. Doba trvání je 0,1 až 0,17 s. Je způsobena uzavřením atrioventrikulárních chlopní při systole komor. Vibrace mají kmitočet 25 – 45 Hz [3].

2. ozva (diastolická) – vyšší a jasnější, vzniká uzavřením poloměsíčitých chlopní, souvisí s T-vlnou. Intenzita této ozvy je závislá na krevním tlaku ve velkých cévách na začátku diastoly. Doba trvání 0,1 – 0,14 s. Vibrace mají kmitočet kolem 50 Hz [3].

3. ozva (protodiastolická) – hluboká a nepřízvučná, vzniká rozkmitáním svaloviny komor ve fázi rychlého plnění komor.

4. ozva (presystolická) – nepřízvučná, souvisí s rozkmitáním svaloviny komor při systole síní.

Kromě srdečních ozev se mohou vyskytnout i šelesty, které jsou vyvolané vlivem turbulentního proudění krve, nebo patologickými stavy srdce (nedomykavost chlopní). Jejich frekvence se pohybuje od 0,1 – 2000 Hz [3]. Mají velmi malou amplitudu, trvají déle než ozvy a jsou typické pro různé druhy srdečních vad.

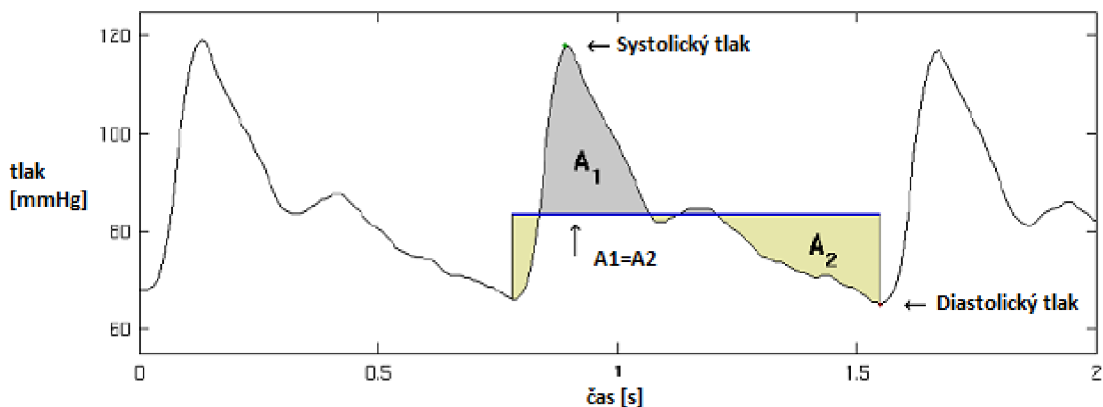


Obr. 3.1 Srovnání fonokardiografického, EKG signálu a průběhu tlakové křivky aorty [5]

Vyhodnocení tohoto měření se provádí poslechem – auskultační technika. Je levná metoda, ale vyhodnocení je závislé na vlastnostech sluchu lékaře, který vyšetření provádí. Přístroj, kterým můžeme tyto zvuky měřit se nazývá fonokardiograf. Pomocí mikrofonu umístěného na hrudní stěně je snímán akustický signál. U tohoto diagnostického signálu se zajímáme o obálku vibrací, zatímco signál odpovídající vlastním vibracím je nosný kmitočet – amplitudově modulovaný signál [3]. Tepová frekvenci se určí z časových intervalů mezi 1. ozvami srdečních cyklů, kdy budeme detekovat počátek 1. ozvy.

3.3 Odvození TF ze změn tlaku krve v oběhovém systému

Krevní tlak se mění při činnosti srdce a kolísá mezi dvěma hodnotami. Je to horní mez, systolický tlak – maximální tlak v artériích při systole a dolní mez, diastolický tlak – nejnižší tlak v artériích při diastole. V průběhu života se systolický tlak zvětšuje, diastolický je měřítkem periferního odporu. Podle umístění snímače tlaku rozdělujeme metody měření tlaku na přímé a nepřímé. Neinvazivní (nepřímé metody) využívají manžetu umístěnou vně těla pacienta bez přímého spojení s krevním řečištěm, u invazivních (přímé) musíme porušit povrch těla pacienta a zavést snímací zařízení na místo, kde se bude tlak měřit [3].



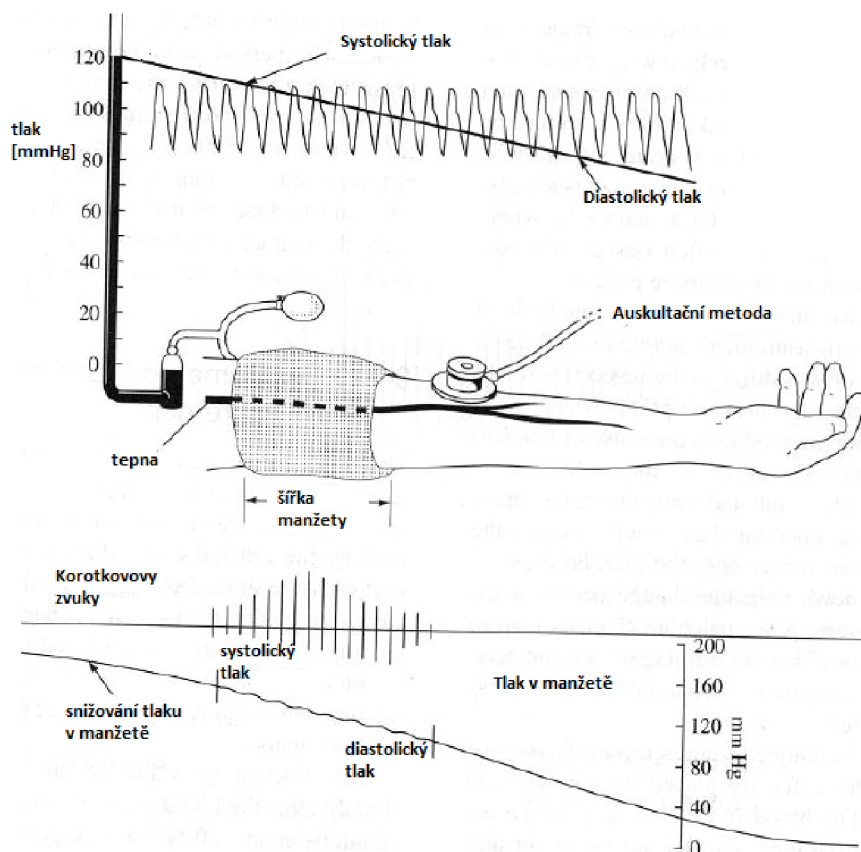
Obr. 3.2 Průběh tlakové křivky [6]

3.3.1 Nepřímé metody

Vnější měření krevního tlaku, kdy je měřicí systém umístěn vně těla pacienta, bez přímého spojení s krevním řečištěm.

Auskultační metoda

Pro měření se používá sphygmomanometr, který sestává z manžety nafukované balonkem, měřiče tlaku (většinou rtuťový manometr) a fonendoskopu. Manžeta se umísťuje na horní část paže, fonendoskop na brachiální tepnu (hlavní tepna předloktí) pod manžetu (viz. Obr. 3.3). Tlak v manžetě je na počátku větší než systolický tlak v arterii – dojde k úplné zástavě proudění krve arterií. Postupně se tlak v manžetě zmenšuje rychlostí cca 2-3 mmHg/s [3]. Pokud se tlak v manžetě sníží těsně pod tlak systolický – začnou vznikat tzv. Korotkovovy zvuky (v důsledku turbulentního proudění v deformovaném řečišti). Jejich opakovací frekvence je identická s frekvencí tepovou. Tyto zvuky pak úplně vymizí pokud tlak v manžetě klesne pod tlak diastolický. 1. fáze - první zvuk je detekován, když tlak v manžetě poklesne těsně pod tlak systolický. Tyto zvuky postupně vzrůstají. 2. fáze – zvuky nabudou charakter šelestů. 3. fáze – šelest je postupně vystřídán úderem. 4. fáze – tlak v manžetě postupně klesá až pod diastolický, až zvuky úplně vymizí. Výsledek měření závisí na použité manžetě, jejím umístění, poloze pacienta a jeho ruky, zkušenostech lékaře. Doporučená šířka vzduchové duše manžety má být rovna 40% obvodu končetiny, kde má být umístěna a délka duše 80% obvodu končetiny [3].



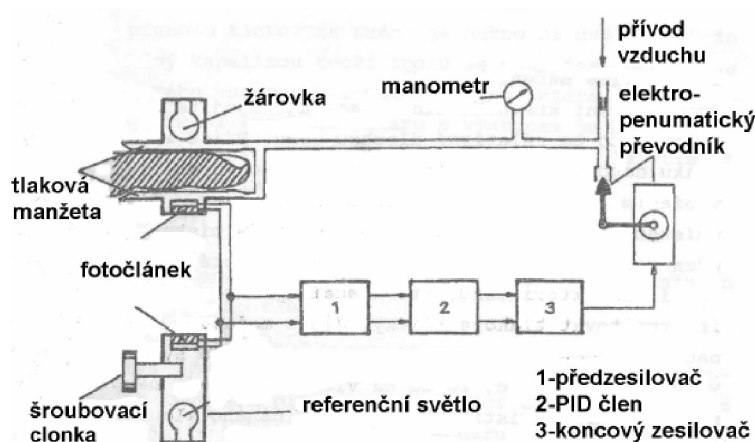
Obr. 3.3 Princip auskultační metody [5]

Měření tlaku pomocí oscilací objemu dvou manžet

Systém sestává ze 2 manžet umístěných na paži. Horní je umístěna blíž ramenu, dolní blíž dlaní. Tlak v manžetách lze měnit současně (propojení kapilárami). Manžety jsou propojeny se dvěma komůrkami, ve kterých jsou umístěny termistory. Ty mění svůj odpor v závislosti na ofukování vyvolaném pulsací manžet (na manžetu vypuštěnou těsně pod úroveň systolického tlaku se přenáší vibrace/oscilace krevní stěny tak, jak krev proudí přes deformované artérie, tyto vibrace/deformace jsou snímány). Zvýšením tlaku v obou manžetách nad hodnotu systolického tlaku působí tlakové změny v krevním řečišti pouze na horní manžetu. Pokud je tlak v manžetě výrazně vyšší, než systolický jsou pulsace horní manžety minimální. Při následném snižování tlaku v manžetách nejdřív začnou růst pulsace v horní manžetě, což se projeví zvýšením odporu termistoru diastolického detektoru. Jestliže tlak v manžetě poklesne na hodnotu o něco nižší než systolický, překoná tlak krve deformaci způsobenou horní manžetou a začne pulsovat i dolní manžeta. Její pulsace zaznamená detektor systolického tlaku. V okamžiku, kdy se objeví pulsace dolní manžety poprvé, je kritérium kdy tlak v manžetách je blízký systolickému [3].

Spojité nepřímé měření krevního tlaku

Měření tlaku touto metodou je problematické. Možné řešení je uvedeno na **Obr. 3.4**.



Obr. 3.4 Peňázova metoda [6]

Tato metoda je také označována jako Peňázova podle řešitele Prof. MUDr. Jana Peňáze. Jedná se o oscilometrickou metodu využívající fotoelektrický pletysmograf umístěný uvnitř prstové manžety. Systém detekuje změny objemu krve pod manžetou na základě přenosu světla přes prst. Je-li hodnota tlaku v manžetě blízká střednímu arteriálnímu tlaku, mění se výstup pletysmografu přímo se změnami objemu, které odpovídají žádanému tlaku krve. Tlak v manžetě je servosystémem řízen tak, aby se zachovával v prstu konstantní objem krve (tlak v manžetě je roven tlaku v prstové artérii) [3]. Metoda je citlivá na pohyb.

3.3.2 Přímé metody

Tyto metody umožňují spojité měření krevního tlaku po dlouhou dobu, umístěním katétru (měřící sondy) do tepny nebo žíly. Talkový snímač je vně těla pacienta spojen s měřeným místem katétrem, který je vyplněn roztokem (fyziologický roztok). Katétr je ohebná úzká trubice, jejíž délka závisí na umístění měřeného místa.

3.4 Odvození TF ze změn objemu tkáně

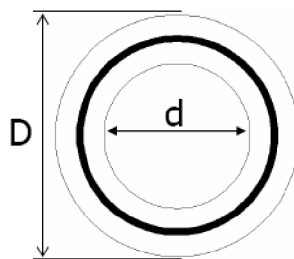
Pro vyhodnocování se používá pletysmografie, kdy objem části těla závisí na okamžité hodnotě krevního tlaku. To je umožněno pružností krevního řečiště i tkáně. K tomu se používá **fotoelektrického pletysmografu**, který pracuje buď s průsvitovým snímačem, nebo reflexním. Při změnách tlaku krve se mění objem kapilár, což způsobí změnu absorpce, odrazu a rozptylu světla. Tato metoda se používá k měření objemových změn a tepové frekvence. Velkou nevýhodou je citlivost na pohyb. Snímač nesmí být citlivý na nasycení krve kyslíkem, způsobující různé zbarvení krve. K odstranění této vady se využije zdroj světla v infračervené oblasti (940 nm) [3]. Používá se GaAs dioda. Zdroj světla musí být napájen stejnosměrným stabilizovaným proudem. Detektory světla musí být citlivé pro infračervenou oblast. Např. fotoodpory CdS s krátkou časovou konstantou nebo fototranzistory.

Pro měření změn objemu tkáně se používá také **kapacitní pletysmograf**. Jako snímač se používá kondenzátor s pružným dielektrikem. Snímač je ve tvaru válečku Vnější elektroda je pevná, vnitřní pružná. Změny objemu vyvolají změnu dielektrika (kapacity), (viz. **Obr. 3.5**). Změny kapacity jsou převáděny na změny napětí, které registrujeme [7].

(3.1)

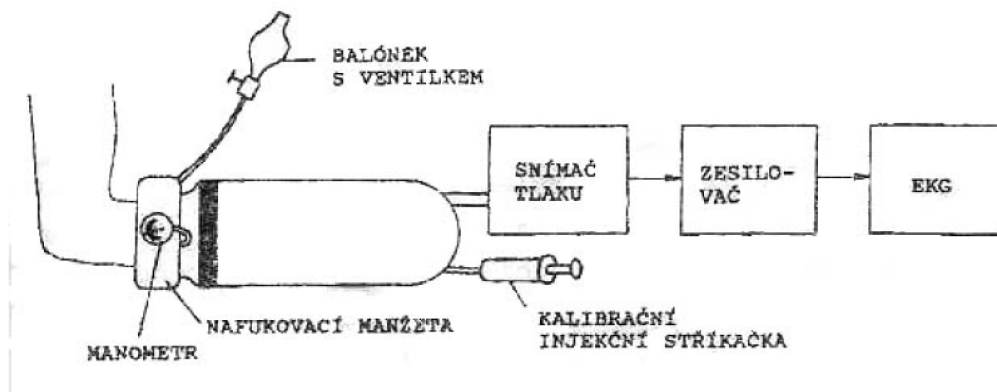
$$C = \frac{Kl\varepsilon}{\ln\left(\frac{D}{2} \sqrt{\frac{\pi l}{V_t}}\right)}$$

Kde $K = 0,35$; ε - permitivita pružného dielektrika; D – průměr pevné elektrody; l – délka snímače; V_t – objem tkáně pod snímačem.



Obr. 3.5 kapacitní snímač [7]

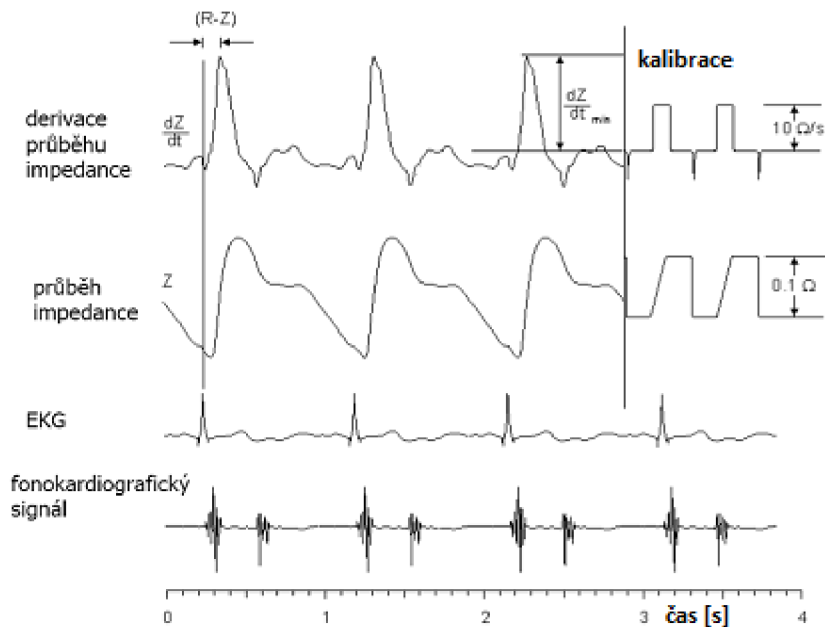
Další používané pletysmografy jsou **pneumatické**. Jako snímač je použita komůrka, do které lze hermeticky uzavřít končetinu (její část) [3]. Tlakové změny v komůrce jsou převáděny na elektrický signál, který je následně zesílen (viz. **Obr. 3.6**). Výhodou je snadná kalibrace v jednotkách objemu. Injekční stříkačkou spojenou se snímačem, lze vyvolat definovanou změnu tlaku v komůrce. Nevýhodou je omezení měření pouze na končetiny a to, že snímač působí proti snímané veličině. Stlačením končetiny manžetou dochází k omezení průtoku krve.



Obr. 3.6 blokové schéma pneumatického pletysmografu [7]

3.5 Odvození TF ze změn impedance tkáně

Pro tento způsob odvození tepové frekvence slouží impedanční pletysmografy. Měří změny impedance tkáně na prokrvení. Metoda se někdy uvádí jako impedanční reografie. Používá se k měření dechové frekvence (změny objemu vyvolané dýcháním), průtoku krve, tepové frekvence a minutového objemu. Impedanční měření minutového objemu měří množství vypuzené krve do krevního objemu (z obou komor). Metoda vychází z toho, že změny impedance hrudníku jsou způsobeny průtokem krve aortou. Pro měření se používá 4 – elektrodového zapojení, z nichž 2 elektrody umístěné na krku napájí obvod (střídavý proud, 20-75 kHz) a zbylé umístěné na hrudníku měří úbytek napětí, ze kterého jsou vyhodnocovány změny impedance, dle prokrvení [3].



Obr. 3.7 Srovnání průběhů pro odvození TF [7]

Pro určení změn objemu krve musíme znát měrný odpor krve ($160 \Omega \cdot \text{cm}$), impedanci plic a vzdálenost elektrod. Vztah pro výpočet minutového objemu [7]:

$$MO = \rho_b \cdot \frac{l^2}{Z^2} \cdot \left| \frac{dZ}{dt} \right| \cdot t_e \quad (3.2)$$

kde ρ_b je měrný odpor krve, l je délka hrudníku, Z – celková impedance krve a tkáně, t_e – erekční doba (krev ze srdce vypuzována do oběhu).

Elektrická délka hrudníku je definována vzdáleností snímacích elektrod. Vzdálenost elektrod se ve vztahu (3.2) vyskytuje ve druhé mocnině, takže nepřesné určení její velikosti významně ovlivňuje výsledek. Přesnost metody je také závislá na kvalitě zdroje proudového generátoru. Impedance hrudníku se pohybuje v rozmezí desítek Ω . Výhoda této metody je v neinvazivnosti a nevýhodou je to, že nedokáže rozpoznat onemocnění, které způsobí chybu měření jakou např. defekt septa, nebo nedomykavost chlopní. K měření se používají snímací elektrody Ag-AgCl, jejichž umístění bylo zjištěno experimentálně. Pro srovnání naměřených průběhů téhož pacienta v různém období je nutné, aby byly elektrody umístěné na stejném místě. Tato místa jsou určena dle polohy hrudního koše pacienta [7].

3.6 Odvození TF ze změn rychlosti proudění krve

K měření změn rychlostí proudění krve můžeme použít ultrazvuk. Ultrazvuk je používán především k zobrazování interních orgánů, ale můžeme jej použít i k měření rychlosti proudění na základě Dopplerova jevu viz. **Obr. 3.8**. Ultrazvuk je zvuk, jehož frekvence mechanických kmitů se pohybuje v rozmezí 20 Hz – 20 kHz [8]. Ultrazvukové vlnění zjednodušenou představou můžeme vygenerovat pomocí rychle kmitající destičky a pomocí mechanické vazby ho přenášíme do tkáně. Vlna o frekvenci f se ve tkáni šíří rychlostí c a její vlnová délka $\lambda = c/f$. Ultrazvuková vlna se šíří z vysílače rychlostí c směrem k pohybující se částici s rychlostí vzdáleností od vysílače d . Odražená vlna se šíří zpět k přijímači na výstupu obdržíme signál [8].

$$y = B \cdot \sin(\omega, t + \phi) \quad (3.3)$$

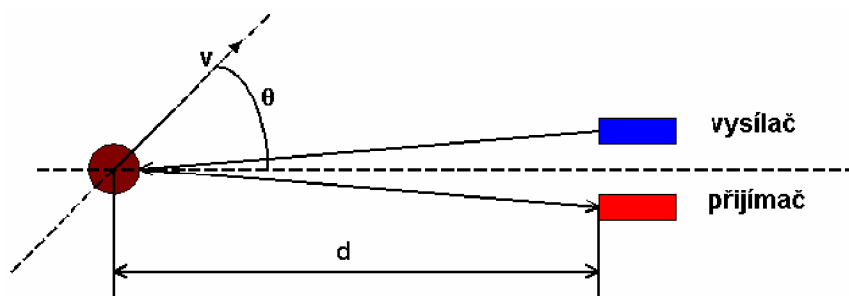
(3.3)

(3.3)

Fázový rozdíl můžeme vyjádřit jako [8]:

$$\phi = 2\pi(2d / \lambda) \quad (3.4)$$

, přičemž vzdálenost d se mění.



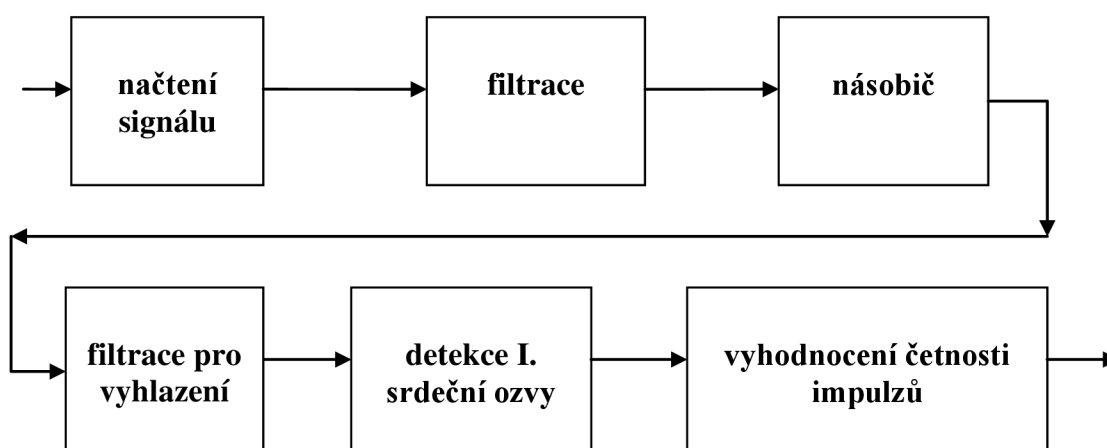
Obr. 3.8 Princip Dopplerova jevu [8]

Frekvence obdrženého signálu je dána změnou fáze vyslaného signálu. Při tomto měření se mohou vyskytnout 2 problémy. Závislost Dopplerova jevu na zdvihu úhlu θ a šumu (díky parabolickému rychlostnímu profilu a nehomogenitě červených krvinek). Při zpracování se měřený signál smísí s vyslaným a výsledek se umocní. Pro měření se používají frekvence od 2 MHz do 10 MHz [8]. Při vyšších frekvencích dochází k velkému útlumu ultrazvuku ve tkáni. Vzhledem k tomu, že se měří z celého objemu všechny rychlosti v cévě, bude mít spektrum několik harmonických složek kolem střední hodnoty.

4. Návrh kradiotachometru

Pro měření tepové frekvence bude použito **fonokardiografického signálu**, nejvýznamnější částí fonokardiografického signálu pro odvození tepové frekvence je první srdeční ozva, která koresponduje s výskytem pozitivního kmitu R EKG signálu, kdy se pro měření tepové frekvence používají detektory R vln. První srdeční ozva je způsobena uzavřením atrioventrikulárních chlopní při systole komor.

4.1 Blokové schéma navrženého zařízení



Obr. 4.1 Blokové schéma kradiotachometru

4.2 Popis blokového schématu

4.2.1 Načtení signálu

Na vstupu blokového schématu je umístěn blok pro načtení signálu, jehož funkce bude vysvětlena v kapitole 5.1. Frekvenční rozsah fonokardiografického signálu je 5 – 2000 Hz [3]. Tento signál je tvořen srdečními ozvami a šelesty (viz. kapitola 3.2).

4.2.2 Filtrace

Dalším prvkem blokového schématu je **filtrace**. Vzhledem k tomu, že první 2 ozvy jsou slyšitelné při běžné činnosti srdce, ostatní 2 jsou vzácnější, využívá sek měření tepové frekvence I. srdeční ozvy. Naměřený (načtený) signál je směsí harmonických složek s různými kmitočty, které jsou násobkem základního kmitočtu. Filtrace umožňuje podle potřeby některé harmonické složky zcela potlačovat, nebo jen omezovat. Filtry popisujeme amplitudovou a fázovou frekvenční charakteristikou. Můžeme realizovat jak analogové filtry pomocí elektronických součástek R, L, C, kdy jejich topologie zapojení v obvodu určí typ filtru. Lze realizovat i číslicové filtry např. pomocí signálových procesorů. Abychom mohli využít číslicové filtry, musíme získat vzorkovaný signál, kdy každému vzorku odpovídá příslušná hodnota signálu – číslo. Tyto hodnoty získáváme pravidelně po uplynutí intervalu od poslední získané hodnoty, který odpovídá periodě vzorkování. Volba toho intervalu je velice důležitá, protože kdyby byl zvolen dlouhý pro signál, který by se rychle měnil, převod na číslicový signál by byl velmi hrubý. Pro správný převod z analogové do číslicové formy musí být splněn Nyquistův teorém, který dává do vztahu vzorkovací frekvenci a maximální frekvenci analogového signálu:

$$f_{max} = \frac{f_{vz}}{2} \quad (4.1)$$

Je možné využít dva typy číslicových filtrů FIR a IIR. Liší se od sebe hlavně délkou impulsní charakteristiky (odezva systému na Diracův impulz na vstupu), FIR (Finite impulse response) mají konečnou impulsní charakteristiku. Jejich impulsní charakteristiky lze popsat N hodnotami, které současně tvoří vektor systémových konstant[4]:

$$h = [h_n], n \in \langle 0, N - 1 \rangle \quad (4.2)$$

V případě postupného matematického dosazení vzorků jednotkového impulsu do diferenční rovnice filtru lze získat zmiňovanou impulsní charakteristiku. Diferenční rovnice FIR filtru je ve tvaru [4]:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} x_{n-k} \cdot h_k \quad (4.3)$$

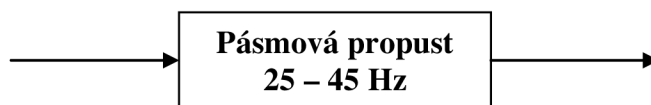
FIR jsou nerekurzivní (bez zpětné vazby), mohou mít lineární fázovou charakteristiku a jsou vždy stabilní.

IIR (Infinite impulse response) mají nekonečnou impulsní charakteristiku, jsou rekurzivní (zpětnovazebné), nelineární fázovou charakteristikou a jsou nestabilní. Používají se pro malou výpočetní náročnost. Takový systém je popsán nerekurzivními diferenčními rovnicemi [4]:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-1} - \sum_{i=1}^m K_i y_{n-1}, \quad (4.4)$$

kde L_i a K_i jsou systémové koeficienty v dopředných (zpětných) vazbách, r je počet zpoždění v dopředné části, m je počet zpoždění ve zpětnovazební části [4].

Z výše uvedeného byl zvolen filtr typu FIR. Pro filtraci načteného signálu bude použit filtr, který je realizován jako pásmová propust. Jeho mezní kmitočty definují rozsah přenášeného pásma, který je určen kmitočty vibrací I. srdeční ozvy. viz. **Obr. 4.2**.



Obr. 4.2 Nastavení pásmové propusti

Pro vyhlazení již filtrovaného (umocněného) signálu bude použit stejný typ filtru, realizován jako dolní propust s mezní frekvencí kolem 2 Hz.

4.2.3 Násobení, detekce, vyhodnocení

Dalším elementem blokového schématu je **násobič**, který podle definované konstanty zvýrazní filtrovaný fonokardiografický signál. Následuje **detektor I. srdeční ozvy**. Jako detektoru může být použit špičkový detektor s prahováním. Takový detektor dokáže spolehlivě detekovat výskyt I. srdeční ozvy. Po předchozích zkušenostech a znalostech fonokardiografického signálu se nastavením vhodně zvolené hodnoty prahu vyloučí detekce vlnek obálky s nižší amplitudou. Po splnění podmínky překročení prahu a současné detekce

špičky (lokálního maxima) se na výstupu detektoru objeví impulzy, jejichž četnost je dána výskytem detekovaných špiček. Špičkový detektor splňuje vztahy (4.1), (4.2).

$$y(n-1) < y(n) \quad (4.5)$$

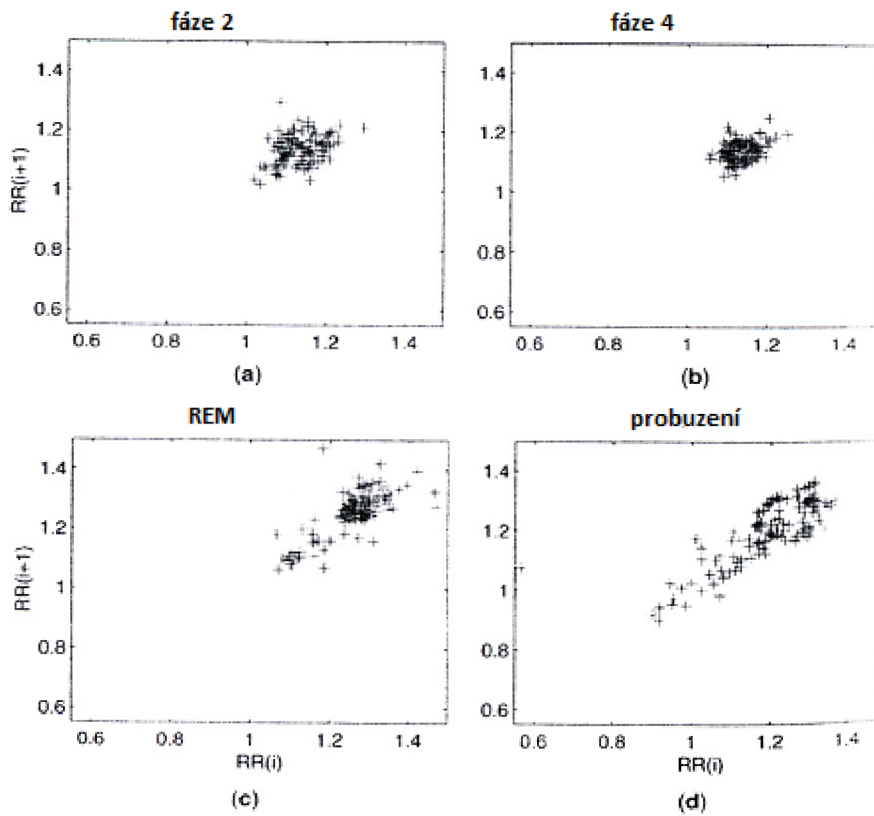
$$y(n) > y(n+1) \quad (4.6)$$

Posledním článkem blokového schématu je blok, který bude **vyhodnocovat četnost impulzů**. Bude tedy vyhodnocovat délku trvání mezi jednotlivými impulzy. Převrácená hodnota tohoto intervalu určuje tepovou frekvenci a vynásobením *60 získáme tepovou frekvenci ve tvaru počet tepů za minutu např. 70/min. Lze měřit jak okamžitou frekvenci tj. vyhodnocení je prováděno vždy pro nový příchozí impulz. Nebo můžeme měřit průměrnou hodnotu tepové frekvence, kdy si zvolíme z kolika impulzů se bude odvozovat. Měření frekvence bude probíhat tak, že pro nový příchozí impulz se ze sekvence impulzů zapomene nejstarší a provede se vyhodnocení (průměrná hodnota).

4.3 Analýza pomocí HRV

Kromě vyhodnocení okamžité a průměrné tepové frekvence bude kardiograf doplněn analýzou srdečního rytmu pomocí HRV (Heart Rate Variability). Obecně se využívá ke stanovení stability periodicky se opakujících dějů. V oboru lékařství je využíváno jako standardní metoda pro diagnostiku poruch srdečního rytmu. Variabilitu tepové frekvence lze analyzovat v časové, nebo kmitočtové oblasti. Existuje i několik metod pro analýzu v konkrétní oblasti. V časové oblasti např. **statická** (směrodatná odchylka, směrodatná odchylka průměrných intervalů RR z 5 minutových úseků za 24 hodin) nebo metoda **geometrická**. Existují i složitější metody v kmitočtové, nebo časově-kmitočtové oblasti. Navržený kardiograf bude využívat analýzu v časové oblasti pomocí geometrické metody, která nejlépe zobrazuje variabilitu srdečního rytmu. Tato metoda zobrazení se také označuje jako **Poincarého mapy**. Toho zobrazení využívá graf, na jehož osy vynášíme hodnoty RR intervalů (vzdálenosti špiček I. srdečních ozev). Na osu x se vynáší hodnota

aktuálního RR_n intervalu a na osu y hodnota RR_{n-1} zpožděného intervalu. Kdyby obě hodnoty byly stejné, na grafu by byl vykreslen pouze jeden bod, což není možné. Obvykle dostaneme množinu bodů různě rozprostřených v rovině xy. Pak se hodnotí jejich hustota, obálka všech vykreslených bodů (její tvar) nebo vzdálenosti mezi body. Ukázka Poincarého map je na **Obr. 4.3**. Zobrazují jednotlivá stádia spánku.



Obr. 4.3 Poincarého mapy pro spánková stadia [9]

5. Realizace modelu kardi tachometru

5.1 Úvod do Labview

Labview (Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) je platforma a vývojové prostředí pro vizuální programovací jazyk od National Instruments [14]. Prostředí LabVIEW se však od jiných programovacích liší. Většina programovacích systémů používají programovací jazyky na základě textových příkazů, zatímco LabVIEW používá programovací jazyk G k vytváření programů ve formě blokových diagramů. Grafický jazyk nazývaný "G", byl původně vydaný pro Apple Macintosh (pc) v roce 1986 [14].

LabVIEW je programovací systém pro obecné použití s rozšiřujícími knihovny funkcí pro různé programovací úlohy. LabVIEW obsahuje knihovny pro získávání dat, ovládání přístrojů a průmyslové automatizace na různých platformách, včetně Microsoft Windows, různé varianty Unix a Linux, ovladače GPIB a sériového rozhraní. Knihovny pro analýzu dat, prezentaci dat, pro jejich uchování a spouštění dalších užitečných knihoven [14].

Program, který vytváříme se označuje jako Virtual Instrument (VI). Jeho vzhled je podmíněn použitím konkrétních pomůcek. Vytvořený virtuální nástroj se skládá z uživatelského rozhraní, diagramu dat a z ikon/připojení. Interaktivní grafické rozhraní - tzv. **čelní panel** (Front Panel) simuluje čelní panel fyzického přístroje. Obsahuje prvky pro ovládání (poskytování nebo generace dat) a indikaci (terminál pro přijímací data), (knoflíky, tlačítka, LED indikátory, grafy ...). Tento čelní panel ovládá uživatel myší nebo z klávesnice. Činnost virtuálního přístroje je dána jeho **blokovým schématem** (Block Diagram). Toto blokové schéma je vytvořeno ikonami reprezentujícími v koncových blocích ovládací a indikační prvky čelního panelu a ve svých uzlových blocích jsou to bloky zpracovávající procházející data. Tento blokový diagram je zdrojovou podobou každé aplikace. Virtuální přístroj lze používat jako celý program nebo jeho jednotlivé podprogramy, které se nazývají podřízenými virtuálními přístroji (Sub-VI). Součástí každého virtuálního přístroje je jeho ikona, kterou je prezentován v blokovém schématu a konektor s přípojnými místy pro vstupní a výstupní signály.

Programovací jazyk používaný v Labview využívá programování toku dat. Proces, který chceme naprogramovat, je určen strukturou grafického blokového schématu (zdrojový LV kód), ve kterém programátor spojuje různé druhy funkcí pomocí drátů „wires“. Labview

disponuje celou řadou nejrůznějších funkcí, které často usnadní práci uživatele. Funkce pro matematické operace, logické operace, vyváření polí, časování, komunikaci s externím zařízením, signálové operace, funkce pro nejrůznější simulace a mnoho dalších. Wires, neboli dráty představují proměnné, které buď vstupují, nebo vystupují z příslušných bloků, jež provádějí funkce, od jednoduchých matematických až po zpracování signálů. Tyto proměnné mohou být definovány v nejrůznějších datových formátech např.: DBL - dvojitá přesnost s plovoucí desetinnou čárkou, SGL – jednoduchá přesnost s plovoucí desetinnou čárkou, EXT – rozšířená přesnost s plovoucí desetinnou čárkou a mnoho dalších. Mohou existovat jako 1D, 2D, 3D, 4D nebo 5D data. Datové typy se odlišují barvou. Plný obrys je určen pro řídicí prvek, slabší pro indikační prvek. Pro správnou funkci navrženého virtuálního přístroje popřípadě jeho modifikaci musí uživatel znát informaci o datovém typu proměnných, které určitý blok (funkce) vykonává. Při nesplnění těchto požadavků je uživatel upozorněn o nesprávném propojení viz. **Obr.5.1**. Většina bloků, provádějící funkce mění na výstupu datový typ vstupních proměnných. Aby uživatel mohl snadno kontrolovat tyto informace a nastavení jednotlivých bloků byla vytvořena rychlá kontextová nápověda, kterou si uživatel zapne stisknutím kombinací ctrl+H. Poté kurzorem myši získáme detailní informace o všech prvcích, které jsme vložili do blokového schématu. Je zde využito paralelního zpracování dat, které zvyšuje rychlost běhu programu. Výhodné je použití nejrůznějších struktur (For Loop, While Loop, Case Structure), které slouží k větvení programu.



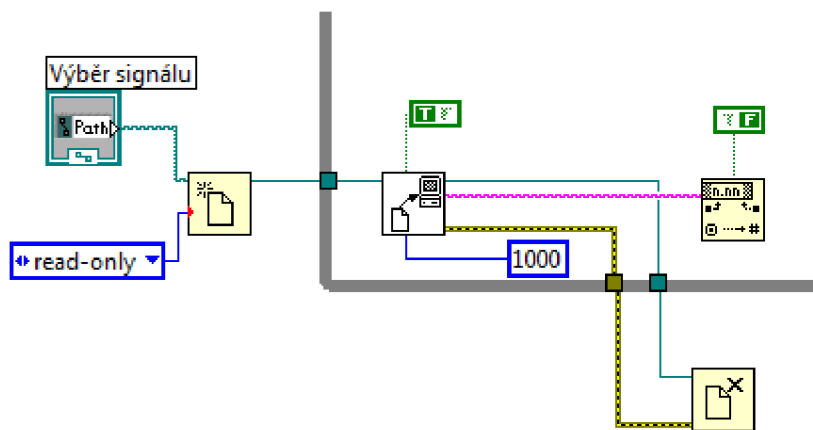
Obr. 5.1 Nesprávné propojení bloků

5.2 Návrh modelu v Labview

Vlastní návrh kardiometru spočívá ve zpracování fonokardiografického signálu a následnému výpočtu tepové frekvence. Návrh se omezuje pouze na načtení signálu a výkon naprogramovaného algoritmu. Není umožněno měření fonokardiografického signálu a výpočet tepové frekvence tzn. výpočet v reálném čase. Výpočet tepové frekvence je proveden na testovacím fonokardiografickém signálu, který byl získán z databáze signálů ÚBMI (ústav Biomedicínského inženýrství). Z předchozího tvrzení je tedy jasné, že kardiometr nepracuje v reálném čase, ale pouze v „testovacím režimu.“ Virtuální kardiometr byl vytvořen ve verzi National Instruments LabVIEW 2009.

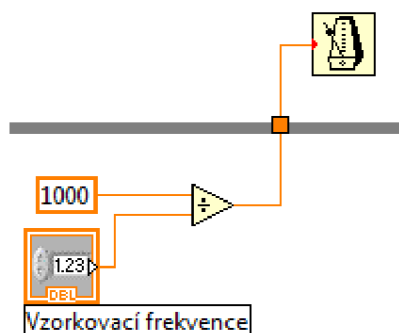
5.2.1 Načtení signálu

Pro načtení již změřeného signálu, v jakémkoliv formátu byly použity následující bloky. *Open/Create/Replace File Function*, je to blok, který otevře existující soubor, vytvoří nový soubor, programově nebo interaktivně pomocí souboru dialogového okna [13]. Obsahuje vstupy: určení cílové cesty zdrojového souboru (file path) a způsob přístupu ke zdrojovému souboru, na výběr je několik módů (čtení, zápis, čtení/zápis). Tento blok se nachází mimo cyklus *While* - cyklus, ve kterém běží celý program. Jeho opakování je dáno testovanou podmínkou. Dokud je testovaná podmínka připojena k odpovídajícímu terminálu rovna logické jedničce, vše, co se nachází uvnitř této struktury je cyklicky opakováno. Umožňuje indexaci ve vstupních a výstupních tunelech, obsahuje posuvné registry a počítací terminál. Další blok, který je součástí načtení signálu je *Read text* - čte zdrojový soubor a na výstupu poskytuje zřetězená data. Následuje blok *Fract/Exp String To Number Function* – interpretuje znaky 0 až 9, +, -, desetinné čárky v řetězci jako plovoucí číslo v různých formátech (exponenciální, frakční) a vrací jako číslo [13]. Posledním blokem, nezbytným pro správnou funkci načtení signálu (souboru) je *Close File Function*, jež uzavře otevřený soubor, specifikovaný referenčním číslem, které poskytuje blok *Open/Create/Replace File Function*. Všechny výše popsané bloky a jejich propojení ilustruje **Obr. 5.2**.



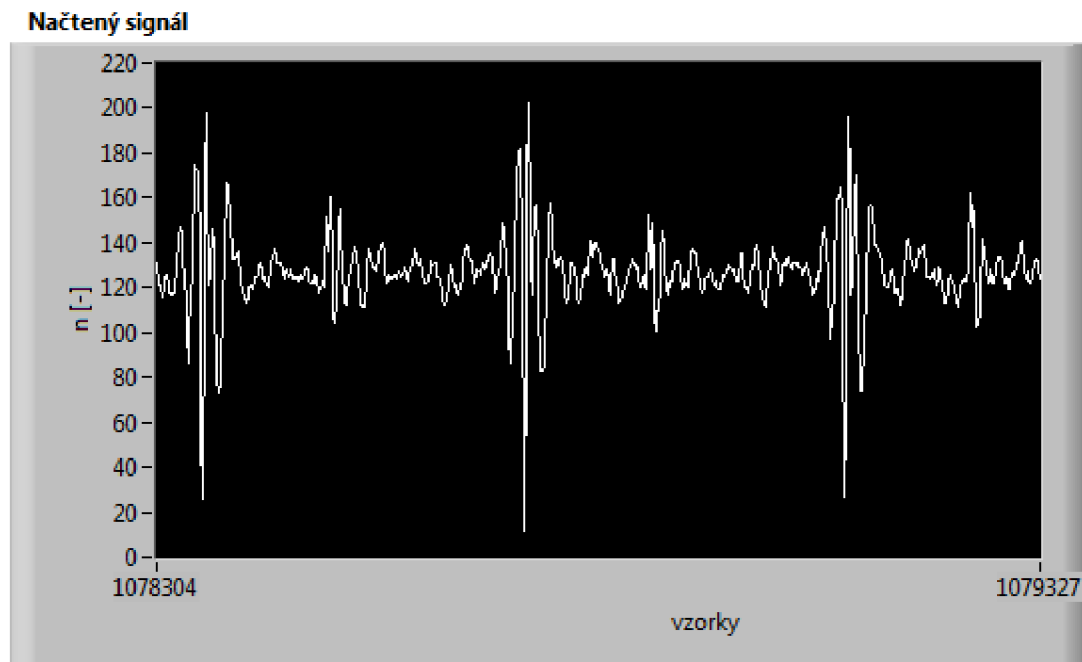
Obr. 5.2 Vstupní část programu – načtení, uzavření signálu (souboru)

Součástí správného chodu programu je zpožďovací blok *Wait Until Next ms Multiple Function* (**Obr.5.3**), který zastaví chod programu na námi definovanou hodnotu. Pomocí této funkce můžeme synchronizovat všechny činnosti, které provádíme.



Obr. 5.3 Zapojení zpožďovacího bloku

Příklad načteného fonokardiografického signálu ilustruje **Obr. 5.4**. Je důležité zmínit popis os grafu. Vzhledem k tomu, že nenačítáme spojité signál, ale v diskrétní formě vzorek po vzorku, pro který byl použit 8 bitový A/D převodník, navíc neznáme informaci o zesílení měřeného signálu, na ose y nebude vynesena amplituda, ale počet kvantizačních hladin n [-]. Po dalším zpracování bude uváděna bezrozměrná výchylka.



Obr. 5.4 Načtený signál

5.2.2 Filtrace signálu

K výpočtu tepové frekvence je nutné se zaměřit na filtraci I. srdeční ozvy, jak již bylo zmíněno v kapitole 3.2. Bylo použito filtru typu pásmové propusti s mezními frekvencemi od 25 do 45 Hz. Filtrace je realizována pomocí bloků: *FIR Windowed Coefficients* a *FIR Filter PtByPt* viz. **Obr. 5.5**.

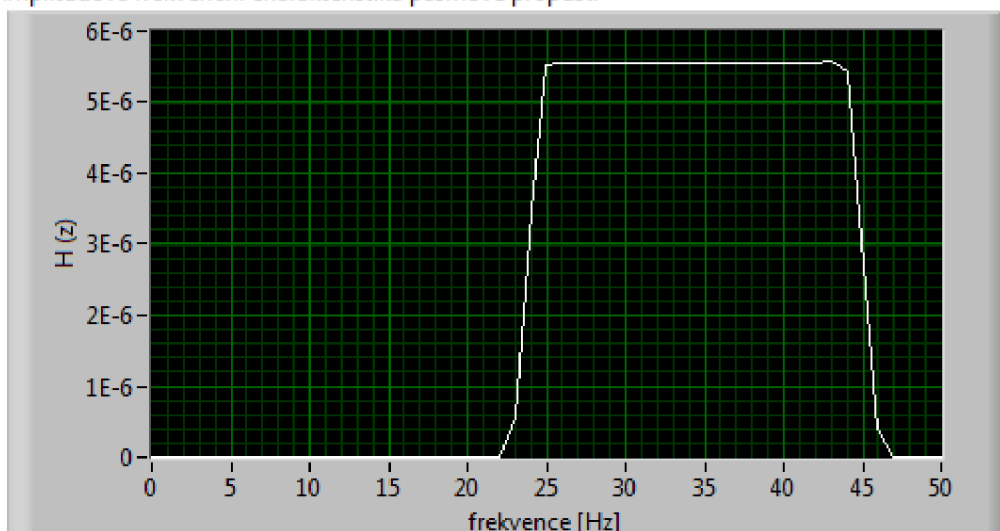


Obr. 5.5 Bloky pro filtraci

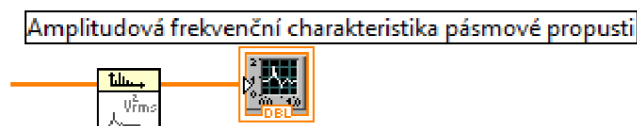
Filtraci provádí blok *FIR Filter PtByPt*, pro jehož činnost je nutné připojit oba vstupy. Jedním ze vstupů je načtený signál a druhý slouží pro načtení vypočítaných koeficientů filtru, což jsou koeficienty přenosové funkce, která určuje přenos jednotlivých kmitočtových složek. Výpočet koeficientů filtru umožňuje blok *FIR Windowed Coefficients*. Připojení všech jeho vstupů není nutné, uživatel podle potřeby připojí ty vstupy, které chce přesně definovat. Samostatný blok má standardně nastavené hodnoty. Pro návrh virtuálního přístroje byly

využity následující vstupy. *Typ filtru* – připojením proměnného řídicího prvku lze měnit mezi různými typy filtrů (dolní propust, horní propust, pásmová propust, pásmová zadrž). Dále jsou to vstupy pro připojení vzorkovací frekvence, hodnoty dolní nebo horní mezní frekvence, délku impulsní charakteristiky a tvar vyhlazovacího okna filtru (Hannovo, Hammingovo, trojúhelníkové, Blackmanovo a jiné). Amplitudová frekvenční charakteristika takového filtru je uvedena na **Obr. 5.6**. Její výpočet umožňuje blok *Auto Power Spectrum* na **Obr. 5.7**.

Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti



Obr. 5.6 Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti



Obr. 5.7 Výpočet frekvenční charakteristiky filtru

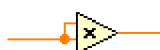
Při nastavení filtru je důležité zvolit správnou délku impulsní charakteristiky. Při volbě krátké impulsní charakteristiky se zdá, jakoby filtrace nebyla prováděna. Pro dlouhou impulsní charakteristik má signál velkou setrvačnost. Pro kvalitní filtraci stačí impulsní charakteristika o délce 100 vzorků, tato hodnota byla stanovena empiricky. Na **Obr. 5.8** je ilustrován filtrovaný signál pro nastavení filtru ($f_{vz} = 600$ Hz, délka impulsní charakteristiky je 100, typ okna filtru Hannovo).



Obr. 5.8 Filtrovaný signál

5.2.3 Umocnění signálu

Umocnění signálu je provedeno z důvodu zvýraznění špiček, které chceme v dalším chodu programu detekovat. Zvýraznění špiček je způsobeno umocněním rozsahu hodnot signálu sudým exponentem, čímž dostaneme signál do absolutní hodnoty. Umocnění je realizováno blokem násobení (multiply) z numerické knihovny viz. **Obr. 5.9**.



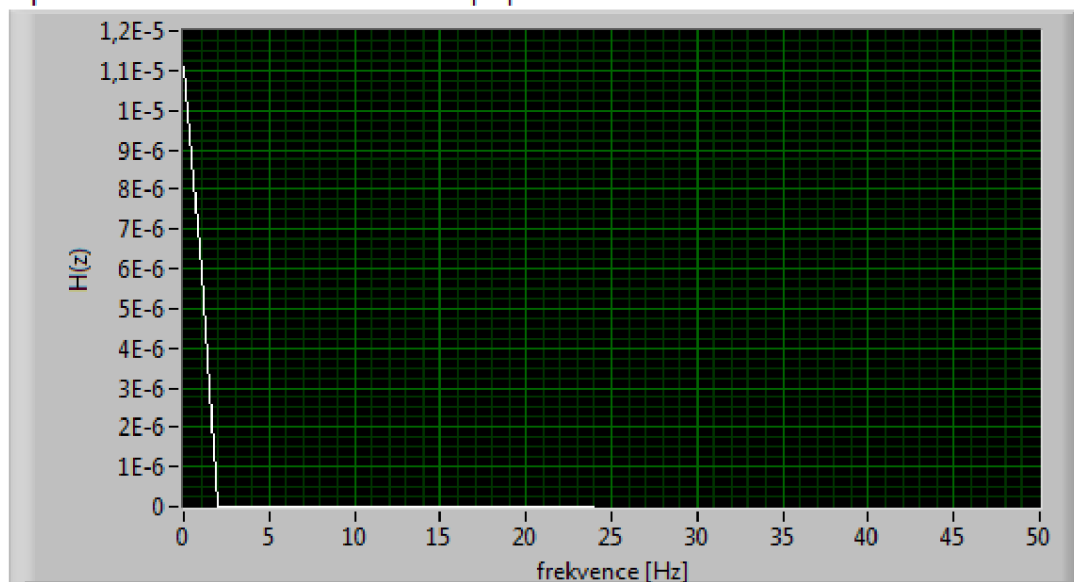
Obr. 5.9 Blok pro umocnění signálu

5.2.4 Filtrace pro vyhlazení signálu

Pro vyhlazení signálu a byl použit filtr typu FIR, takže stejné bloky jako v případě filtrace načteného signálu (*FIR Windowed Coefficients* a *FIR Filter PtByPt*) viz. **Obr. 5.5**. Nastavení bloku pro výpočet koeficientů filtru je následující: typ filtru – dolní propust s možností nastavení libovolné mezní frekvence. Její hodnota byla empiricky stanovena na 2 Hz. Typ okna je nastaven na Hannovo. Je připojen vstup pro vzorkovací frekvenci, délka impulsní charakteristiky je pevně stanovena na 50 vzorků. Amplitudová

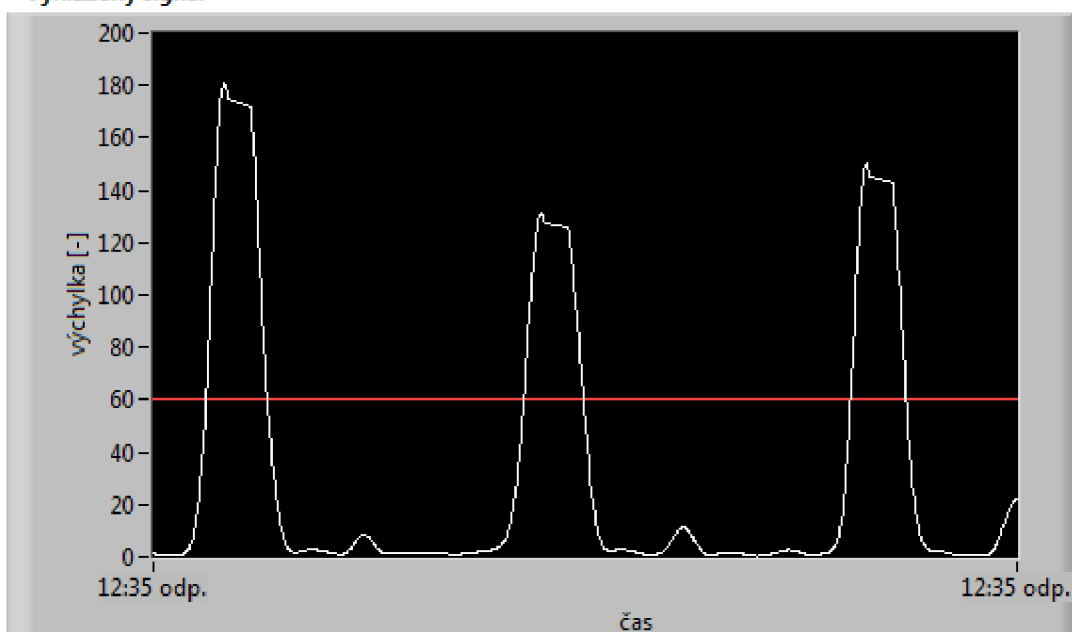
frekvenční charakteristika tohoto filtru je na **Obr. 5.10** a na **Obr. 5.11** znázorněn vyhlazený signál, připravený pro detekci špiček.

Amplitudová frekvenční charakteristika dolní propusti



Obr. 5.10 Amplitudová frekvenční charakteristika dolní propusti

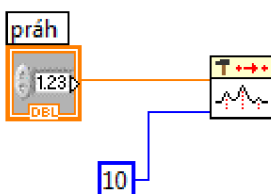
Vyhlazený signál



Obr. 5.11 Vyhlazení signálu

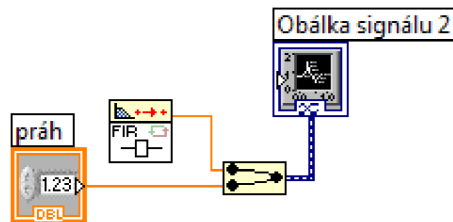
5.2.5 Detekce špiček I. srdečních ozev

Když už máme požadovaně předzpracovaný signál, můžeme přistoupit k detekci špiček prvních srdečních ozev, jejichž četnost výskytu v čase koresponduje s tepovou frekvencí. Špičkový detektor s prahováním by byl ideální prostředek. V Labview k tomu problému lze využít blok z knihovny signálových operací *Peak Detector PtByPt* viz. **Obr. 5.12**.



Obr. 5.12 Blok pro detekci špiček

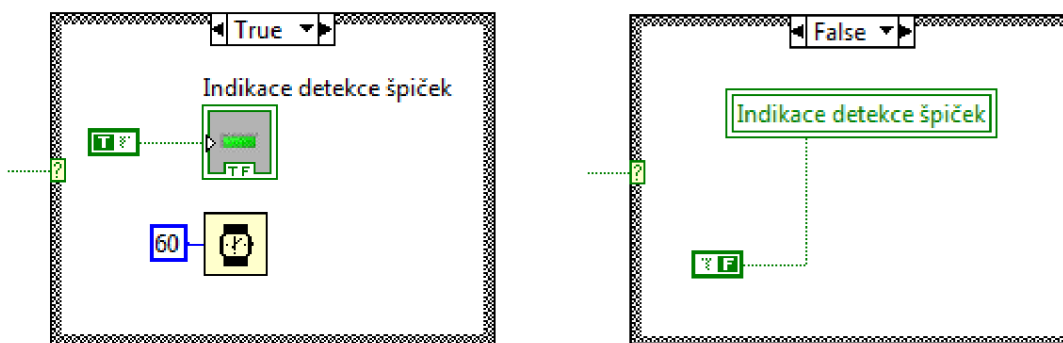
U bloku zapojíme vstupy *threshold peak* (práh), pomocí něhož definujeme špičky, které se nachází nad hodnotou prahu. Jeho hodnotu si uživatel podle potřeby může napevno zvolit, standardně je práh nastaven na hodnotu 60. Druhým zapojeným vstupem je *width* (šířka), je to šířka oblasti zájmu, kde funkce hledá na signálu špičky. Tato hodnota byla pevně zadána 10. Blok umožňuje zapojit několik výstupů. V tomto případě je využit výstup *peak* (špička), který nám dává informaci o pozitivně detekovaných špičkách. Blok vlastně mění datový typ toku dat. Na vstup přichází filtrovaný signál v číselném formátu dvojité přesnosti s plovoucí desetinou čárkou DBL na formát boolean (logická 1, 0). Jestliže je po splnění předchozích požadavků detekovaná špička signálu na výstupu bloku se objeví hodnota *True* (logická 1). Pro ostatní hodnoty se na výstupu objevuje hodnota *False* (logická 0). Takto detekované hodnoty jsou ideální pro změření tepové frekvence s využitím dalších programových struktur. Pro lepší znázornění nadprahových hodnot je v grafu pro vykreslení vyhlazeného signálu přidán pevný práh. Takové vykreslení provádí blok *Merge Signals* (sloučení signálů). Počet vstupů si určí sám uživatel změnou velikosti samotného bloku. Pro tento případ stačí vstupy 2, pro vyhlazený signálu a pevně zvolený práh. Vše ilustruje **Obr. 5.13**.



Obr. 5.13 Zapojení bloku *Merge signals*

5.2.6 Světelná indikace tepové frekvence

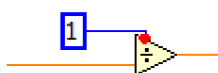
Pro indikaci srdeční činnosti (tepové frekvence) můžeme použít LED diodu, kterou najdeme v nabídce řídicích (indikačních) prvků Front panelu. Blok, zastupující diodu v blokovém schématu obsahuje pouze jeden vstup, na který přicházejí data v podobě logických nul, nebo logických jedniček (true/false). Aby dioda správně indikovala tepovou frekvenci, tzn. aby správně reagovala na hodnoty true/false, je výhodné ji umístit do programové struktury *CASE* (přepínač), pomocí které definujeme stavy true a false. Hodnoty pro tento přepínač poskytuje blok pro detekci špiček. Na vstup LED diody, umístěnou uvnitř struktury přepínače pro případ true připojíme konstantu nastavenou na true, která umožní rozsvícení diody v případě správně detekovaných hodnot. Pro správnou funkci LED diody je ještě nutné upravit časování. Detekci špičky odpovídá jeden vzorek. Při rychlém toku vzorků bychom pro tuto detekovanou hodnotu nepostřehli rozsvícení LED diody. Odstranění toho problému bylo vyřešeno použitím bloku pro zpoždění *Wait (ms)* viz. **Obr. 5.14** kde byla zadána konstanta 60 ms. Tato konstanta určuje zpoždění mezi jdoucími vzorky a umožní zachytit světelnou aktivitu LED diody. Ve stavu přepínače false využijeme lokální proměnné, kterou najdeme v položce nabídky funkci *structure*. Je to část paměti, do které můžeme ukládat proměnné. Každá lokální proměnná odpovídá řídicímu, nebo indikačnímu prvku. Proto může být nastavena do 2 režimů. Režimu Read, kdy slouží jako zdroj signálu a Write ji definuje jako cíl signálu. Kliknutím levého tlačítka myši na proměnnou si z nabídky použitých řídicích (indikačních) prvků vybereme ten, který má proměnná zastupovat. V tomto případě byla vybrána LED dioda (Indikace detekce špiček). Po připojení konstanty nastavené jako false proměnná čte hodnoty, které nesplnily podmínku detektoru a dioda zůstává zhaslá. Obě nastavení přepínače jsou znázorněny na **Obr. 5.14**.



Obr. 5.14 Nastavení diody pro oba případy

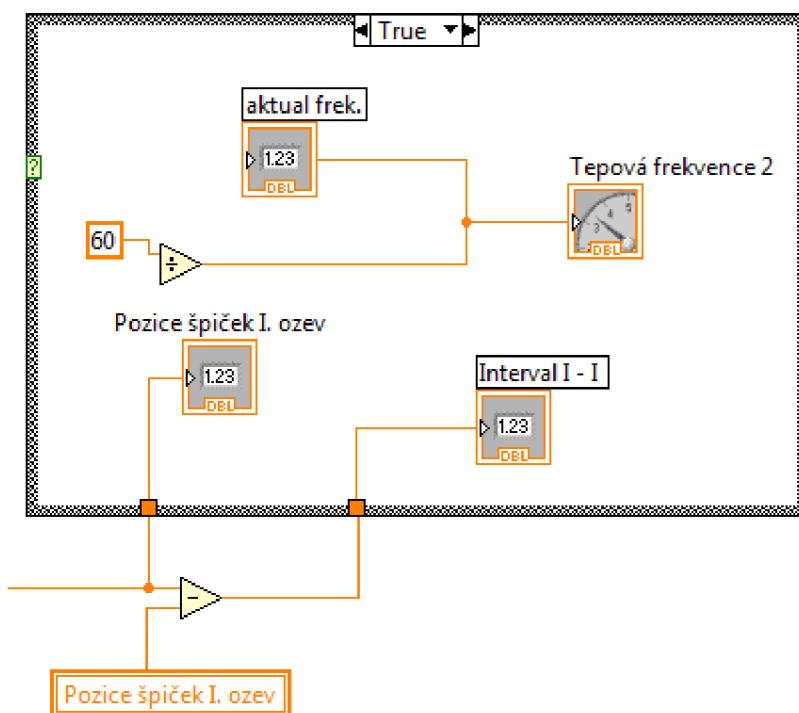
5.2.7 Výpočet aktuální tepové frekvence

Výpočet aktuální tepové frekvence je jedním z cílů programu. Abychom tuto hodnotu získali, musíme zjistit četnost detekovaných špiček, tedy jejich indexy. V tomto případě nás bude zajímat indexace signálu. Index aktuálního vzorku signálu zajišťuje počítačový terminál opakování smyčky (*While*). Abychom získali indexy jen detekovaných špiček využijeme opět programovou strukturu *Case*, na kterou budou připojena data z bloku, který poskytuje detekci špiček. Aktuální tepová frekvence je počítána ze 2 sousedních detekovaných vzorků. V blokovém schématu je tato situace řešena následujícím způsobem. Pro dobrou orientaci v činnosti programu je vhodné si do indikačního prvku vytáhnout index vzorku signálu, který je právě používán v aktuálním cyklu *While*. Jestliže tuto indexaci vzorků zavedeme do programovací struktury *Case*, při použití indikačního prvku bychom získali indexy detekovaných špiček signálů. Výpočet tepové frekvence vychází ze znalosti délky intervalu, mezi 2 detekovanými indexy vzorků. Takovým způsobem bychom určitou množinu indexů. Nás ale zajímá jaký čas uběhne mezi 2 detekovanými hodnotami. Proto je nezbytné přepočítat vzorkovací frekvenci na vzorkovací periodu. To lze jednoduše provést pomocí bloku *Divide* (dělní) viz. **Obr. 5.15**.



Obr. 5.15 Výpočet vzorkovací periody

Po vypočítání vzorkovací periody a jejím vynásobením s hodnotami indexů vzorků a propojením do struktury *Case* je získána poziční časová informace detekovaných špičkových hodnot. Pro výpočet intervalu je nutné někde ukládat předchozí poziční informace, abychom je mohli odečítat od aktuálních získaných hodnot a tím získali interval mezi sousedními detekovanými špičkami. Ukládání právě získaných pozičních informací lze provést pomocí lokální proměnné. Její činnost byla vysvětlena v **kap. 5.2.6**. Proměnnou přiřadíme indikačnímu prvku (pozice špiček I. ozev). V tomto případě však nastavíme tak, aby se chovala jako zdroj (*Read*). Při tomto nastavení je funkce následující: pro první poziční informaci detekované špičky je lokální proměnná, kterou využíváme k odečtení a získání požadovaného intervalu ještě prázdná, takže z ní nelze číst. Až při získání následující poziční informace je již v lokální proměnné uložena informace o předchozí detekované špičce a v této chvíli je můžeme od sebe odečíst, čímž dostaneme interval I-I (vzdálenosti špiček I. srdečních ozev). Tato činnost je opakována pro všechny následující detekované hodnoty. Použité bloky a jejich propojení s využitím programové struktury *Case* je ilustrováno na **Obr. 5.16**



Obr. 5.16. Blokový návrh pro výpočet tepové frekvence

Ze získaných časových intervalů lze nyní vypočítat aktuální tepovou frekvenci ve formě počet tepů za minutu podle vztahu:

$$TF = \frac{60}{II \text{ intervaly [s]}} \quad (5.1)$$

5.2.8 Výpočet průměrné tepové frekvence

Navržený virtuální přístroj kromě výpočtu aktuální tepové frekvence umožňuje výpočet průměrné tepové frekvence. Její hodnota umožňuje uživateli porovnávat s hodnotou aktuální tepové frekvence v časovém vývoji. Pro její výpočet je nezbytné definovat, z kolika periodicky se opakujících se cyklů (vzdálenosti mezi detekovanými špičkami I. srdečních ozev) signálu bude odvozena. Z předchozího řešení programu pro tento výpočet lze použít hodnoty aktuálních tepových frekvencí a pomocí klouzavého okna z nich získat průměrnou tepovou frekvenci. Důležité je definovat z kolika hodnot bude průměrná frekvence vypočítána. V tomto řešení byla zadána pro výpočet ze 4 hodnot. Funkce je následující. Okno získává hodnoty aktuální frekvence tím způsobem, že nejstarší hodnotu zapomene a novou načte. Vyhodnocení probíhá při každém načtení nové hodnoty a průměrná tepová frekvence je pak určena aritmetickým průměrem hodnot v okně.

$$x = \frac{1}{n}(x_1 + x_2 + \dots + x_n) \quad (5.2)$$

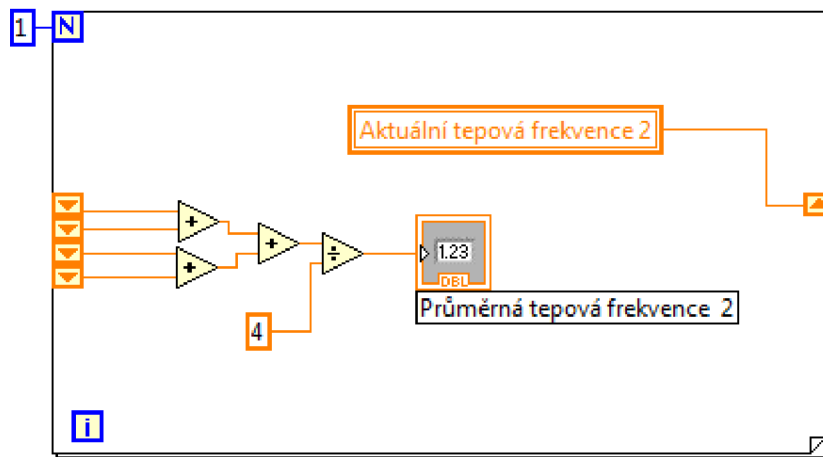
V labview k realizaci tohoto problému je výhodné použít programovou strukturu pro větvení programu *For*. Tato struktura slouží k n-násobnému vykonání všech funkcí, které zastupují bloky nacházející se uvnitř. Hodnota **n** musí být definována ještě před spuštěním programu, aby cyklus *For* věděl, kolikrát má zopakovat svoji činnost. Obsahuje ještě terminál, ze kterého můžeme číst počet opakování. Výpočet průměrné tepové frekvence při použití cyklu *For* vypadá následovně. Celá tato struktura je umístěna uvnitř *Case* struktury. Počet opakování **n** je nastaven na hodnotu 1, to znamená, že všechny operace umístěné uvnitř se provedou právě jednou. Abychom dostali hodnotu aritmetického průměru, musí být

zajištěn přísun dat do cyklu a jeho výpočet. Při řešení tohoto problému využijeme *Shift registers* (posunovací registry). Jejich výhodou je, že může přenést jakoukoliv hodnotu současné iterace do následující. Vyskytuje se vždy v párech. Jeden slouží jako terminál pro vyslání hodnoty do následující iterace a ze druhého čteme data, jež používáme v následující iteraci. Jako zdroj pro terminál, který posílá hodnoty do dalších iterací bylo využito lokální proměnné. Ta je nastavena do režimu čtení a čte data, která poskytuje indikační prvek (aktuální tepová frekvence). Nastavení výstupního registru je třeba ještě upravit, abychom získali průměrnou hodnotu ze zvolených čtyř hodnot. K tomuto registru přidáme ještě další 3 elementy. Tyto elementy slouží k ukládání hodnot z předchozích iterací viz. **Obr. 5.17**.



Obr.5.17 Výstupní registry

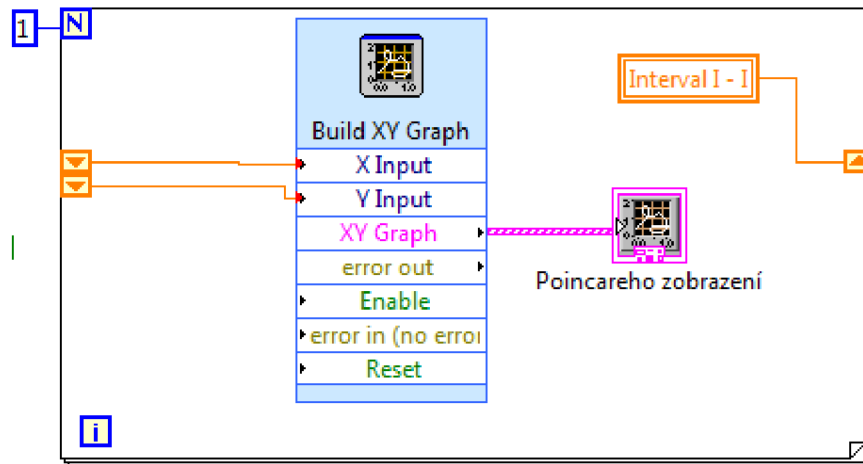
Postupné ukládání přijatých hodnot probíhá tak, že pro následující iterace jsou hodnoty postupně přemísťovány do spodnějších registrů a nová hodnota je vždy umístěna do nejhornějšího registru. Jejich výstupy jsou spojeny se vstupy bloků pro sčítání *Add*. Po konečném součtu všech hodnot, je použit blok pro dělení. Nastavením konstanty $y = 4$ pro tento blok dostaneme na výstupu průměrnou tepovou frekvenci. Je důležité se ještě zmínit o nastavení konstanty cyklu n (počet opakování). V této realizaci je nastavena na 1, což značí, že by cyklus *For* svoji činnost provedl pouze jednou, ale umístěním této struktury do cyklu *Case* bude vykonán vždy, když lokální proměnná (aktuální tepová frekvence) poskytne vstupnímu registru data. Výpočet průměrné tepové frekvence je uveden na **Obr. 5.18**.



Obr. 5.18 Výpočet průměrné tepové frekvence

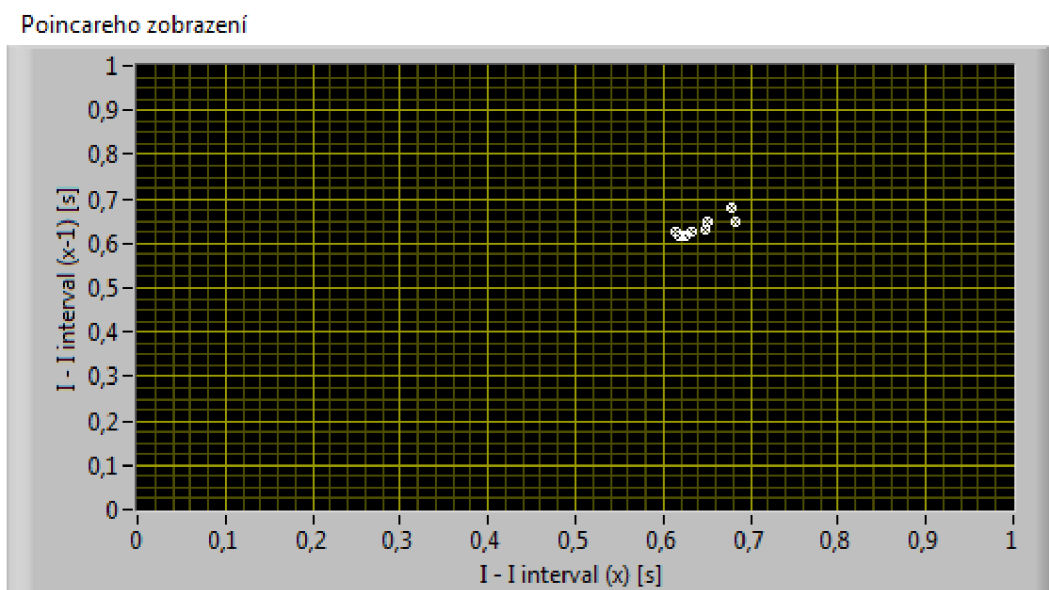
5.2.9 Analýza pomocí Poincarého zobrazení

Součástí vyhodnocení tepové frekvence je analýza pomocí geometrického měření tedy Poincarého mapy. Pro jejich realizaci v Labview je důležitá informace, jakým postupem mají být do grafu zaznamenávány hodnoty intervalů R-R (čas mezi detekovanými špičkami I. srdečních ozev). Z kapitoly 4.3 víme, že na osu x se vynáší aktuální hodnota intervalu a na osu y hodnota zpožděného intervalu. Ideálním řešením v labview je použití bloku, který nám vytvoří XY graf. Tento blok se automaticky vytvoří po vložení XY grafu na front panel pod názvem *Express XY Graph*. Pro získání Poincarého mapy byl navrhnut následující postup. Bylo použito cyklu *for*, jehož činnost byla objasněna v předchozí kapitole 5.2.9. Do tohoto cyklu umístíme příslušný blok s indikačním prvkem, který zobrazuje požadovanou mapu. Doplníme jej *shift registry*, které zajišťují přenos dat. Vstupní registr doplníme lokální proměnou nastavenou do režimu čtení dat. Čte data, která poskytuje indikační prvek (Interval I-I). Výstupní registr doplníme o jeden element navíc, protože je potřeba zapisovat hodnoty jak na x osu, tak na osu y. Činnost probíhá následovně: na vstupní registr přichází první hodnota intervalu I-I, zatím se do grafu nic nezapisuje. Při další iteraci se tato hodnota dostává do prvního výstupního registru, který je spojen se vstupem grafu pro vykreslení x-ové hodnoty. Při další iteraci se hodnota prvního výstupního registru dostává do spodního a je zakreslena do grafu jako hodnoty osy y. Současně do prvního výstupního registru přichází nová hodnota I-I intervalu a je zaznamenána na ose x. Celý cyklus se opakuje pro všechny další získané intervaly. Tento postup je uveden na Obr. 5.19



Obr. 5.19 Zapojení pro získání Poincarého mapy

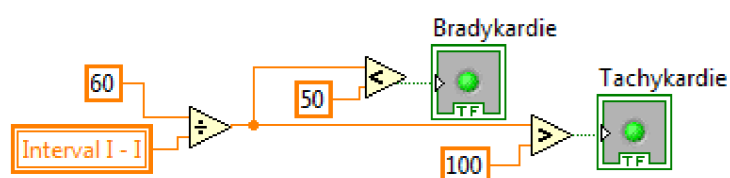
Použitím předchozího postupu pro analyzovaný signál dostaneme Poicarého mapu, která je znázorněna na **Obr. 5.20**. Zde je vidět množina bodů, která je orientována do jednoho shluku. Shluk je vykreslen do oblasti 0,6 az 0,7 s délky trvání intervalu I-I, z čehož jde usuzovat, že nedochází k významné změně srdečního rytmu. Přesněji bychom mohli analyzovat vývoj srdečního rytmu, kdybychom měli dostatečně dlouhý záznam fonokardiografického signálu.



Obr. 5.20 Poincarého mapa

5.2.10 Indikace krizových stavů

Navržený kardiotachometr je ještě doplněn o indikaci krizových stavů, jako je tachykardie a bradykardie viz. kapitola 2.3. Tachykardie je definovaná jak zrychlený srdeční rytmus a je limitována spodní hranicí 100/min. Bradykardie je zpomalený rytmus pod 50/min. V labview tuto indikaci lze vytvořit jednoduše následujícím způsobem. K výpočtu je použito lokální proměnné, která načítá aktuální hodnoty I-I intervalu. Přepočítáme do tvaru počet tepů/min. Dalším použitím logický členů (< nebo >) s nastavením definovaných konstant (100, 50) dostaneme na výstupu hodnotu true, nebo false. Tento výstup přivedeme na LED diodu a při hodnotě true, dojde k indikaci krizového stavu. Vše je ilustrováno na **Obr. 5.21**.



Obr. 5.21 Indikace krizových stavů

6. Upozornění pro uživatele

Prvním důležitým faktem je, že načítáme signál, který byl již vzorkován s nějakou vzorkovací frekvencí. Při použití toho kardiotachometru musí uživatel znát informaci o velikosti této hodnoty, protože je důležitá k nastavení některých bloků, hlavně pro výpočet koeficientů filtru. Při zadání větší, nebo menší hodnoty by byl signál načítán zrychleně, nebo zpomaleně a této změně by odpovídala i změna jak aktuální, tak průměrné tepové frekvence.

Důležité je zmínit nastavení dolní mezní frekvence filtru pro vyhlazení signálu. Použitím filtrace je signál vyhlazen, ale nastavením mezní frekvence jako by docházelo k zesilování a zeslabování signálu. Tato reakce byla stejná i pro použití jiných typů filtrů. Na výpočet tepové frekvence však nemá vliv, při správném nastavení prahu detekce.

Další věcí, která musí být zmíněna je výpočet průměrné tepové frekvence, použitím shift registrů. Tento výpočet je realizován aritmetickým průměrem z hodnot v registrech. Při spuštění programu nejsou hned obsazeny všechny výstupní registry hodnotami aktuálních tepových frekvencí, tudíž zde probíhá přechodný děj. Až po obsazení všech registrů hodnotami aktuálních tepových frekvencí je výpočet průměrné tepové frekvence správný. Tento nedostatek by bylo vhodné odstranit inicializační konstantou shift registrů, ale pro naprogramovaný algoritmus bychom registru přiřadili pevnou hodnotu, kterou by neustále načítal.

7. ZÁVĚR

Tématem diplomové práce byl kardi tachometr, což je přístroj pro měření tepové frekvence. První část práce je zaměřená na anatomický popis srdce. Byly zde popsány elektrické děje vznikající v srdci, které ovlivňují srdeční rytmus.

Dalším splněným bodem je zpracování metod, které lze použít k odvození tepové frekvence. Byla vybrána metoda pro odvození z akustického projevu srdce, tedy z fonokardiografického signálu.

Cílem práce byl návrh a realizace funkčního kardi tachometru. Nejdříve bylo navrženo blokové schéma, ze kterého bude vycházet jeho realizace. Jednotlivé bloky byly teoreticky popsány. K vytvoření modelu kardi tachometru bylo použito grafické programovací prostředí LabView. Součástí práce je uvedení do problematiky tohoto grafického prostředí.

Výpočet tepové frekvence jak již bylo uvedeno vychází z detekce I. srdeční ozvy. Detekci předchází určité zpracování signálu, pro které byly použity číslicové filtry. První filtr typu pásmové propusti pro filtraci nežádoucích vibrací, druhý filtr (dolní propust) pro vyhlazení signálu, který umožní detekci špiček. Kvalitní detekci zajistil špičkový detektor s prahováním. Navržený model měří aktuální i průměrnou tepovou frekvenci. Je doplněn o analýzu variability srdečního rytmu (HRV) v časové oblasti, která poskytuje přehledně jednotlivé hodnoty intervalů mezi jednotlivými detekovanými špičkami I. ozev.

Navržený model by mohl být dále doplněn o složitější analýzy variability srdečního rytmu ve frekvenční, nebo časově – frekvenční oblasti. Jako negativum diplomové práce může být fakt, že pro výpočet tepové frekvence bylo použito jednoho signálu.

8. LITERATURA

- [1] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. překlad 6. vydání.: Grada, 2005. 146s. ISBN 978-80-247-0960-4.
- [2] HONZÍKOVÁ, Nataša, HONZÍK, Petr. *Biologie člověka*. Brno, 2003. 134 s. Skriptum FEKT VUT Brno
- [3] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno : CERM s.r.o., 1995. 192s. ISBN 80-85867-63-X .
- [4] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. rozš. vyd. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [5] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika: *Fonokardiografie*. 2007. 17 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [6] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika: *Měření krevního tlaku*. 2007. 31 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [7] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika: *Pletysmografie*. 2007. 27 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [8] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika: *Měření průtoku krve*. 2007. 55 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [9] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *Analýza variability srdečního rytmu*. 2008. 29 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [10] ŽÍDEK, Jan. *Grafické programování ve vývojovém prostředí LabView* : Výukové skriptum [online]. Ostrava , 2002 [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://uai.fme.vutbr.cz/lab/FAQ/labview/VI_Skripta.pdf>.
- [11] *EKG In Wikipedia* : the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/EKG>>.
- [12] *Ekg kvalitně* [online]. [cit. 2010-05-15]. Výukový web EKG. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz/>>.
- [13] National Instruments. *LabView Help*: Projektová dokumentace k programovacímu prostředí LabView. 2009
- [14] *LabVIEW In Wikipedia* : the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation , [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <<http://en.wikipedia.org/wiki/LabVIEW>>.
- [15] *Srdce In Wikipedia* : the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation , [cit. 2010-05-15]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>.
- [16] Wikiverzita [online]. [cit. 2010-05-15]. EKG vyšetření. Dostupné z WWW: <http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG_vyšetření>.

9. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1 Anatomie srdce.....	5
Obr. 2.2 EKG křivka.....	6
Obr. 2.3 Bipolární Einthovenovy svody.....	7
Obr. 2.4 Unipolární hrudní svody.....	7
Obr. 3.1 Srovnání fonokardiografického , EKG signálu a průběhu tlakové křivky.....	12
Obr. 3.2 Průběh tlakové křivky.....	13
Obr. 3.3 Princip auskultační metody.....	14
Obr. 3.4 Peňázova metoda.....	15
Obr. 3.5 Kapacitní snímač.....	16
Obr. 3.6 Blokové schéma pneumatického pletysmografu.....	17
Obr. 3.7 Srovnání průběhů pro odvození TF.....	18
Obr. 3.8 Princip Dopplerova jevu.....	19
Obr. 4.1 Blokové schéma kardi tachometru.....	21
Obr. 4.2 Nastavení pásmové propusti.....	23
Obr. 4.3 Poincarého mapy pro spánková stadia.....	25
Obr. 5.1. Nesprávné propojení bloků.....	27
Obr. 5.2 Vstupní část programu – načtení, uzavření signálu (souboru).....	29
Obr. 5.3 Zapojení zpoždovacího bloku.....	29
Obr. 5.4 Načtený signál.....	30
Obr. 5.5 Bloky pro filtraci.....	30
Obr. 5.6 Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti.....	31
Obr. 5.7. Výpočet frekvenční charakteristiky filtru	31
Obr. 5.8 Filtrovaný signál.....	32
Obr. 5.9. Blok pro umocnění signálu.....	32
Obr. 5.10 Amplitudová frekvenční charakteristika dolní propusti.....	33
Obr. 5.11 Vyhlazení signálu.....	33
Obr. 5.12 Blok pro detekci špiček	34
Obr. 5.13 Zapojení bloku <i>Merge sinals</i>	35
Obr. 5.14 Nastavení diody pro oba případy.....	36
Obr. 5.15 Výpočet vzorkovací periody.....	36
Obr. 5.16 Blokový návrh pro výpočet tepové frekvence.....	37
Obr.5.17 Výstupní registry.....	39

Obr. 5.18 Výpočet průměrné tepové frekvence.....	40
Obr. 5.19 Zapojení pro získání Poincarého mapy.....	41
Obr. 5.20 Poincarého mapa.....	41
Obr. 5.21 Indikace krizových stavů.....	42

10. Přílohy

Příloha č.1 – Vzhled modelu kardi tachometru

