VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUTOMATICKÉ ROZMĚŘENÍ VÍCESVODOVÝCH EKG SIGNÁLŮ

AUTOMATIC DELINEATION OF MULTI-LEAD ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER‘S THESIS

AUTOR PRÁCE — Bc. Vojtěch Veverka
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. Jakub Hejč
SUPERVISOR

BRNO 2017

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**
Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Vojtěch Veverka ***ID:*** 147484
Ročník: 2 ***Akademický rok:*** 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Automatické rozměření vícesvodových EKG signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody rozměřování signálů EKG. Podrobně prostudujte zejména aktuální metody využívající analýzu hlavních komponent. Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu. 2) Navrhněte a realizujte vlastní algoritmus rozměření vícesvodového EKG signálu. 3) Algoritmus otestujte na dostupných databázích EKG signálů. 4) Dosažené výsledky srovnejte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) Rozšiřte algoritmus o detekci klinicky významných parametrů v prostoru hlavních komponent a na vhodných signálech vyhodnoťte dlouhodobou stabilitu detekce 6) Proveďte podrobnou diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SORNMO Leif and LAGUNA Pablo. Bioelectrical signal processing and neurological applications. Academic Press; 1st edition, 2005, 688 s., ISBN: 978-0124375529.

[2] ACAR B., Yi G., HNATKOVA K., MALIK M. Spatial, temporal and wavefront direction characteristics of 12-lead T-wave morphology. Med. Biol. Eng. Comput., 1999, 37:574-584.

Termín zadání: 6.2.2017 ***Termín odevzdání:*** 19.5.2017

Vedoucí práce: Ing. Jakub Hejč
Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

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

Abstrakt

Tato diplomová práce je zaměřena na problematiku automatického rozměření vícesvodových EKG signálů. V úvodu práce je popsána anatomie a fyziologie srdce, možnosti snímání EKG a popis EKG křivky. Samostatná kapitola je věnována statistické metodě analýzy hlavních komponent a možnostem jejího výpočtu a použití u EKG signálů.

Další část práce se zabývá QRS komplexem a metodami jeho detekce. V práci je uvedeno několik přístupů k detekci QRS komplexu. Z nichž většina byla realizována a otestována na databázích CSE a PTB. Výsledky testů jsou uvedeny v práci a diskutovány.

Následně je v práci popsán obecný princip rozměření EKG signálu a jsou popsány dvě známé metody rozměření. V práci je realizována metoda založená na vlnkové transformaci.

V praktické části diplomové práce je popsán realizovaný algoritmus rozměření, který byl otestován na CSE a PTB databázi. Výsledky rozměření byly statisticky vyhodnoceny, srovnány s metodami jiných autorů a diskutovány.

Závěr práce je věnován popisu a detekci klinicky významných parametrů v prostoru hlavních komponent. Výsledky analýzy těchto parametrů jsou statisticky zhodnoceny a diskutovány. Dále jsou navrhnuta řešení dosavadních nedostatků popřípadě jiných přístupů k analýze těchto parametrů.

Klíčová slova

EKG, MATLAB, CSE databáze, PTB databáze, PCA, analýza hlavních komponent, vlnková transformace, rozměření, QRS komplex

Abstract

This master's thesis is focused on the issues of automatic delineation of multi-lead ECG signals. In the intrductionof this thesis is described anatomy and physiology of the human heart, posibility of ECG recording and description of ECG curve. A separate chapter is devted to the statistical method of principal component analysis and the posibilities of its calculation and use on ECG signals.
Another part of thesis deals with QRS complex and method of detection. In this thesis are described several approaches to detection of the QRS complex. Most of which were implemented and tested on CSE and PTB databases. The results of test are presented in thesis and discussed.
Subsequently, the general principle of the delineation of ECG signa lis described and tqo known methods of delineation are described. In this thesis is realized method which is based on wavelet tranformation.
The practical part of master's thesis describes the realized algorithm, which was tested on CSE and PTB database. The resultrs of the delineation were statistically evaluated, compared with the methods of other authors and discussed.
The conclusion of the thesis is devoted to the description and detection of clinically significant parameters are statistically evaluated and discussed. In addition, solutions to existing shortcomings or other approaches to the analysis of these parameters are proposed.

Keywords

ECG, MATLAB, CSE database, PTB database, PCA, principle component analysis, wavelet transform, delineation, QRS complex

Bibliografická citace:

VEVERKA, V. *Automatické rozměření vícesvodových EKG signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 85s., 4s příloh Vedoucí práce: Ing. Jakub Hejč.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Automatické rozměření vícesvodových EKG signálů 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **19. května 2017** ……

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Jakubovi Hejčovi, za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a také za trpělivost a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne **19. května 2017** ……

podpis autora

Obsah

1 Úvod ... 1
2 Fyziologie srdce a snímání srdeční elektrické aktivity ... 2
2.1 Anatomie a fyziologie srdce ... 2
2.2 Popis EKG signálu a jeho vlastnosti ... 4
2.3 EKG ve frekvenční oblasti ... 6
2.3.1 Rušení v signálu EKG ... 7
3 Metody detekce QRS komplexu ... 8
3.1 Detektory založené na derivaci signálu ... 9
3.2 Detektory založené na číslicové filtraci ... 10
3.3 Detektory založené na rozkladu signálu bankou filtrů ... 10
3.4 Detektory založené na vlnkové transformaci ... 11
4 METODY rozměření ekg signálů ... 13
4.1 Obecný princip rozměření EKG signálů ... 14
4.2 Rozměření založené na derivaci filtrovaného signálu ... 15
4.3 Rozměření založené na vlnkových transformacích ... 16
5 vlnková transformace ... 19
5.1 Spojitá vlnková transformace ... 19
5.2 Diskrétní vlnková transformace ... 21
5.3 Dyadická vlnková transformace ... 21
6 Analýza hlavních komponent ... 23
6.1 Matematický výpočet ... 23
6.2 Použití PCA na signálu EKG ... 25
6.3 Klinicky významné parametry v prostoru hlavních komponent ... 27
7 realizace algoritmu ... 30
7.1 Analýza hlavních komponent a výpočet globální svodu ... 31
7.2 Detekce QRS komplexu ... 33
7.3 Rozměření QRS komplexu ... 37
7.4 Eliminace QRS komplexu ... 40
7.5 Rozměření T vlny ... 41
7.6 Rozměření P vlny ... 44
7.7 Detekce morfologických parametrů T vlny ... 45
8 rozměření na cse a ptb databázi ... 47
8.1 Databáze CSE ... 47
8.2 Databáze PTB ... 48
8.3 Statistické parametry ... 49
8.4 Ukázky detekce QRS komplexu ... 51
8.5 Srovnání výsledků s jinými autory ... 56

8.6 Ukázky rozměření EKG na databázi CSE 57
8.7 Ukázky rozměření EKG na databázi PTB 63
8.8 Srovnání výsledků jiných metod 65
9 závěr 66
Literatura 68
Seznam symbolů, veličin a zkratek 72
Seznam příloh 73
A Blokové schéma programu 74
B Výsledky detekce morfologických parametrů 75

Seznam obrázků

Obrázek 2-1 EKG křivka, základní popis 4
Obrázek 2-2 Relativní odhad výkonového spektra EKG signálu (převzato z [19]) 6
Obrázek 3-1 Obecný princip detekce QRS komplexů 8
Obrázek 3-2 Tvary a přenosové funkce použitých vlnek u detektorů QRS komplexů 12
Obrázek 4-1 Blokové schéma obecného algoritmu automatického rozměření EKG signálu 14
Obrázek 4-2 Vlnková transformace QRS komplexu za použití antisymetrických vlnek *bior1.5* a *gaus3* a za použití symetrické vlnky *sym4* 18
Obrázek 5-1 Grafické vyjádření významu parametrů *a* a *b* ve vlnkové transformaci 20
Obrázek 5-2 Blokové schéma dyadické vlnkové transformace s podvzorkování a bez podvzorkování (vytvořeno dle [21]) 22
Obrázek 6-1 Vstupní data pro PCA (signál MO1_001_12.mat) 25
Obrázek 6-2 Výsledek analýzy hlavních komponent (signál MO1_001_12.mat) 26
Obrázek 6-3 Grafické znázornění morfologických parametrů (převzato z [38]) 28
Obrázek 7-1 Blokové schéma algoritmu rozměření 30
Obrázek 7-2 Frekvenční charakteristika horní propusti s mezní frekvencí 2,5Hz 31
Obrázek 7-3 Ukázka analýzy hlavních komponent s vyznačením referenčních pozic; (signál MO1_12_007.mat) 32
Obrázek 7-4 Globální svod EKG vypočtený jako modul vektoru prostorového napětí z prvních tří hlavních komponent 33
Obrázek 7-5 Přenosová funkce vlnky *sym4* a tvar vlnky *sym4* 36
Obrázek 7-6 Vlnková transformace QRS komplexu pomocí vlnky *bior1.5* v měřítku 15 38
Obrázek 7-7 Vlnková transformace za použití vlnky *gaus3* a měřítka 9 39
Obrázek 7-8 Přenosové funkce a tvary vlnek *gaus1* a *gaus3* 41
Obrázek 7-9 Rozdíl mezi vlnkovými transformacemi za použití vlnek *gaus1* a *gaus3* 42
Obrázek 8-1 Selhání detektoru – falešně pozitivní detekce – signál MO1_12_034.mat – červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice 52
Obrázek 8-2 Falešně negativní detekce – signál MO1_12_097.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice 53
Obrázek 8-3 Selhání detektoru v případě nízkých QRS komplexů; signál MO1_12_109.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice 53
Obrázek 8-4 Falešně pozitivní detekce; signál MO1_12_122.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice 54

Obrázek 8-5 Detekce QRS komplexu na signálu PTB_001.mat 54
Obrázek 8-6 Ukázka detekce QRS komplexu na signálu PTB_002.mat 55
Obrázek 8-7 Ukázka detekce QRS komplexů; signál: PTB_003.mat 55
Obrázek 8-8 Ukázka selhání rozměření, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 58
Obrázek 8-9 Ukázka rozměření – selhání u P konce, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 59
Obrázek 8-10 Selhání algoritmu u signálu s výrazným S kmitem, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 59
Obrázek 8-11 Ukázka signálu s bifázickou P vlnou, selhání detektoru, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 60
Obrázek 8-12 Selhání rozměření P vlny, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 61
Obrázek 8-13 Signál s bifázickou P vlnou; selhání detektoru, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 61
Obrázek 8-14 Ukázka rozměření EKG signálu, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 62
Obrázek 8-15 Selhání rozměření u bifázické T vlny, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 62
Obrázek 8-16 Selhání algoritmu u prvních dvou cyklů, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně 62
Obrázek 8-17 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově 63
Obrázek 8-18 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově 64
Obrázek 8-19 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově 64

Seznam tabulek

Tabulka 8-1 Stručný přehled patologií v CSE databázi 48
Tabulka 8-2 Povolené směrodatné odchylky od referenčních pozic v databázi CSE 48
Tabulka 8-3 Stručný přehled patologií v databázi PTB 49
Tabulka 8-4 Dílčí výsledky kombinovaného detektoru QRS komplexu 51
Tabulka 8-5 Srovnání metod detekce QRS komplexů jiných autorů 56
Tabulka 8-6 Výsledky rozměření na CSE databázi 57
Tabulka 8-7 Výsledky rozměření jiných autorů 65

1 ÚVOD

Od počátku zavedení EKG do lékařské praxe uplynulo více než sto let a dnes je toto vyšetření nedílnou součástí každého internisty, praktického lékaře a dalších lékařských odvětví. EKG vyšetření je rychlá, neinvazivní diagnostika srdečního svalu, která pomáhá odhalit patologické stavy, ke kterým může u srdce docházet a pomáhá tak v rozhodování lékařů u urgentních případů. Spolu se zavedením počítačů do lékařské praxe se vývoj zaměřil především na využití počítačů v usnadnění zpracování jak signálových, tak obrazových dat a na jejich vyhodnocení. V dnešní době existuje několik algoritmů pro automatické rozměření EKG signálů, které se běžně používají, jejich spolehlivost však není tak vysoká, že by mohla nahradit funkci člověka – lékaře.

Tato diplomová práce je zaměřena na automatické rozměření, především vícesvodových záznamů EKG. Cílem práce je zaměřit se na možnost využití analýzy hlavních komponent při rozměřování signálů EKG a realizovat rozměřovací algoritmus, který bude hlavní komponenty využívat. V úvodu praktické části práce je popsáno několik metod detekce QRS komplexu a většina z těchto metod byla v rámci této práce prakticky realizována a otestována na databázích EKG. V práci je rovněž uveden obecný princip rozměření signálu EKG a popsány jsou také dvě nejpoužívanější metody, z nichž jedna využívá první derivaci signálu a druhá je založena na vlnkové transformaci. V práci využívám metody jiných autorů, které dále modifikuji tak, aby byly použitelné právě na signálu EKG, který je výstupem analýzy hlavních komponent. Algoritmus byl otestován na databázích CSE a PTB a výsledky byly srovnány s ostatními autory. Práce je rovněž zaměřena na detekci a analýzu klinicky významných parametrů EKG signálu v prostoru hlavních komponent. Tento algoritmus byl otestován na části signálů z obou databází a byla statisticky vyhodnocena jeho stabilita.

2 FYZIOLOGIE SRDCE A SNÍMÁNÍ SRDEČNÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY

Veškeré pochody v lidském těle se dějí za přítomnosti kyslíku, energie a dalších důležitých živin, přičemž během těchto pochodů dochází ke vzniku odpadních látek, které je nutné z těla vylučovat. Transport všech těchto nezbytných látek je zajišťován krví, která je poháněna srdcem, které se rytmicky smršťuje a tím vypuzuje krev, při zpětném navrácení tvaru čerpá krev do svých dutin. Tato mechanická činnost vzniká v důsledku šíření akčním potenciálů mezi buňkami myokardu.

V následujících kapitolách je uveden stručný přehled o anatomii a fyziologii srdce a také o možnosti snímání elektrické aktivity myokardu. Informace pro popis anatomie a fyziologie byly čerpány z [11], [33], [39]

2.1 Anatomie a fyziologie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který je uložen v hrudním koši. Srdce je rozděleno pevnou přepážkou septem na levou a pravou polovinu, přičemž každá polovina je dělena na horní a dolní část, které jsou od sebe odděleny chlopněmi, které zajišťují jednosměrný tok krve. Dutiny horní části se nazývají síně, některé literární zdroje uvádějí i název předsíně a dutiny dolní části se označují jako komory. Krev je do srdce přiváděna horní a dolní dutou žílou a ze srdce je odváděna aortou, která se v aortálním oblouku větví na menší tepny, které zásobují krví ostatní orgány.

Hlavní funkcí srdce je okysličování krve a přivádění kyslíku do ostatních orgánů a odvádění oxidu uhličitého a metabolitů z těla. Pohyb krve je zajištěn mechanickou prací srdeční svalu, rytmickým smršťováním a uvolňováním se zmenšuje objem srdečních dutin a následně se vrací do původního stavu. Při kontrahování dochází k vpuzení krve do malého – plicního – oběhu, který zajišťuje pravá polovina srdce a do velkého – tělového – oběhu, který je spojen s levou polovinou srdce. Při relaxaci srdce dochází ke zvětšování srdečních dutin, podtlak, který se v dutinách vytvoří, otevře chlopně a krev z malého i velkého krevního objemu je sána do srdce.

Mechanická práce popsána výše je projevem kontrakcí a relaxací pracovního myokardu – svalovinou, kterou je tvořeno srdce. Vedle pracovního myokardu rozlišujeme ještě převodní myokard, který zajišťuje vznik a šíření elektrických impulzů po pracovním myokardu. Tento elektrický systém převodní je tvořen několika částmi, které mají své specifické vlastnosti.

Prvním bodem je sinoatriální – SA – uzel, který je umístěn na pravé síni u ústí horní duté žíly. Uzel má velmi dobrou schopnost automacie a frekvence

vytváření vzruchů se za fyziologických podmínek pohybuje v rozmezí 60 – 80/minutu a je tak dvakrát rychlejší než frekvence atrioventrikulárního uzlu. SA uzel je označován jako udavatel rytmu tzv. peacemaker , proto je rytmus zdravého srdce označován jako sinusový. Vzruch se postupně šíří po myokardu pomocí internodálních síňových drah, které ústí do atrioventrikulárního – AV – uzlu, který je umístěn nad atrioventrikulárními chlopněmi. AV uzel má dvakrát nižší frekvenci tvoření vzruchů a dochází tak ke zpomalení rytmu z frekvence 60 – 80 vzruchů/minutu na 30 – 40 vzruchů/minutu. Z AV uzlu pokračuje vzruch do Hissova svazku, ze kterého odstupují Tawarova raménka, která se větví na pravou a levou část srdce a vedou tak vzruch k srdečnímu hrotu.

Za fyziologických podmínek pracují všechny součásti převodního systému srdečního zcela přesně a v jasně daném pořadí. Buňky SA uzlu se nachází v klidovém membránovém potenciálu, který nabývá hodnot -55 až -65 mV. Membrány těchto buněk jsou dobře propustné pro draselné ionty, které se volně přesouvají do extracelulární tekutiny a snižují tak membránový potenciál buňky. Jakmile dosáhne membránový potenciál hodnoty -40 mV, dojde ke spontánní depolarizaci, při které se otevřou iontové kanály pro sodík a vápník a dojde k elektrochemickému ději, který nazýváme akční potenciál. Po několika milisekundách dojde k uzavření Na a Ca kanálů a ionty draslíku vyrovnají potenciál zpět ke klidové hodnotě. Akční potenciál, který vzniká v SA uzlu se stává spouštěčem akčních potenciálu zbylého myokardu, po kterém se již šíří automaticky.

Šířící se akční potenciál otevírá iontové kanály ostatních buněk myokardu, jejichž potenciál se z klidové hodnoty -70 až -90 mV mění na až +20 mV, dochází tak k depolarizaci buněk. Fáze depolarizace je poměrně rychlá a srdeční buňky jí dosahují za dobu cca 2 ms. Po dosažení depolarizace nastává fáze plató, během které dochází k pozvolnému poklesu elektrického potenciálu k nulovým hodnotám. Následně dojde k repolarizaci a návratu buňky do klidového membránového potenciálu. Během obou fází, tedy během fáze plató a fáze repolarice nemůže dojít k opětovnému podráždění, tuto dobu nazýváme refrakterní fází a její trvání je v rozmezí od 250 do 300 ms.

Akční potenciál šířící se z SA uzlu prostupuje síňovými dráhami, dokud nedorazí do AV uzlu, kde je zpomalen – buňky AV uzlu mají pomalejší nástup depolarizace než buňky myokardu. Doba depolarizace síní trvá okolo 100 ms, akční potenciál je v AV uzlu následně zpomalen o dalších 100 ms než je poslán na Hissův svazek a další struktury převodního systému. Zpomalení vzruchu v AV uzlu má za následek synchronizaci mezi kontrakcí síní a kontrakcí komor tak, aby bylo možné zajistit správné plnění komor.

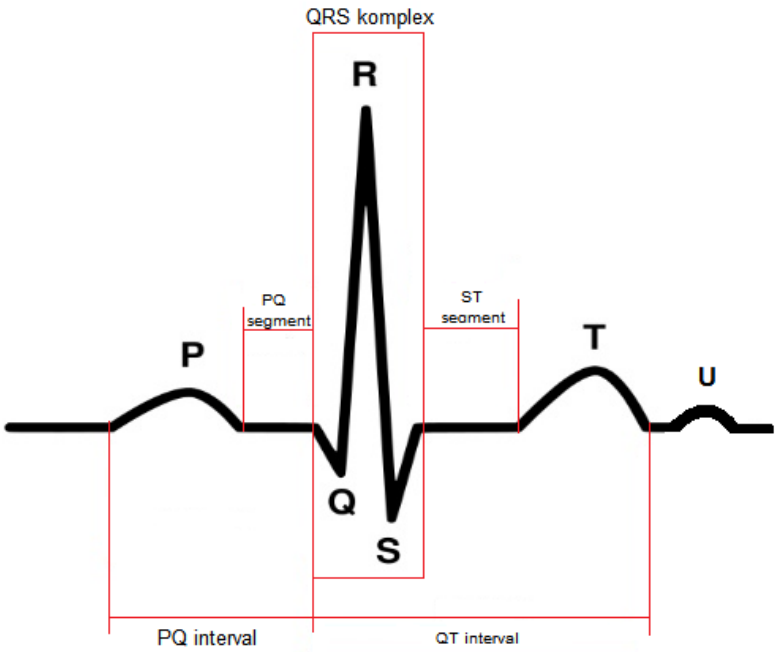
2.2 Popis EKG signálu a jeho vlastnosti

Časový průběh akčního potenciálu srdečních buněk je možné zaznamenat pomocí elektrod, které jsou umístěny na specificky daných místech. Takto zaznamenaný průběh akčního napětí nazýváme elektrokardiografickou křivkou (EKG).

EKG křivka (Obrázek 2-1) je tedy projevem časových změn akčních potenciálů na buňkách myokardu a její tvar je zcela specifický.

Skládá se z vlny P, která prezentuje depolarizaci síní, následuje QRS komplex, který je složen z kmitů Q, R a S a reprezentuje depolarizaci srdečních komor a následně z vlny T, která reprezentuje repolarizaci komor. K repolarizaci síní dochází v době depolarizace komor a tak není projev repolarizace síní na EKG křivce zaznamenatelný, protože QRS komplex je dominantnějším elementem.

Pomocí doby trvání jednotlivých vln a kmitů, respektive doby jejich návazností, případně nepřítomnosti či tvaru jednotlivých elementů jsme schopni odhalit patologické děje, ke kterým může u srdečního svalu dojít. Pro popis EKG křivky byly informace čerpány z [5] [14] [16] [33] [39].



Obrázek 2-1 EKG křivka, základní popis

Vlna P – je projevem depolarizace síní a obvykle je první výchylkou na EKG záznamu. Za fyziologických podmínek by měla P vlna předcházet každému QRS komplexu a její amplituda by neměla přesahovat 0,25 mV a doba trvání 110 ms. Ve většině svodů 12-ti svodového záznamu je P vlna pozitivní (negativní výchylka ve svodech I a II je patologická).

Vyšší amplituda než 0,25 mV je projevem hypertrofie – zvětšení – svaloviny síní, delší doba trvání než 110 ms je pak projevem dilatace síní, nejčastěji pak při

stenóze mitrální chlopně. Za patologických podmínek může také docházet ke vzniku iniciačního vzruchu mimo SA uzel a P vlny se pak jeví jako pilovitý průběh o vysoké frekvenci nebo jako malé nepravidelné vlny, které mají rovněž vysokou frekvenci, tehdy mluvíme o flutteru nebo fibrilaci síní.

PQ interval – doba od počátku P vlny až po začátek QRS komplexu. PQ interval je tedy projevem systoly síní a doby zpoždění vzruchu před depolarizací komor. Fyziologická hodnota je závislá na tepové frekvenci a pohybuje se v rozmezí od 120 do 200 ms. Prodloužení PQ intervalu ukazuje na porušení vedení mezi síňovým aparátem a AV uzlem, tehdy mluvíme o AV blokádě I., II. a III. stupně. Zkrácená doba PQ intervalu je rovněž patologická a je projevem obcházení AV uzlu přes paralelní spoje s komorami, dochází tak k nesynchronním kontrakcím a špatnému plnění komor.

QRS komplex – jedná se o nejvýraznější prvek v EKG křivce a reprezentuje depolarizaci komor. Celý komplex se skládá obvykle ze tří ostrých kmitů Q, R a S, kde Q kmit je první negativní kmit a nemusí být vždy přítomen; za R kmit je považován každý pozitivní kmit, ve většině případů se objevuje pouze jeden, ale může nastat i případ, kdy je v jednom QRS komplexu obsaženo více kmitů R a nakonec S kmit, který je brán jako každá negativní výchylka za R kmitem, stejně jako u R kmitu můžeme narazit na EKG křivku, která bude obsahovat více kmitů S. Fyziologická doba trvání QRS komplexu bývá asi 110 ms, doba do 120 ms bývá patologická a poukazuje na částečnou blokádu Tawarova raménka (iRBBB), infarkt myokardu (IM) nebo hypertrofii komor. Větší doba trvání nad 130 ms se objevuje při úplné blokádě pravého (RBBB) resp. levého (LBBB) Tawarova raménka. I když Q kmit nemusí být přítomen, tak při jeho výskytu měříme jeho dobu trvání, která by neměla přesáhnout 30 ms. Delší doba trvání Q kmitu se objevuje v případech, kdy je na srdci jizva po IM; Q kmit v různých svodech pak pomáhá určit přesnou lokalitu, kde k zjizvení došlo. Pomocí amplitudy jednotlivých kmitů v jednotlivých svodech, jsme pak schopni určit tloušťku stěny komor, k tomu nám slouží tzv. Sokolowovy indexy.

ST úsek – následuje za QRS komplexem a předchází vlně T. Je projevem fáze plató mezi depolarizací a repolarizací komor. ST úsek se za fyziologických podmínek nachází v isoelektrické rovině a v buňkách myokardu tak nedochází k žádným elektrochemickým dějům. Za fyziologických podmínek se také ST úsek může vyskytovat v tzv. elevaci, která však nesmí přesáhnout amplitudu 0,1 mV (v hrudních svodech pak 0,2 mV), deprese jsou vždy projevem patologie. Vysoké elevace a deprese se objevují nejčastěji při hypoxii myokardu, pokud QRS komplex přechází do T vlny bez poklesu, mluvíme o Pardeeho vlně, která je typická pro IM.

T vlna – vlna T následuje v EKG signálu hned za QRS komplexem a na rozdíl od P vlny je vždy přítomna. T vlna reprezentuje repolarizaci srdečních komor a její

polarita je shodná s nejvyšší výchylkou komorového komplexu QRS. Odchylka od polarity je patologická. Odchylky od normy jsou obvykle projevem hypoxie myokardu. Výskyt vysoké, hrotnaté T vlny je projevem akutního IM.

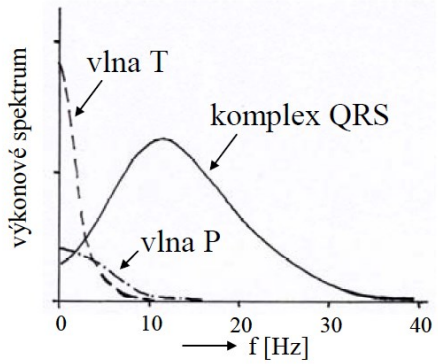
QT interval – jeho doba trvání se měří od začátku QRS komplexu, tedy od začátku kmitu Q až po konec T vlny a pohybuje se od 250 do 500 ms (doba trvání je závislá na tepové frekvenci). QT interval je projevem depolarizace a repolarizace komor. Prodloužený QT interval se může vyskytnout při používání některých léčiv a srdce se tak stává náchylnější ke komorovým arytmiím nejčastěji pak k fibrilaci.

Vlna U – vlna U je malá výchylka následující za T vlnou a vyskytuje se velmi ojediněle. Její význam nebyl zcela vysvětlen, ale předpokladem je, že se jedná o projev opožděné depolarizace Purkyňových vláken.

2.3 EKG ve frekvenční oblasti

Studium EKG signálu ve frekvenční oblasti je klíčové, pokud pro jeho zpracování používáme výpočetní techniku, což se v dnešní době stává nevyhnutelným. U běžných EKG signálů (interní ambulance a oddělení) se předpokládá, že nejvyšší frekvence, která obsahuje diagnosticky významné informace je 125 – 250 Hz, právě z toho důvodu se volí jejich vzorkovací frekvence 250 – 500 Hz. U experimentálních záznamů se volí vzorkovací frekvence 1000 a více Hz. [19] [20]

Podrobíme-li EKG signál Fourierově transformaci, dostaneme jeho frekvenční spektrum. Fourierova transformace rozloží signál na jednotlivé harmonické složky a vyjádří jejich velikost amplitudou a fází. Z takové rozkladu jsme schopni zjistit, které složky jsou v signálu nejvíce obsaženy. Při detekci a rozměření důležitých bodů v EKG signálu se setkáváme nejčastěji s použitím relativního výkonového spektra (resp. odhadem výkonové spektra), které zobrazuje frekvenční zastoupení jednotlivých elementů EKG signálu (Obrázek 2-2).



Obrázek 2-2 Relativní odhad výkonového spektra EKG signálu (převzato z [19])

Z průběhu jednotlivých výkonových spekter je patrné, že nejdominantnější je QRS komplex, který pojímá nejvíce energie EKG signálu. Nejvyššího výkonu

dosahuje QRS komplex na rozmezí frekvencí 10 – 30 Hz. Tento údaj je zvláště důležitý při detekci a rozměření QRS komplexu, kdy díky této informaci víme, jaké frekvenční pásmo zvolit u pásmové propusti příp. jaké pásmo vlnkové transformace zvolit tak, aby byly potlačeny nedůležité složky a naopak aby byly zvýrazněny složky podstatné.

Spektra vlny T a vlny P se částečně překrývají. Jejich největší výkon je soustředěn na nižších frekvencích, které obvykle nepřesahují 10 Hz. [19] [20]

2.3.1 Rušení v signálu EKG

Užitečné pásmo EKG signálu se bohužel překrývá s šumovým pásmem, které může být zdrojem rušivých vlivů, nežádoucích artefaktů a zkreslení diagnostických informací.

Kolísání nulové isolinie – toto rušení se překrývá s frekvenčním pásmem, ve kterém se vyskytují P a T vlny. Objevuje se tedy na nízkých frekvencích a je obvykle způsobeno dýchacími pohyby, tedy zdviháním hrudníku při nádechu a také elektrochemickými změnami na rozhraní elektroda-kůže. Toto rušení obvykle zasahuje do frekvenčního pásma 0-2 Hz. [19] [20]

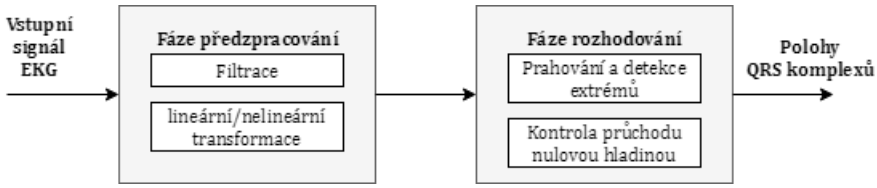
Síťové rušení – je způsobeno síťovým rušení při napájení EKG přístroje ze sítě a zasahuje do oblasti 50 Hz (v USA 60 Hz), toto rušení je téměř harmonické a někdy může obsahovat i vyšší harmonické složky. [19] [20]

Rušení myopotenciály – toto rušení je širokopásmové a projevuje se zejména u zátěžového EKG signálu, kdy se nejvíce projevuje svalová činnost vyšetřované osoby. Při klidovém vyšetření se objevuje na frekvencích vyšších než 100 Hz a zasahuje tak do užitečného pásma pouze částečně. Při zátěžovém vyšetření se začíná projevovat na frekvencích 10 – 20 Hz a jeho překrytí s užitečným EKG signálem je téměř úplné. [19] [20]

3 METODY DETEKCE QRS KOMPLEXU

Jak již bylo poznamenáno v kapitole 2.2 je QRS komplex nejvýraznějším elementem EKG signálu, tento fakt platí téměř u všech EKG záznamů, výjimku tvoří signály se speciální patologií. Další důležitým faktem je, že frekvenční pásmo výskytu QRS komplexu je relativně osamocené, nezasahují do něj důležité elementy jako je P a T vlna, to vyplývá z Obrázku2-2, který je uveden v kapitole 2-3. Právě díky těmto vlastnostem se stává detekce QRS komplexu, resp. R kmitu důležitou součástí každého algoritmu, pro automatické rozměření EKG signálu. Správná a kvalitní detekce R kmitu slouží k určení variability signálu a pro určení tepové frekvence, která se dobře uplatní při stanovení délky okna pro rozměření ostatních elementů (viz dále). QRS komplex se tedy stává referenčním, výstupním bodem pro další analýzu, proto je jeho správná detekce a lokalizace rozhodujícím faktorem ovlivňujícím úspěšnost dalšího rozměření a analýzy.

Pro detekci QRS komplexu byla představena již řada metod, které dosahovaly různých metod pro použití u různých signálů. Obecný princip detektoru je naznačen na (Obrázek 3-1):



Obrázek 3-1 Obecný princip detekce QRS komplexů

Obecně lze říci, že detekce QRS komplexu v sobě zahrnuje několik postupů, které na sebe logicky navazují.

První fází je fáze předzpracování. Jedná se o úkony, které upraví vstupní signál do takové podoby, která je vhodná pro detekci extrémů. Právě v této fázi se většina algoritmů odlišuje. Nejčastěji používanou metodou předzpracování je filtrace, resp. pásmová filtrace, která potlačí pásma, pro nás zatím nezajímavých frekvencí a zvýrazní tak zájmové pásmo, ve kterém se vyskytuje nejvíce energie QRS komplexu. Další velmi aktuální a velmi spolehlivou metodou, je metoda vlnkové transformace, která je podrobněji popsána v kapitole 5, ve zjednodušeném pohledu se dá říci, že se jedná o časově-frekvenční rozklad signálu pomocí konvoluce signálu s mateřskou vlnkou, která se posouvá po časové ose.

V některých případech, zejména pak při použití pásmové filtrace se ve fázi předzpracování objemu ještě další úkon, kterým je zvýraznění signálu, jako je umocnění nebo výpočet obálky signálu. Tyto úkony signál tzv. vyhladí, aby byly odstraněny rušivé vlivy.

Druhou fází je fáze rozhodování. Do této fáze vstupuje již předzpracovaný signál, který je upraven do ideální podoby pro detekci. V této fázi jsou aplikována rozhodovací pravidla, pomocí kterých jsme schopni resp. algoritmus je schopen určit polohu QRS komplexu. Nejčastěji využívanými pravidly jsou detekce extrému, překročením určité prahové hodnoty, která může být striktně daná nebo se přizpůsobuje signálu a druhým častým pravidlem je pak kontrola průchodu nulovou hladinou. Druhé pravidlo se velice často používá u detekcí založeným na derivaci signálu nebo na vlnkové transformaci a to proto, že během předzpracování je signál upraven do takové podoby, že vrcholy jsou transformovány na tzv. inflexní body.

V následujících podkapitolách budou uvedeny nejčastější metody, a také metody, které byly aplikovány v této práci. Informace pro tyto kapitoly byly čerpány z [18] [19] [20]

3.1 Detektory založené na derivaci signálu

Jedná se o historicky nejstarší přístup k detekci QRS komplexu. Detektory založené na metodě derivace využívají tvarové vlastnosti QRS komplexu v časové oblasti. QRS komplex má v časové oblasti strmý průběh a ve frekvenční oblasti se vyskytuje na vyšších frekvencích, kdežto nízké budou vlivem derivace potlačeny. Derivaci pro diskrétní signál lze spočítat pomocí jednoduché rovnice (rovnice 4-1):

$$y(n) = x(n+1) - x(n-1) \qquad 3\text{-}1$$

Kde *y(n)* je *n*-tý vzorek výstupního signálu a *x* jsou vzorky signálu vstupního. Tato jednoduchá rovnice je prostým rozdílem dvou sousedních vzorků a v programovém prostředí MATLAB lze provést funkcí *diff.*

Výsledný signál lze dále ještě zvýraznit pomocí druhé derivace, výsledný signál je pak dán lineární kombinací signálu první a druhé derivace. Popřípadě lze výsledný signál upravit vyhlazovacím filtrem, který potlačí některé rušivé složky.

Výsledný – transformovaný – signál je následně porovnán s prahem, který může být přesně daný nebo jej lze adaptivně přizpůsobovat průběhu signálu. Obvykle se volí jako hodnota prahu zlomek maximální výchylky, kterou lze v signálu naměřit. Výsledné polohy QRS komplexu jsou určeny pomocí rozhodovacích pravidel, která eliminují nadbytečné extrémní výchylky, které nejsou QRS komplexem. Nejčastěji používaným rozhodovacím pravidlem bývá refrakterní fáze, během které nelze očekávat další QRS komplex.

3.2 Detektory založené na číslicové filtraci

Jak již bylo uvedeno v kapitole 2.3, nejvíce energie QRS komplexu je soustředěno na frekvencích 10 – 30 Hz s maximálním množstvím energie soustředěným na 15 – 18 Hz. Právě tohoto jevu využívají detektory založené na číslicové filtraci. Pro číslicovou filtraci se nejčastěji používá pásmová propust, která zvýrazní dané pásmo, kde se předpokládá největší množství energie QRS komplexu a zbylá pásma obsahující jednak rušení a jednak zbylé elementy EKG signálu se potlačí.

Filtrovaný signál je dále upraven řadou technik, které ještě více zvýrazní signál, tak aby byl vhodný pro prahování a následné zpřesnění pozic QRS komplexů.

Umocnění – signál filtrovaný pásmovou propustí je umocněn na druhou. Touto operací dojde ke zvýraznění vyfiltrovaných extrémů a k potlačení nežádoucích složek. Filtrovaný a umocněný signál obsahuje u každého QRS komplexu několik extrémů, které mohou být zdrojem chyb, proto bývá signál následně vyhlazen dalších filtrem, tentokrát typu dolní propusť, který vyhladí signál do vhodné podoby pro rozměření. Takto filtrovaný a transformovaný signál je porovnán s prahovou hodnotou, která se může danému úseku signálu přizpůsobovat nebo je konstantní.

Obálka filtrovaného signálu – i když je umocnění signálu hojně využívanou metodou, nemusí být jeho vyhlazení dolní propustí vždy zcela ideální, proto byla vytvořena další metoda, která tento problém řeší. Touto metodou je výpočet obálky filtrovaného signálu. Obálku filtrovaného signálu získáme tak, že spočítáme absolutní hodnotu signálu analytického. Analytický signál je možné získat z původního signálu vynulováním poloviny jeho spektra, absolutní hodnota toho signálu po provedení zpětné Fourierovy transformace je obálkou signálu. Postupný výpočet, tedy provedení Fourierovy transformace, nulování poloviny spektra a výpočet zpětné Fourierovy transformace, napovídá, že lze tuto metodu použít pouze v off-line režimu, tedy až po získání kompletního záznamu EKG. Pro použití v on-line režimu je možné pro výpočet obálky zvolit analytický filtr. Postup porovnání s prahovou hodnotou a určení pozic QRS komplexu, je totožný s předchozí metodou. Pro zvýraznění obálky je vhodné ji umocnit – tento postup byl použit i v této práci.

3.3 Detektory založené na rozkladu signálu bankou filtrů

Tato metoda je metodou velmi obdobnou dyadické vlnkové transformaci (viz dále). Předzpracování signálu je koncipováno tak, že původní EKG signál je řadou pásmových propustí popř. nelineárních filtrů rozložen na pásma určená relativním

kmitočtem. Detektor použitý v této diplomové práci rozkládá vstupní EKG signál na pásma 8 – 16 Hz, 16 – 32Hz, 32 – 64 Hz a 64 – 128 Hz.

Po rozložení signálu na subpásma dojde k jejich umocnění, k potlačení nežádoucích vlivů a k přesunu případných záporných výchylek do kladných hodnot a porovnání s prahovou hodnotou, kdy je práh pro každé pásmo spočítán zvlášť. U použitého detektoru je například stanovena prahová hodnota jako průměr signálu v daném pásmu. Jako prahová hodnota byl záměrně zvolen průměr signálu, který úspěšně eliminuje vliv komorových extrasystol, které mnohdy dvojnásobně překračují maximální výchylku běžného QRS komplexu.

Jakmile známe polohy extrémů, dojde k jejich vzájemnému porovnání v sousedních pásmech pomocí shlukové analýzy. Za každý platný QRS komplex je tedy považována ta pozice, která je souhlasná v alespoň třech sousedních pásmech. V případě, že je extrém přítomen pouze ve dvou případně v jednom subpásmu, je tato výchylka eliminována a do celkové detekce se nezapočítává.

3.4 Detektory založené na vlnkové transformaci

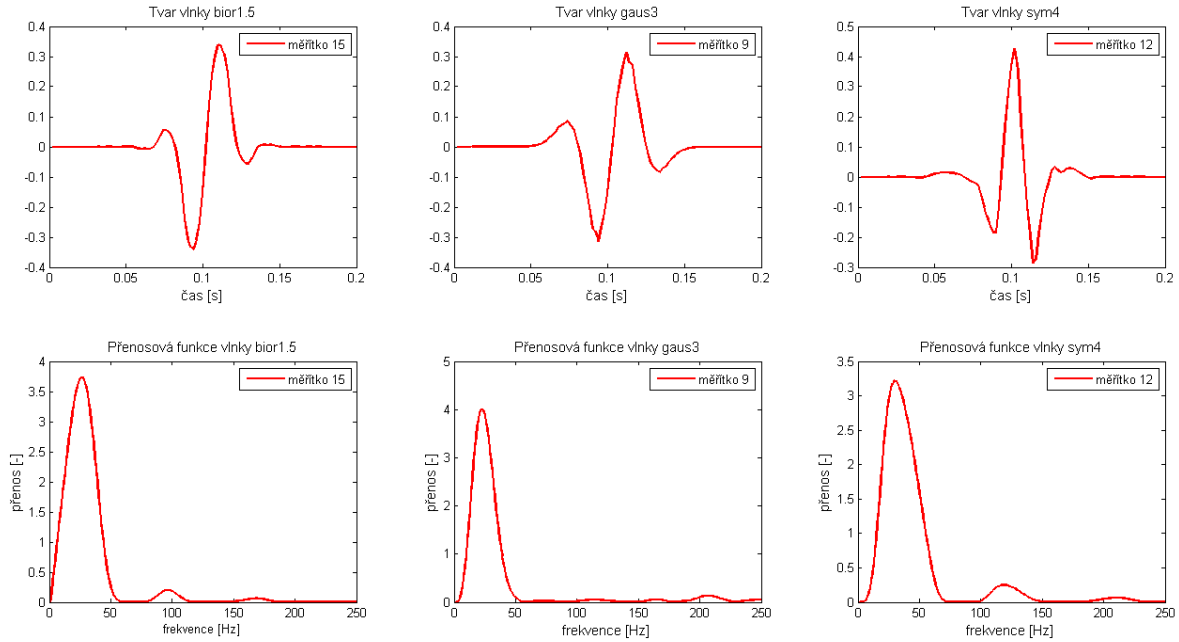
Tato metoda resp. skupina detektorů představuje nejaktuálnější přístup v detekci QRS komplexů i v celkovém automatickém rozměření EKG signálů. Základem této metody je, jak již název napovídá vlnková transformace a to její spojitá, diskrétní i dyadická verze.

Jelikož je metoda vlnkové transformaci podrobněji popsána v kapitole 5, bude zde jen uvedeno shrnutí pro lepší pochopení principu. Ve zjednodušené podobě lze říci, že se jedná o časově-frekvenční (v případě vlnkové transformace se spojitým časem) popis signálu. To znamená, že pokud potřebujeme znát, jaké frekvence se v signálu vyskytují, a je zároveň nutné znát i jejich časovou lokalizaci, použijeme právě vlnkovou transformaci.

Někteří autoři využívají pro detekci QRS komplexu tzv. dyadickou diskrétní vlnkovou transformaci, která je velice podobná metodě rozkladu signálu bankou filtrů, uvedenou výše.

Při použití mateřských vlnek *bior1.5* a *gaus3* je transformovaný signál převeden do podoby, kdy náběžné ostré hrany QRS komplexu odpovídají extrémům a vrcholy jednotlivých kmitů odpovídají průchodům nulovou hladinou.

V [] byla pro detekci QRS komplexu využita mateřská vlnka *sym4*, která je velice podobná tvaru běžného QRS komplexu. V případě vlnky *sym4* nedojde k transformaci extrémních výchylek na inflexní body, ale dojde ke zvýraznění extrémů, které odpovídají QRS komplexům. Vzájemné porovnání tvarů mateřských vlnek je možné z obrázku 3-2.



Obrázek 3-2 Tvary a přenosové funkce použitých vlnek u detektorů QRS komplexů

4 METODY ROZMĚŘENÍ EKG SIGNÁLŮ

Automatické rozměření EKG signálů je stále velice aktuální problematikou v oblasti zpracování biologických signálů, zejména signálů generovaných srdcem. V následující kapitole bude nastíněna obecná problematika automatického rozměření EKG signálů a také bude uveden obecný princip automatického rozměření. Následně budou uvedeny nejčastěji používané metody pro rozměření EKG signálu.

Se stárnoucí populací, která v ČR pojímá značnou většinu obyvatelstva, roste i množství nemocných. Stejně tak i množství obézním dospělých zvyšuje statistiku pacientů s kardiologickým onemocněním. S růstem počtu pacientů roste i množství vyšetření, které je nutné vyhodnotit, ať už se jedná o běžné 10-ti sekundové záznamy EKG signálů, automatické vyhodnocování signálů při monitoringu pacientů na jednotkách intenzivní péče nebo o dlouhodobé holterovské záznamy.

Automatické rozměření EKG signálů výpočetní technikou není chápáno jako celkové stanovení diagnostických závěrů, ale jako určení významných pozic a úseků EKG signálu, které slouží k další analýze. Ve zpracování biologických signálů je automatické rozměření chápáno jako stanovení vrcholu P vlny, vrcholů jednotlivých kmitů QRS komplexu, vrcholu T vlny a dále počáteční a konečné hranice P vlny, počáteční a konečné hranice QRS komplexu a konečné hranice T vlny. Počáteční hranice T vlny se do základního rozměření nezahrnuje, protože její stanovení je velice obtížné a mnohých signálů takřka nemožné.

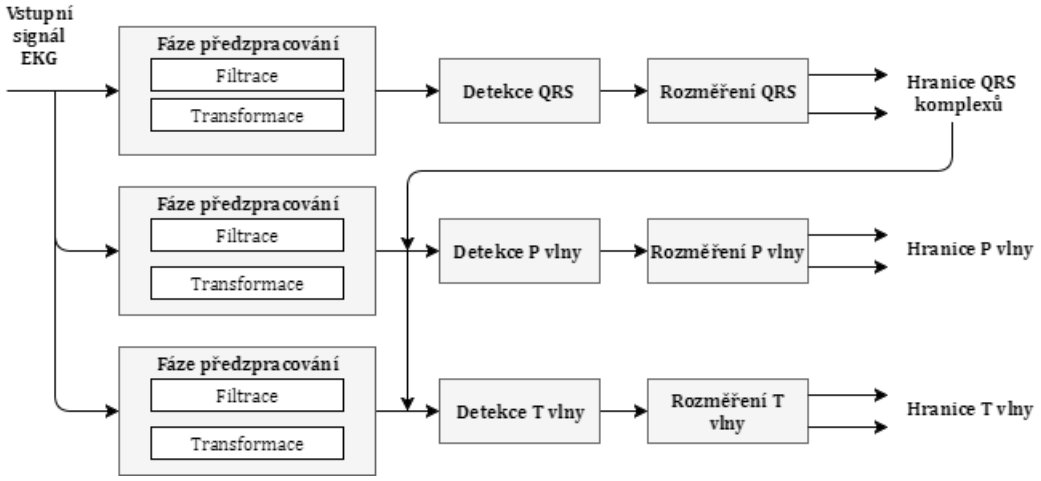
Ze stanovení těchto významných pozic jsme již schopni určit další klinicky významné ukazatele, které slouží k posouzení zdravotního stavu srdce. Například doba trvání QRS komplexu, kterou jsme schopni určit z počáteční a konečné hranice, pomáhá určit, zda pacient nemá IM. Tímto ukazatelem může být rovněž ST segment, který by měl být za normálních okolností izoelektrický.

Většina algoritmů je ‚kaskádově' propojena, tzn. pokud některé část algoritmu selže, tak s velkou pravděpodobností selže i další, protože výstupní hodnoty jedné části algoritmu jsou obvykle vstupními hodnotami další části algoritmu. Jako příklad lze uvést, že pokud selže detektor QRS komplexu, nemůže následně dojít k určení jeho hranic. Pokud algoritmus selže v určení konečné resp. počáteční hranice QRS komplexu, selže další část algoritmu ve spolehlivém nalezení hranic T resp. P vlny.

Každý člověk je individuální a stejně tak může být i jeho EKG záznam do jisté míry individuální. Hlavním cílem při návrhu algoritmu tedy je zajistit to, aby byly ošetřeny všechny možné tvarové varianty jednotlivých elementů a došlo tak ke spolehlivému určení vrcholů vln a kmitů a ke správnému určení jejich hranic.

4.1 Obecný princip rozměření EKG signálů

Obecně lze říci, že většina algoritmů pro automatické rozměření EKG signálu se nejčastěji liší ve fázi předzpracování a ve fázi uplatnění rozhodovacích pravidel, která slouží k nalezení hraničních pozic důležitých elementů v EKG signálu. V podstatě se však většina algoritmů dá popsat pomocí blokového schématu uvedeného na (obrázek 4-1).



Obrázek 4-1 Blokové schéma obecného algoritmu automatického rozměření EKG signálu

Obecně se algoritmus automatického rozměření EKG signálu skládá z fáze předzpracování, která zahrnuje filtraci a lineární či nelineární transformace. EKG signál je takto upraven do podoby vhodné pro rozměření, takže jsou z něj odstranění rušivé vlivy, jako je síťový brum, kolísání nulové izolinie, ale také P a T vlny (v případě rozměření QRS komplexu). Transformace pak zajistí, aby složky, které mají být detekovány a rozměřeny byly nějakým způsobem zvýrazněny. Následně dojde k detekci QRS komplexu a nalezení R kmitu, to se nejčastěji provádí porovnáním transformovaného signálu s prahovou hodnotou, která může být stanovena na začátku detekce, jako procentuální část maximální výchylky, nebo se v průběhu detekce adaptivně přizpůsobuje vývoji transformovaného signálu. Aplikována bývají ještě další rozhodovací pravidla, která eliminují falešně pozitivní detekce, nejčastěji bývá brána v úvahu refrakterní fáze.

Po detekci QRS komplexu jsou nalezeny jeho počáteční a konečná hranice. Rozměření nejčastěji probíhá v okně určité délky, která koresponduje s vlastnostmi QRS komplexu, tedy s jeho maximální dobou trvání a dalšími vlastnostmi, které známe z fyziologických záznamů EKG signálu. Nalezení hranic QRS komplexu je v porovnání s ostatními elementy poměrně jednoduché, protože hranice leží v místě, kde se signál z nulové hladiny skokově mění na extrém,

kterým bývá Q kmit resp. se z extrému (S kmitu) skokově mění na nulovou hladinu, kterou začíná ST segment.

Po nalezení hranic, se tyto polohy stávají referenčními hodnotami pro další rozměření. Tedy pro rozměření P a T vlny. Hranice slouží jako výchozí bod pro aplikaci okna vhodné délky, ve které se dá předpokládat výskyt P resp. T vlny. Vhodné rovněž je přizpůsobit délku okna tepové frekvenci. P a T vlny zaujímají jiné místo na frekvenční ose než QRS komplex. Zatímco QRS komplex se oproti P a T vlně nalézá na vyšších frekvencích, je maximum energie P a T vlny soustředěno na frekvenčním pásmu do 10-ti Hz, v závěru to znamená, že vstupní signál musím být podroben naprosto odlišnému předzpracování než v případě QRS komplexu.

Filtr je v tomto případě přizpůsoben nízkým frekvencím tak, aby došlo pouze k propuštění pásem s předpokládaným výskytem P a T vlny a ostatní elementy a rušení potlačuje. V případě detekce a rozměření P vlny, ale v některých případech i T vlny se provádí proces eliminace QRS komplexu, kdy je QRS komplex ze signálu v originální oblasti (vstupním signálu) zcela odstraněn, aby nedocházelo k prolínání hranic mezi koncem P vlny resp. začátkem T vlny a začátkem resp. konec QRS komplexu v případě blízko ležící P resp. T vln.

Po detekci P a T vlny, která je v mnohých případech velice obtížná, protože P a T vlny mají obecně nižší amplitudu než QRS komplex, jsou nalezeny jejich hranice. V případě QRS komplexu využíváme faktu, že kmity QRS komplexu jsou skokovou změnou signálu, ale v případě P a T vln dochází k jejich pozvolnému nárůstu a poklesu, proto je určení hranic P a T vlny problematické. V tomto případě se volí jako hranice vlny překročení resp. pokles signálu pod určitou prahovou úroveň, která je dána signálem ve zvoleném okně resp. jako procentuální část maximální výchylky v daném okně.

Další zpřesnění již nalezených pěti významných pozic je možné provést výpočtem globálních pozic, které berou v úvahu rozměření ve všech dostupných svodech. Obecně algoritmy s výpočtem globálních pozic dosahují spolehlivějších výsledků než jejich lokální verze.

4.2 Rozměření založené na derivaci filtrovaného signálu

Jedná se o poměrně zastaralý přístup rozměření EKG signálu, který poprvé představili v roce 1994 pánové Laguna, Jané a Caminal v [23]. Využívají vlastnosti první derivace, která dává informace o sklonu filtrovaného signálu.

Ve fázi předzpracování při detekci a rozměření QRS komplexu je aplikována pásmová propust, která propouští frekvenční pásmo s předpokládaným výskytem QRS komplexu. U filtrovaného signálu je spočítána první derivace podle rovnice uvedené v kapitole 4 a je provedeno vyhlazení derivovaného signálu pomocí nelineární transformace, kterou je použití integračního okna.

Následuje detekce QRS komplexu, která je realizována jednosvodovým detektorem popsaným v [23], na které je následně aplikováno rozhodovací pravidlo. U detekovaných QRS komplexů dochází ještě ke zpřesnění pozice R kmitu a to tak, že v okolní detekovaného QRS komplexu jsou v derivovaném signálu nalezeny extrémy opačné polarity a průchod nulovou hladinou mezi nimi odpovídá R kmitu.

Rozměření hranic QRS komplexu probíhá od pozice R kmitu a to v okně zvolené délky před resp. za R kmitem. Zde jsou nalezeny nejbližší průchody nulou, které by v ideálním případě měly odpovídat Q resp. S kmitu. Od těchto nalezených pozic je v derivovaném signálu hledána jejich nebližší maximální výchylka, která odpovídá maximálnímu sklonu v signálu. Z této maximální výchylky je spočítána prahová hodnota, jejíž překročení popř. pokles pod prahovou hodnotu, označuje jednu z hranic QRS komplexu.

V případě rozměření P a T vlny je nutné upravit fázi předzpracování. Na signál je aplikována filtrace typu dolní propust, kdy je jeho mazní frekvence zvolena na 12 Hz. U filtrovaného signálu je znovu vypočítaná jeho derivace a na takto upravený signál je aplikováno okno dané délky, která koresponduje s vlastnostmi P resp. T vlny. V takto zvoleném okně jsou opět hledány opačné extrémy, kdy průchod nulovou hladinou mezi nimi odpovídá vrcholu P resp. T vlny. U P vlny je aplikováno ještě následující kritérium, pokud nejsou nalezeny dva extrémy opačné polarity, překračující 20% maximální výchylky, je od detekce P vlny upuštěno. Toto kritérium využívá faktu, že při některých patologiích nemusí být P vlny vůbec přítomna, proto je její detekce záměrně vynechána.

Nalezení hranic P a T vlny probíhá obdobně jako u QRS komplexu. V okně stanovené délky je nalezena maximální výchylka, ze které je následně určena prahová hodnota, jejíž překročení resp. pokles pod danou prahovou úroveň značí hranici P resp. T vlny.

4.3 Rozměření založené na vlnkových transformacích

Jak již bylo zmíněno, fáze předzpracování zahrnuje takové procesy, které transformují výsledný signál do takové podoby, ve které jsou důležité body a parametry vyjádřeny takovou posloupností, na kterou lze aplikovat detekční a rozhodovací pravidla. Jedná se tedy o takový postup, který, za běžných okolností tvarově variabilní vlny a kmity, převede do podoby přibližně jednotného tvaru.

Vlnková transformace je poměrně inovativní přístup, který nabízí širokou škálu možností, jak tvarově proměnlivý signál transformovat. Výstup vlnkové transformace je taková signálová posloupnost, která je vyjádřením frekvenčního a časového popisu signálu. Mateřská vlnka, která je základním prvkem vlnkové transformace, může korespondovat s tvarem určitého EKG elementu nebo jej může

do jisté míry modifikovat. Měřítko resp. roztažení mateřské vlnky nám umožňuje ovlivnit frekvenční vlastnosti dané vlnky. Právě tvar a měřítko je nutné správně volit s ohledem na vstupní signál. Spojitou vlnkovou transformaci je možné psát ve formě integrálu (rovnice 5-1), převzato z [2]:

$$CWT \rightarrow W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad a > 0 \qquad 4\text{-}1$$

kde *x(t)* je vstupní signál, Ψ je mateřská vlnky, parametr *a* určuje roztažení mateřské vlnky, tedy její dilataci. Čím je parametr *a* větší, tím užší spektrum vlnková transformace zvýrazní. Parametr *b* určuje posuv po časové ose.

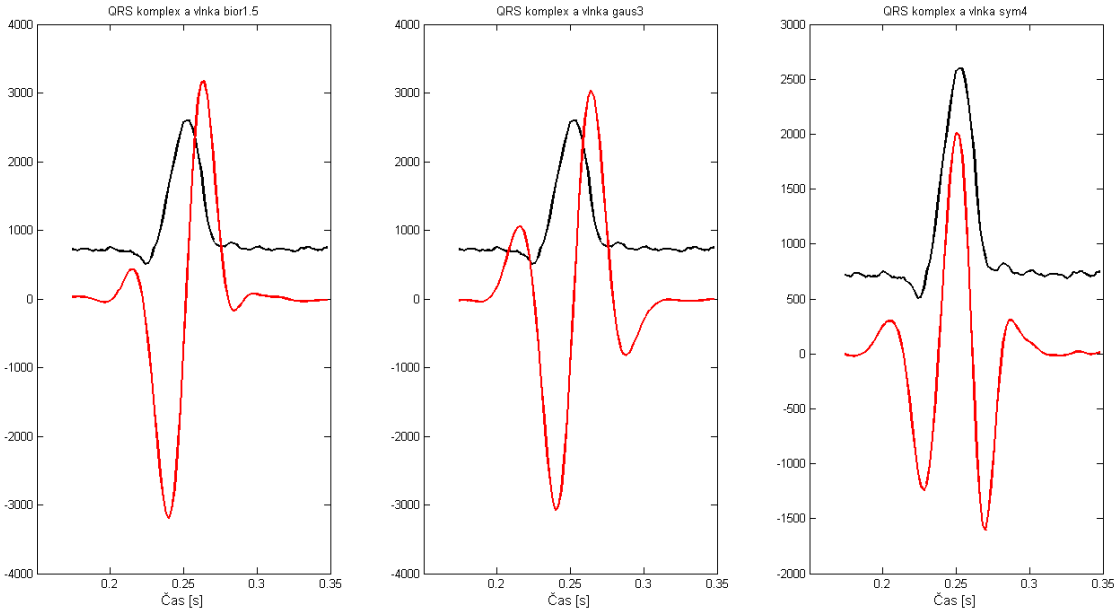
Velkou výhodou spojité vlnkové transformace je, že umožňuje použít jakékoliv kladné měřítko. Naproti tomu dyadická vlnková transformace umožňuje používat pouze měřítka, která jsou mocninou čísla 2 (2^m), kde *m* je měřítko a je kladné celé číslo. Dyadická vlnková transformace je do velké míry totožná s metodou rozkladu signálu bankou filtrů, kdy je každé pásmo dyadické vlnkové transformace rozloženo pomocí filtru typu dolní a horní propust. Tento druh vlnkové transformace má dvě různé modifikace a to dyadickou vlnkou transformaci s decimací a bez decimace. V prvním případě, je za každý pásmový filtr zařazen blok, který signál podvzorkuje a dojde tak k odstranění přebytečných složek, které mohou způsobovat rušení, bohužel při tomto procesu dochází k ovlivnění časového rozlišení. Právě tento problém odstraňuje druhá modifikace, tedy dyadická vlnková transformace bez decimace.

Jak již bylo zmíněno výše, volba mateřské vlnky je úzce spjata s vlastnostmi vstupního signálu. Většina autorů používá u rozměřovacích algoritmů antisymetrické vlnky, jako jsou první derivace Gausovy funkce nebo biortogonální vlnky. Tyto vlnky převádí signál do takové podoby, kdy je každý element P vlna, QRS komplex a T vlna, převeden na dvojici extrémů opačného znaménka a průchod nulovou hladinou mezi těmito extrémy obvykle odpovídá vrcholu dané vlny či kmitu. Rozměření hranic pak probíhá od tohoto vrcholu, jako kontrola překročení či pokles pod prahovou hodnotu, která může být pevně dána jako průměr signálu, nebo procentuální část maximální výchylky anebo se může adaptivně přizpůsobovat vývoji signálu. Při hledání hranic je vhodné volit adaptivní práh, protože známe vrchol QRS komplexu a hranice hledáme v okně určité délky.

Výhodou vlnkové transformace oproti jiným metodám je, že není nutné prováděn dvojí předzpracování – v prvním případě filtrace a následná derivace s následným vyhlazením signálu.

Dilatace mateřské vlnky ovlivňuje jak zvýraznění pásma, tak potlačení pásem druhých, tzn. že vlnková transformace provede jak filtraci tedy odstranění

jednotlivých druhů rušení, potlačení vln P a T, tak i převedení vrcholů na dvojici extrémů opačného znaménka (obrázek 4-2), při použití antisymetrických vlnek nebo provede zvýraznění jednotlivých kmitů QRS komplexu při použití symetrické vlnky *sym4*. Jelikož se jednotlivé prvky EKG signálu nacházejí na jiných frekvencích, stačí při výpočtu koeficientů vlnkové transformace zvolit různé měřítko, přičemž jedno koresponduje s výskytem QRS komplexu a druhé koresponduje s výskytem P a T vlny.



Obrázek 4-2 Vlnková transformace QRS komplexu za použití antisymetrických vlnek *bior1.5* a *gaus3* a za použití symetrické vlnky *sym4*

5 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Aby bylo možné jednotlivé vlny a kmity spolehlivě detekovat a následně provést jejich spolehlivé ohraničení, je nutné převést tvarově variabilní signál do podoby, kdy se tvarové variability neuplatňují v takové míře a signál je do jisté míry jednotný. Právě takový signál nám umožní stanovit přesná kritéria a rozhodovací pravidla, která budou platná v celé škále EKG signálů.

Právě tento problém řeší transformační techniky, jejichž výstupem by měl být takový signál, který nebude činit žádné potíže při rozměření, tento fakt však platí pouze v ideálních případech.

Název vlnkové transformace pochází z použití funkce typického průběhu, která v korelaci s původním signálem vytváří signál transformovaný.

Vlnkovou transformaci lze také chápat jako obdobu spektrogramů, kdy je signál rozdělen na přesně dané časové okamžiky a je provedena jejich Fourierova transformace, tedy převedení signálu do frekvenční oblasti. V případě příliš širokých časových úseků dostáváme dobré frekvenční rozlišení, ale informace o časovém výskytu jednotlivých frekvenčních pásem je špatná. Pokud zvolíme příliš úzká časová okna, zlepší se časové rozlišení, ale frekvenční rozlišení bude horší. V případě spektrogramů je tedy nutné hledat kompromis. Informace pro kapitolu o vlnkové transformaci, byly čerpány z [2], [12], [21] a [36]

5.1 Spojitá vlnková transformace

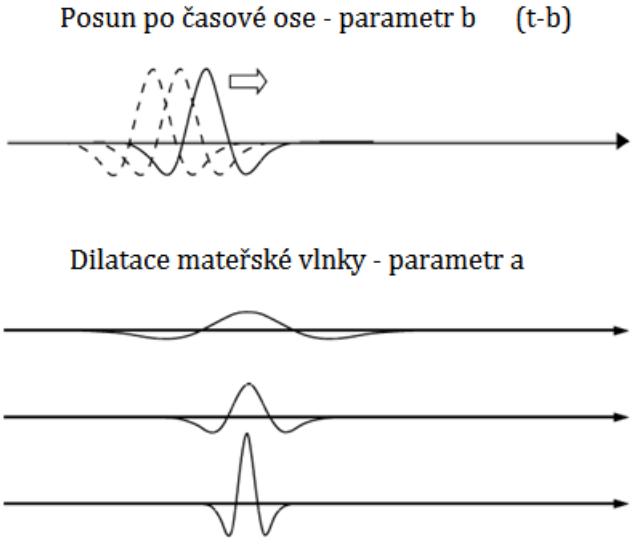
Spojitá vlnková transformace nebo-li CWT (z angl. Continous Wavelet Transform) je definována integrační funkcí uvedenou v kapitole 4, pro připomenutí ji znovu uvedeme:

$$CWT \rightarrow W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad a > 0 \qquad 5\text{-}1$$

kde *x(t)* je vstupní signál, Ψ je mateřská vlnky, parametr a určuje roztažení mateřské vlnky, tedy její dilataci. Čím je parametr a větší, tím užší spektrum vlnková transformace zvýrazní. Parametr b určuje posuv po časové ose. Vyjádření rovnice popisuje obrázek 5-1.

Jak bylo uvedeno výše a jak je patrné z rovnice, koeficienty vlnkové transformace jsou informace časové lokalizace výskytu jednotlivých frekvencí. Výsledná posloupnost vlnkové transformace závisí jednak na typu zvolené vlnky a také na měřítku – dilataci vlnky. V případě, že je vstupní signál tvarově velice

blízký tvaru vlnky, je výsledek vzájemné korelace vysoký v případě přílišné tvarové odlišnosti je výsledek nízký.



Obrázek 5-1 Grafické vyjádření významu parametrů *a* a *b* ve vlnkové transformaci

Z obrázku uvedeného výše je patrné, že parametr *b* ovlivňuje pouze časové rozlišení vlnkové transformace, kdežto u parametru *a* dochází k ovlivnění, jak časového, tak frekvenčního rozlišení. Čím větší bude parametr *a*, tím horšího časového rozlišení dosáhneme, na druhou stranu dojde ke zlepšení frekvenčního rozlišení, protože spektrum vlnky pojme více frekvencí. Pokud parametr *a* snížíme, dojde ke zlepšení časového rozlišení, nicméně spektrální pásmo vlnky pojme pouze malou část frekvencí a dojde tak ke zhoršení frekvenčního rozlišení.

Vlnková transformace využívá pouze takové vlnky, které vhodně splňují jistě předpoklady a předpisy, kterými je:

- Konečná, ale nenulová energie mateřské vlnky, kterou lze spočítat pomocí rovnice 6-2:

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty \qquad 5\text{-}2$$

Kde E je energie a $\Psi(t)$ zvolená mateřská vlnky.

- Další podmínkou, kterou musí mateřská vlnka splňovat je, že nesmí mít nulovou střední hodnotu, tedy ani jedna spektrální čára se nesmí nacházet na nulové frekvenci. Toto kritérium je vyjádřeno rovnicí 6-3:

$$C = \int_0^{\infty} \frac{|\Psi(f)|^2}{f} df < \infty \qquad 5\text{-}3$$

Kde C je konstanta přípustnosti, $\Psi(f)$ je Fourierova transformace mateřské vlnky.

5.2 Diskrétní vlnková transformace

Oproti spojité vlnkové transformaci se diskrétní vlnková transformace liší především v diskretizaci parametrů dilatace *a* a parametrů translace *b*. Oba parametry musí být v rámci diskretizace vzorkovány a tak jsou tyto hodnoty vždy celočíselné.

Parametry se v případě diskrétní vlnkové transformace zadávají jako mocnina výchozího parametru dilatace – tedy $a=a^m$ a jako násobek této dilatace s diskrétním časem – $b=a^m.nT$. Z uvedených zápisů vyplývá, že parametr *a* se volí jako celé číslo, které je větší jak jedna. Ze zápisu je dále patrné, že parametr *a* bývá konstantní a dilataci a translaci v tomto případě ovlivňují parametry *m* a *n*. Integrál vzájemné korelace diskrétní vlnkové transformace lze psát ve tvaru (rovnice 6-4):

$$DWT \rightarrow W(m,n) = \frac{1}{\sqrt{a^m}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(n)\Psi^*(a^{-m}nT)dt, \;\; T > 0 \qquad 5\text{-}4$$

Kde parametr *m* označuje míru dilatace mateřské vlnky, tedy ovlivňuje frekvenční rozlišení. Parametr *n* označuje posuv po časové ose a ovlivňuje tedy rozlišení časové a parametr *T* je konstanta hustoty vzorkování.

Pokud za parametr *a* dosadíme číslo 2, získáme dyadickou vlnkovou transformaci, která se hojně využívá v rozměření EKG signálu, ale také v dalších oborech analýzy jak signálů či jiných dat.

5.3 Dyadická vlnková transformace

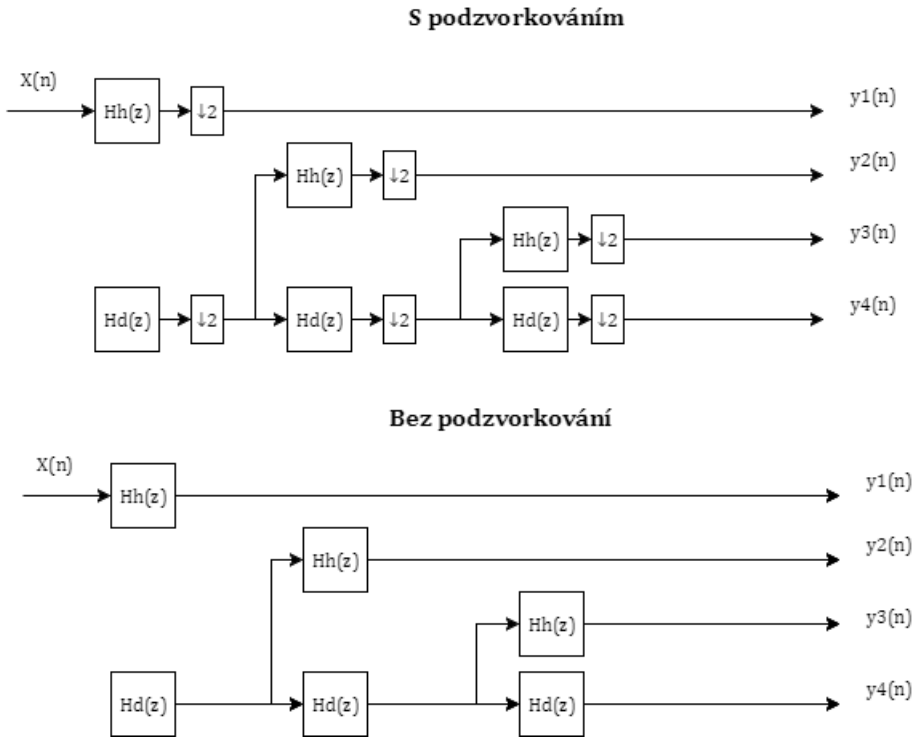
Dyadická vlnková transformace je speciálním případem vlnkové transformace s diskrétním časem, kdy se za parametr *a* dosazuje číslo 2. Výsledný rozklad signálu pak probíhá pouze v měřítcích, která jsou mocninou čísla 2.

Dyadická vlnková transformace je při realizaci tvořena kaskádou filtrů typu horní a dolní propust. Výstupem filtru typu horní propust jsou koeficienty, které se označují jako koeficienty detailu. Výstupem dolní propusti jsou koeficienty aproximace a právě tyto koeficienty se stávají vstupem do další dvojice filtrů. Před

vstupem do následující dvojice filtrů jsou výstupy podvzorkovány s faktorem 2. Rekonstrukce pak probíhá přesně opačným způsobem, jak naznačuje obrázek. Proces podvzorkování je při rekonstrukci nahrazen interpolací.

Podvzorkování však způsobuje nestejný počet koeficientů napříč všemi měřítky, což je u zpracování biologických signálů nežádoucí faktor, který eliminuje tzv. redundantní dyadická vlnková transformace, při které je proces podvzorkování vynechán. Právě redundantní vlnková transformace se často používá pro analýzu EKG signálů, kdy jsou hledány společné body napříč škálou několika měřítek, typicky od 2^1 do 2^5, od měřítka 2^5 se ztrácí část diagnostické informace a signál se tak stává nepoužitelným pro analýzu.

Dyadická vlnková transformace s podvzorkováním transformuje signál do kompresní podoby s obsahem úplné informace a tedy s možností úplné zpětné rekonstrukce, pro použití analýzy je však nečitelná. Naproti tomu dyadická vlnková transformace bez podvzorkování obsahuje nadbytek informací, které nejsou při rekonstrukci využity, nicméně při analýze potažmo filtraci signálu lze se signálem pracovat.



Obrázek 5-2 Blokové schéma dyadické vlnkové transformace s podvzorkování a bez podvzorkování (vytvořeno dle [21])

6 ANALÝZA HLAVNÍCH KOMPONENT

Analýza hlavních komponent (PCA – z angl. Principal Component Analysis) je statistická metoda, která využívá ortogonální transformaci a vytváří tak z původních vzájemně korelovaných dat sadu lineárně nekorelovaných proměnných, které označujeme jako hlavní komponenty. Informace pro studium problematiky analýzy hlavních komponent pochází z [1], [6], [10], [17], [30]

Množství hlavních komponent je menší nebo rovno počtu původních proměnných a jsou seřazeny podle množství variability, které obsahují. Výstup transformace resp. analýzy hlavních komponent je tedy takový, že první hlavní komponenta obsahuje nejvyšší množství variability původních dat, druhá hlavní komponenta obsahuje nejvyšší možnou variabilitu v rámci vektoru, který je kolmý na první hlavní komponentu. Výsledné hlavní komponenty jsou tedy vzájemně nekorelované ortogonální vektory původních dat.

PCA byla původně popsána v roce 1901 Karlem Pearsonem, který ji popsal jako statistickou metodu redukce vícerozměrných dat pro použití v mechanice. V roce 1930 ji Harold Hotelling zobecnil na použití u náhodných vektorů. V literatuře se můžeme setkat i s označením Karhunen-Loève transformace (KLT) a to zejména v oblasti diskrétního zpracování signálů.

Analýza hlavních komponent se používá u velkého množství výzkumných úloh, kde je velké množství vstupních proměnných a jejich interpretace je nepřehledná. Právě PCA pomáhá zjednodušit popis vstupních proměnných a to například redukcí původních *N* proměnných na soubor neměřitelných, třeba uměle vytvořených *M* proměnných s co nejmenší ztrátou důležitých informací. Nové proměnné jsou lineární kombinací původních proměnných.

6.1 Matematický výpočet

Pro výpočet PCA se uvádí obecný vzorec:

$$Y = X \cdot P \qquad 6\text{-}1$$

Kde Y je výsledná centrovaná matice hlavních komponent; X je centrovaná vstupní matice *N x M*, která obsahuje *M*-rozměrná data seřazena v *N* řádcích a P je matice rozměru *d x d*, která obsahuje vlastní vektory korelační resp. kovarianční matice a je ortonormální. Centrovanou matici X získáme tak, že od každého sloupce matice odečteme jeho střední hodnotu. Centrování se provádí z toho důvodu, že se při něm sníží počet odhadovaných parametrů a omezí se tak vznikající numerické potíže, resp. se jedná o normování matice tak, že sloupce matice X mají jednotkovou délku – tedy nulový průměr a jednotkový rozptyl a váhy všech

proměnných jsou tedy stejné; nedochází ke změně struktury dat, ale dojde pouze k přesunu do počátku souřadnic.
Rozhodnutí o použití korelační nebo kovarianční matice závisí na vstupních datech. Pokud máme vstupní data v různých veličinách, je vhodné použít korelační matici, která data normalizuje. Pokud jsou vstupní data ve stejných veličinách, je vhodnější použít kovarianční matici. Výpočet kovarianční matice vstupních dat lze provést vzájemným násobením vstupní matice a matice k ní transponované (rovnice 3-2)

$$C_X = X \cdot X^T \qquad 6\text{-}2$$

Z kovarianční matice C_X jsou vypočteny vlastní vektory a vlastní čísla, která dále slouží k výpočtu hlavních komponent.
První hlavní komponentu následně získáme dle rovnice 3-3:

$$Y_1 = v_{11} \cdot X_1 + v_{21} \cdot X_2 + \cdots + v_{n1} \cdot X_n = v_1 x \rightarrow \lambda_1 \qquad 6\text{-}3$$

Kde Y_1 je taková lineární kombinace, která pojímá nejvíce variability původních dat; v_{n1} jsou vlastní vektory korelační resp. kovarianční matice a $v_1 x$ je kombinace s největším rozptylem (největší mírou variability) a odpovídá vlastnímu číslu λ_1.
Další komponenty lze získat z obecného zápisu:

$$Y_m = v_{1m} \cdot X_1 + v_{2m} \cdot X_2 + \cdots + v_{nm} \cdot X_n = v_m x \rightarrow \lambda_m \qquad 6\text{-}4$$

Jednou z možností jak urychlit výpočet, který je méně citlivý na zaokrouhlovací chyby a je tedy stabilní je možnost provést rozklad na singulární body nebo-li SVD (z angl. Singular Value Decomposition). Metoda SVD provádí rozklad libovolné obdélníkové matice X na tři výsledné matice, dle rovnice 3-5:

$$X = U \times S \times V^T \qquad 6\text{-}5$$

Kde X je matice vstupních dat, matice U a V jsou ortogonální a normované a matice S je diagonální, na jejích diagonále jsou singulární hodnoty, která slouží k výpočtu singulárních svodů.
S použitím rozkladu na singulární body odpadá několik výpočetních kroků, jako například výpočet korelační resp. kovarianční matice, výpočet vlastních vektorů a vlastních čísel. Při použití SVD lze původní rovnici 3-1 nahradit rovnici 3-6:

$$Y = U \cdot S \qquad 6\text{-}6$$

Kde U a S jsou výsledné matice metody SVD a Y je výsledná matice singulárních svodů.

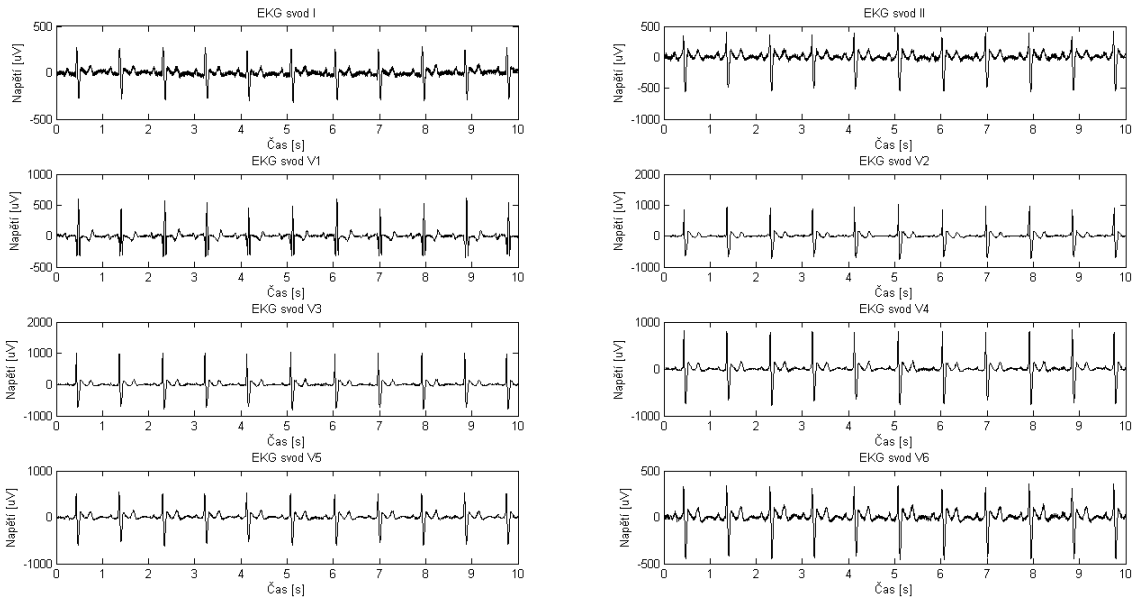
6.2 Použití PCA na signálu EKG

Pro zredukování počtu svodů a tím pádem i urychlení analýzy bylo výchozí předzpracování signálu zvoleno na rozklad EKG signálu pomocí PCA resp. SVD metody. Realizovány byly tři metody, z nichž první metody spočívala v postupném výpočtu kovarianční matice, vlastních vektorů, vlastních čísel a následně ve výpočtu hlavních komponent. Druhou metodou bylo použití funkce *pca*, která je přímo součástí programového vybavení programu MALTAB a poslední metodou, která byla použita pro algoritmus byla metoda rozkladu na singulární body, kterou je v programovém prostředí MATLAB možné realizovat pomocí funkce *svd*.

Vstupní EKG signály byly nejdříve filtrovány horní propustí, aby byl odstraněn drift nulové izolinie a dále byla matice dat centrována odstraněním střední hodnoty (Obrázek 6-1). Autoři v [6] používají pro analýzu hlavních komponent pouze signály ze svodů I,II a V1 – V6, tato volba souvisí s jednou z podmínek analýzy hlavních komponent, která říká:

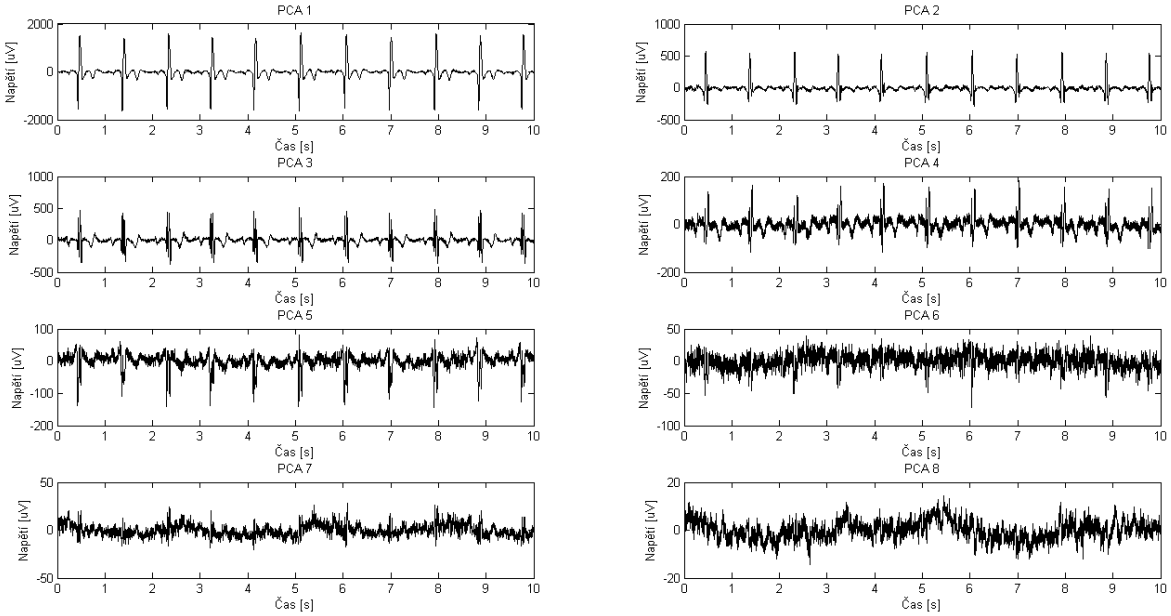
- *Mají-li některé ze vstupních dat malý či dokonce žádný rozptyl, nejsou schopné přispívat k rozlišení mezi vstupními objekty.*

Svody, které byly záměrně vynechány, jsou III, avR, avL a avF, jedná se o svody dopočtené z původních dat a tak nejsou pro použití v PCA vhodné a nijak nepřispívají k výsledné analýze.



Obrázek 6-1 Vstupní data pro PCA (signál MO1_001_12.mat)

Hlavní komponenty jsou seřazeny podle míry variability, kterou obsahují. To znamená, že první komponenta obsahuje největší míru variability a postupně klesá (Obrázek 6-2).



Obrázek 6-2 Výsledek analýzy hlavních komponent (signál MO1_001_12.mat)

Pro použití v další analýze – tedy rozměření EKG signálu, byly zvoleny tři hlavní komponenty. První tři komponenty obsahují největší míru variability, zbylé komponenty mají velice špatný SNR (poměr signálu k šumu), takže jsou více zatížené šumem a užitečné složky v těchto signálech téměř zcela zanikají. Dalším důvodem pro volbu prvních tří komponent byl fakt, že komponenty reprezentují signál v ortogonální rovině a stávají se tak obdobou ortogonálních svodů, které slouží k vytvoření vektorkardiografických smyček (VKG – viz dále), které byly použity k další analýze.

Jelikož jsou jednotlivé hlavní komponenty zatíženy různou mírou šumu a některé jejich vlastnosti se mírně odlišují, byl algoritmus uzpůsoben tak, že rozměření probíhá na globálním svodu, spočítaném dle (rovnice 3-7). Díky rozměření na globálním svodu nedojde k rozdílům v rozměření a zobrazení VKG křivek bude jednodušší.

$$EKG_{globální} = \sqrt{PCA1^2 + PCA2^2 + PCA3^2} \qquad 6\text{-}7$$

6.3 Klinicky významné parametry v prostoru hlavních komponent

Ventrikulární arytmie mají různou podobu a klinickou významnost, avšak většina komorových arytmií se může snadno stát život ohrožujícím stavem. Podstatná část těchto arytmií ovlivňuje ejekční frakci komor a rychle tak dochází k oběhovému kolapsu až k náhlé srdeční smrti.

Ventrikulární arytmie je možné predikovat a příp. terapeuticky zvládnou pomocí endokardiálního mapování a ablací, která se provádí po katetrizaci. Toto vyšetření je však invazivní a tedy nepříjemné pro vyšetřovanou osobu a zanedbatelná není ani cena vyšetření.

Jako neinvazivní se k predikci náhlé srdeční smrti používá parametr QTd (disperze QT intervalu), který se počítá jako rozdíl mezi maximálním a minimálním QT intervalem [32]. QTd parametr je rovněž ukazatelem náchylnosti komorové svaloviny ke vzniku ventrikulárních arytmií jako jsou například fibrilace komor. Tento parametr, však predikoval náhlou srdeční smrt pouze u žen, ale u mužů selhával. Naproti tomu parametry uvedené v [32] a [38] predikovali náhlou srdeční smrt u všech lidí bez ohledu na pohlaví.

Analýza hlavních komponent neslouží v případě EKG signálu pouze ke kompresi dat, ale také pro převod do ortogonálního souřadnicového systému. Této konverze využili autoři v [32] a v [38]. Po výpočtu hlavních komponent provedli rozměření EKG signálu a ze stanových pozic vrcholů a hranic stanovili několik popisných morfologických znaků, které slouží k predikci náhle srdeční smrti. Běžně lze náchylnost k ventrikulárním arytmiím a náhlé srdeční smrti predikovat pomocí složitých, nákladných a invazivních metod, které jsou rizikové a nepohodlné pro pacienta.

Všechny morfologické parametry uvedené v [32] a [38] jsou popisnými parametry T vlny a odráží tak elektrickou aktivitu srdečních komor, které jsou mnohem náchylnější k náhlé srdeční smrti než srdeční síně.

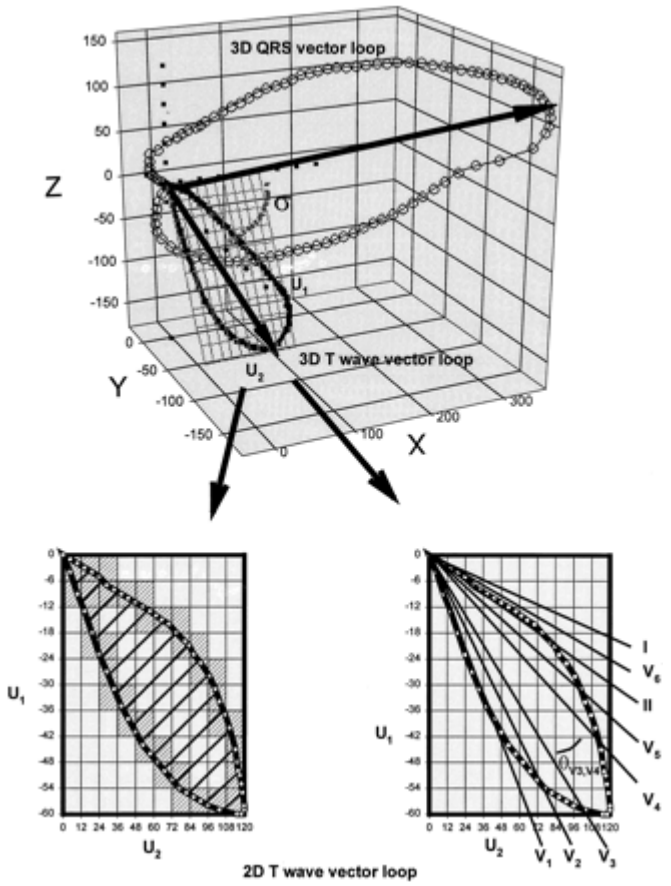
První popisný parametr je TCRT (z angl. Total Cosine R-to-T) – jedná se o vzájemný úhel mezi vektorem depolarizace a repolarizace komorového myokardu ve 3D resp. ortogonálním prostoru. Záporné hodnoty poukazují na přílišné rozdíly mezi šířením depolarizačních resp. repolarizačních vln a stávají se tak významným prediktorem morfologických změn svaloviny myokardu. Při analýze a zpracování tohoto parametru bylo zjištěno, že pacienti trpící blokádou levého Tawarova raménka – LBBB mají průměrný TCRT parametr blízký -1 (konkrétně -0,77 ± 0,25) a pacienti bez LBBB (0,11 ± 0,12) což nám dodává informaci o vývoji blokády resp. o její přítomnosti či nepřítomnost.

Dalším popisným parametrem je morfologická disperze T vlny a je ukazatelem rozdílu mezi tvary jednotlivých T vln v jednotlivých svodech. Její detekce a výpočet

probíhá tak, že do smyčky vytvořené z analýzy hlavních komponent jsou vloženy rekonstrukční vektory – vektory vrcholu T vlny z jednotlivých svodů a jsou porovnány průměrné úhly mezi všemi možnými dvojicemi rekonstrukčních vektorů. Čím menší je hodnota tohoto parametru, tím podobnější jsou si T vlny ve všech svodech. Vysoká hodnota může být ukazatel patologického nálezu v daném svodu a může tak lépe lokalizovat ložisko patologie.

Dalšími parametry jsou normalizovaná oblast smyčky T vlny, která odráží nepravidelnosti a velikost T smyčky jako poměr její plochy k velikosti obdélníkové oblasti, který T smyčku obklopuje. A rozptyl T smyčky, který měří proměnu T smyčky jako změnu T vektoru v jednotlivých svodech a vektoru T smyčky z prostoru hlavních komponent.

Grafické znázornění morfologických popisných parametrů T vlny resp. T smyčky je zobrazeno na obrázku 6-3.



Obrázek 6-3 Grafické znázornění morfologických parametrů (převzato z [38])

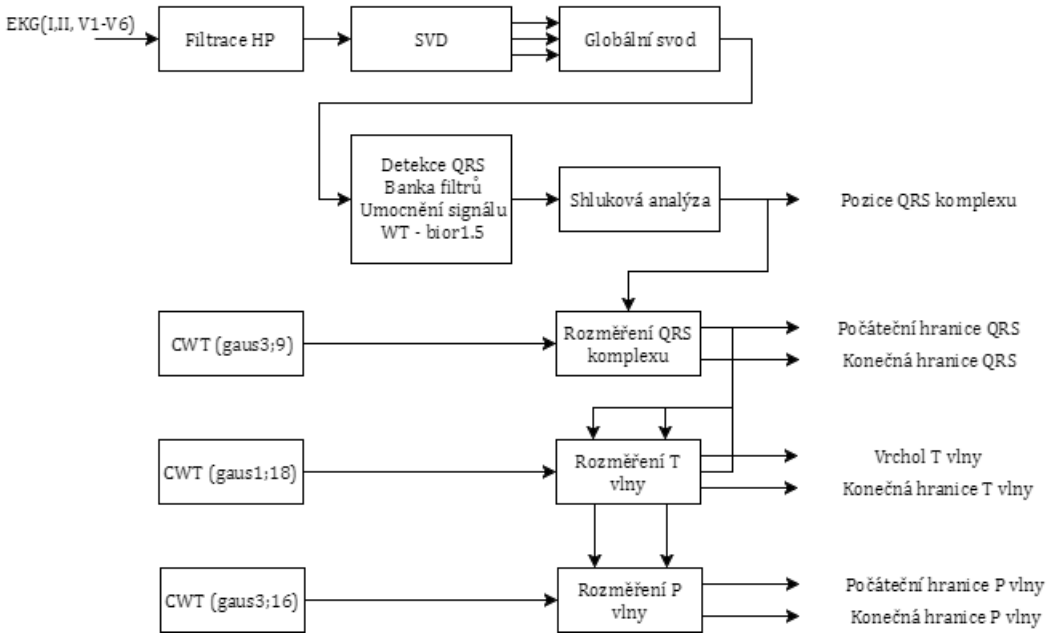
Na obrázku jsou znázorněny morfologické deskriptory, které se používají pro predikci náhlé srdeční smrti. Nahoře na obrázku je znázorněn parametr TCRT, který je definován jako úhel mezi depolarizací a repolarizací komorové svaloviny, tedy jako úhel vektoru QRS komplexu a vektoru T vlny. Dole vlevo na obrázku jsou

znázorněny parametry popisující disperzi T smyčky, která je znázorněna vybarvenými čtverci v podkladové síti a parametr popisující normalizovanou oblast T smyčky, která je zobrazena přímkami uvnitř T smyčky. Vpravo na obrázku je pak znázorněna disperze T vlny (nikoliv smyčky), která ukazuje na morfologické rozdíly T vlny v jednotlivých svodech a stává se tak prediktorem vzniku patologického ložiska na přesněji určeném místě srdečních komor.

7 REALIZACE ALGORITMU

V praktické části diplomové práce jsem se zaměřil jednak na provedení analýzy hlavních komponent a výpočet globálního svodu, ale také na implementaci vhodného přístupu k rozměření EKG signálu. Pro předzpracování byla zvolena vlnková transformace.

V následujících kapitolách je popsána realizace vlastního algoritmu předzpracování a následné detekce a rozměření důležitých parametrů EKG signálu. Realizace algoritmu byla zhotovena v programovém prostředí MATLAB R2012b a výsledky rozměření byly otestovány na veřejně dostupné databázi CSE (z angl. Common Standards for quatitative Electrocardiography), při které existují i odborně stanovené referenční pozice důležitých bodů a vůči PTB (z něm. Physikalisch – Technische Bundesanstalt) databázi, která bohužel nemá stanoveny referenční pozice, nicméně obsahuje širokou škálu dlouhodobých záznamů, které jsou vhodné k otestování dlouhodobé stability rozměření. Blokové schéma realizovaného algoritmu je na obrázku 7-1.



Obrázek 7-1 Blokové schéma algoritmu rozměření

Blokové schéma kompletní diplomové práce, tedy i s naznačením detekce a analýzy morfologických parametrů T vlny resp. T smyčky, je uvedeno v příloze A.

7.1 Analýza hlavních komponent a výpočet globální svodu

Primárním cílem práce bylo vytvoření rozměřovacího algoritmu, který bude jako vstupní posloupnost rozměřovat EKG signál, který je výstupem z PCA. Vstupním předzpracováním je tedy rozklad EKG signálu pomocí SVD.

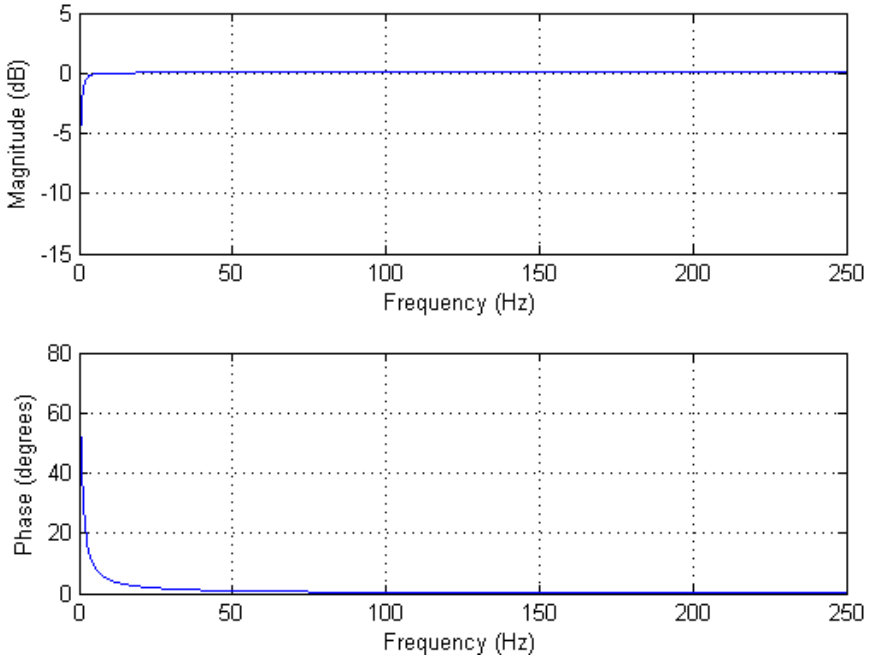
Autoři v [6] použili pro výpočet SVD pouze 8 z 12-ti možných svodů. Vstupními svody pro SVD se tedy v jejich případě stávají svody I, II a dále pak hrudní svody V1 až V6. Svody III, aVR, aVL a aVF byly vynechány záměrně a to z toho důvodu, že jsou u běžného záznamu dopočítány ze zbylých svodů získaných klasickou cestou a jejich vynechání rovněž souvisí s pravidlem PCA, které říká:

- *Mají-li některé ze vstupních dat malý či dokonce žádný rozptyl, nejsou schopné přispívat k rozlišení mezi vstupními objekty.*

Jejich postup byl replikován i v této práci.

Před výpočtem SVD je nutné provést filtraci pro odstranění kolísání nulové izolinie a také pro odstranění střední hodnoty. Pokud by nebyla střední hodnota a kolísání nulové izolinie, došlo by k transformaci do ortogonální oblasti s posuvem na střední hodnotu. Signál z SVD by v tomto případě neměl počátek v nule, ale počátek by ležel ve střední hodnotě signálu.

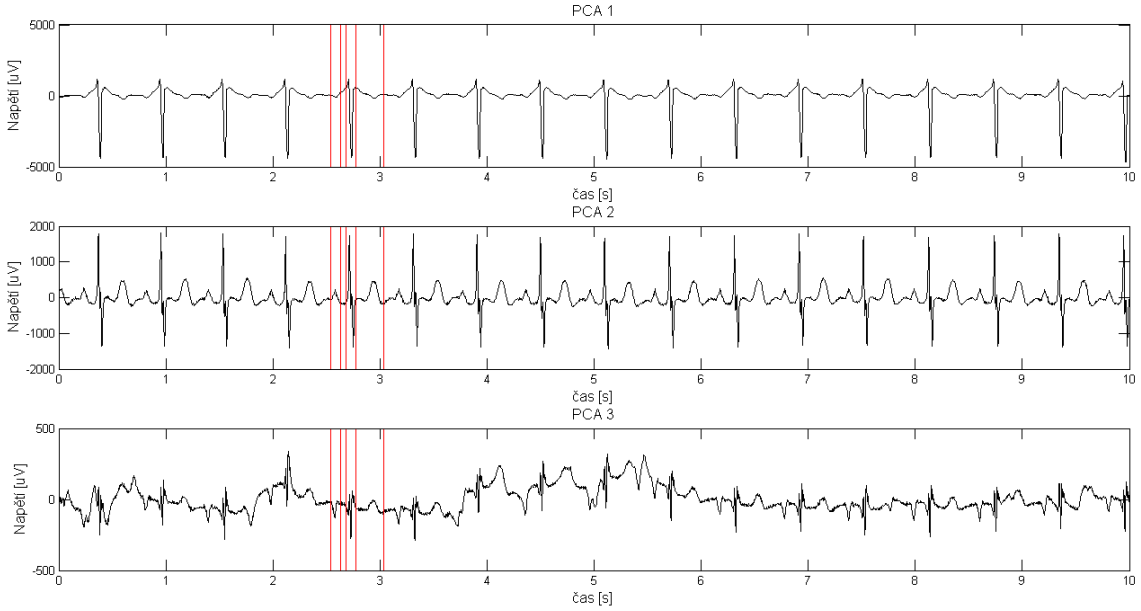
Jako filtr byla zvolena horní propust typu FIR s mezní frekvencí 2,5 Hz s útlumem na -3dB. Dalším krokem je provedení rozkladu matice vstupních signálů na singulární body. Frekvenční a fázová charakteristika filtru je na obrázku 7-2.



Obrázek 7-2 Frekvenční charakteristika horní propusti s mezní frekvencí 2,5Hz

Tento krok byl nejdříve počítán postupným výpočtem, kdy byla nejdříve matice normalizována a následně byla spočítána její kovarianční matice, vlastní čísla a vlastní vektory. Tento postup byl však zbytečně zdlouhavý a vnášel sebou zaokrouhlovací chyby a tak byla zvolena jednodušší cesta, kdy byla použita vnitřní matlabovská funkce *svd*, jejímž výstupem jsou kovarianční matice, matice signulárních čísel a signulárních vektorů.

Výsledné singulární resp. pseudo-ortogonální svody jsou následně získány vzájemným násobením vstupní matice signálu a transponované matice *U*. U databáze PTB, která obsahuje dlouhé záznamy, bohužel není možné funkci *svd* použít, protože je omezená rozsahem vstupních dat, z toho důvodu je v algoritmu v komentářích uvedena ještě jedna funkce, kterou při analýze hlavních komponent u databáze PTB lze využít. Jedná se o funkci *pca*, která je přímo součásti programového prostředí MATLAB. Výstupem funkce *pca* jsou rovněž tři matice, z nichž matice *score* obsahuje vlastní čísla, pomocí kterých dojde k výpočtu svodů v prostoru hlavních komponent (Obrázek 7-3).



Obrázek 7-3 Ukázka analýzy hlavních komponent s vyznačením referenčních pozic; (signál MO1_12_007.mat)

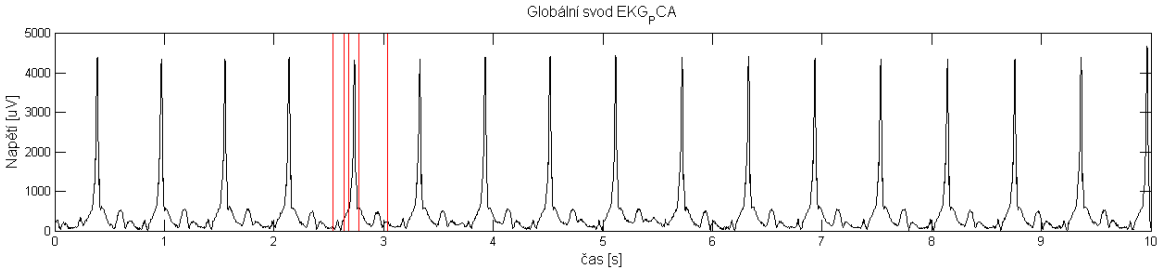
Jak je z obrázku patrné, tak první svod v prostoru hlavních komponent obsahuje nejlepší průběh EKG signálu, hned za ní je druhý svod, který má rovněž přijatelný průběh, ale ve třetím svodu se již výrazně projevují rušivé složky.

Protože má dojít v ortogonálním prostoru k detekci morfologicky významných parametrů, k detekci tzv. morfologických deskriptorů T vlny, je nutné provést rozměření na všech třech pseudo-ortogonálních svodech oproti jiným publikacím, které volí jen ty komponenty, které obsahují určitou míru variability.

Protože je náš výstupní signál značně variabilní a bylo by jeho rozměření pro jednotlivé svody zvláště obtížné – v případě třetího pseudo-ortogonálního svodu by došlo k výraznému počtu falešně negativních a falešně pozitivních detekcí a také by v závěru nebylo možné provést detekci deskriptorů T vlny, bylo zvoleno rozměření na globálním svodu, který je spočítán jako modul vektoru prostorového napětí podle rovnice:

$$EKG_{globální} = \sqrt{pX^2 + pY^2 + pZ^2} \qquad 7\text{-}1$$

Kde $EKG_{globální}$ je výstupní posloupnost globálního svodu a pX, pY a pZ jsou jednotlivé pseudo-ortogonální svody. Výsledný globální signál ze tří pseudo-ortogonálních svodů uvedených na obrázku 7-3 je znázorněn na obrázku 7-4.



Obrázek 7-4 Globální svod EKG vypočtený jako modul vektoru prostorového napětí z prvních tří hlavních komponent

7.2 Detekce QRS komplexu

Detekce QRS komplexu je stěžejním bodem a stavebním kamenem každého rozměřovacího algoritmu. Poloha QRS komplexu a zvláště pak R kmitu se v drtivé většině případů stává výchozím bodem pro další rozměření, tzn. že pokud selže detektor QRS komplexu, tak automaticky selže i celý rozměřovací algoritmus ať už v celém signálu nebo v jednotlivých cyklech. Z toho důvodu je důležité zvolit ten nejvhodnější a nejspolehlivější přístup k jeho detekci.

I přesto, že EKG signál bývá silně rušený různými artefakty a QRS komplex je velice tvarově variabilní, tak má i výhodné vlastnosti, kterých detekční techniky úspěšně využívají. Přední vlastností, kterou QRS komplex má, je jeho odlišitelnost ve frekvenční oblasti a to díky výskytu maxima jeho energie na frekvenčním pásmu 10 – 30 Hz. Na základě této vlastnosti byla vytvořena již řada detektorů, jak bylo uvedeno v kapitole 4. Další detekční techniky využívají naopak vlastností různých lineárních a nelineárních transformací, které pomáhají buď zvýraznit QRS komplex nebo naopak potlačují ostatní prvky EKG signálu, kterými jsou P a T vlny nebo různé artefakty.

V bakalářské práci [40] jsem vytvářel software pro hodnocení spolehlivosti detektorů, v rámci práce byla vytvořena řada detektorů založených na různých metodách. Posledním detektorem použitým v [40], byl detektor kombinující výsledky z několika detektorů, založených na různých metodách. Tyto výsledky byly podrobeny shlukové analýze a byla tak vypočtena jakási globální hodnota napříč použitými detektory. Tento detektor dosáhl velice dobrých výsledků (Se 100% a P^+ 99,93% na 12-ti svodové databázi), proto jsem se rozhodl použít obdobný přístup i ve své diplomové práci.

V rámci diplomové práce bylo vytvořeno šest detektorů, z nichž každý byl založen na jiné metodě.

Detektor založený na rozkladu signálu bankou filtrů, kdy je signál rozložen pomocí pásmových FIR filtrů na frekvenční pásma 8-16 Hz, 16-32 Hz, 32-64 Hz a 64-128 Hz. Vzniklá subpásma jsou následně umocněna, aby se případné záporné výchylky převedly do kladných hodnot. Subpásma jsou dále porovnány s prahovou hodnotou, která je stanovena jako průměrná hodnota celého signálu, tato volba souvisí s výskytem komorových extrasystol, které svou amplitudou v mnoha případech až dvojnásobně překračují amplitudu fyziologických QRS komplexů. Při realizaci byla testována i možnost výpočtu prahové hodnoty jako procentuální část maximální výchylky, detektor však nedosahoval příliš dobrých výsledku a jeho selhání se objevovalo zejména v případech výskytu komorových extrasystol.

Výsledné polohy v jednotlivých subpásmech byly podrobeny shlukové analýze, ta eliminuje falešně pozitivní detekce tím způsobem, že pokud se nadprahový extrém nevyskytuje alespoň ve třech subpásmech, není považován za QRS komplex, naopak pokud se vyskytuje minimálně ve třech pásmech, je tato poloha zpřesněna na mediánovou hodnotu všech tří poloh a uložena jako platný QRS komplex.

Detektor založený na umocnění filtrovaného signálu, tato metoda patřila ve své době k nejpoužívanějším metodám a to hlavně kvůli své jednoduché realizaci. Vstupní EKG signál byl v našem případě filtrován FIR filtrem typu pásmová propust s mezními frekvencemi 15 Hz a 30 Hz, s maximálním přenosem na 18 Hz, což koresponduje se spektrálními vlastnostmi QRS komplexu, jak bylo uvedeno v kapitole 2. Filtrovaný signál je následně umocněn na druhou, tím se zvýrazní filtrované pásmo a případné záporné extrémy se převedou do kladných hodnot. V této fázi se v signálu nachází příliš mnoho multišpiček, které mohou ovlivnit správnost detekce, proto je signál následně vyhlazen dolní propustí, která výrazné množství špiček částečně redukuje.

Předzpracovaný signál je následně podroben porovnání s prahovou hodnotou, která je jako v předchozím případě spočítána jako průměr celého signálu a důvodem je opět výskyt komorových extrasystol. Při nalezení nadprahového extrému dojde k jeho zpřesnění do středu výchylky. Pro eliminaci falešně

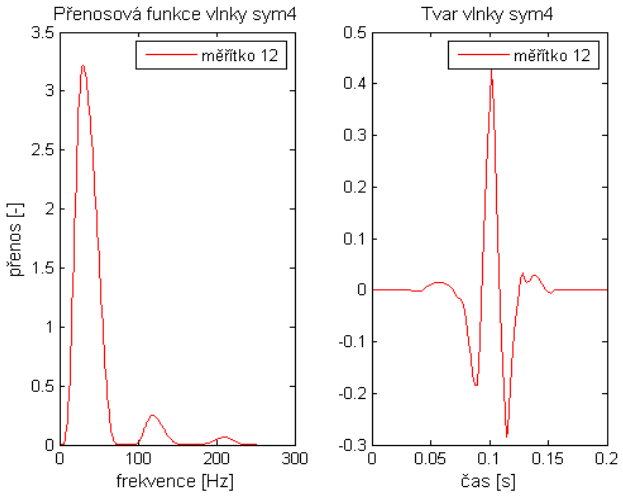
pozitivních detekcí je uvažována refrakterní fáze, během které nelze očekávat další QRS komplex, avšak pokud ani po uplynutí této doby není detekován nový QRS komplex dojde ke snížení prahu na 50% původní hodnoty.

Detektor založený na obálce filtrovaného signálu. Základem předzpracování je opět filtrace pásmovou propustí typu FIR, která má stejné mezní frekvence jako v předchozím případě tedy 15 Hz a 30 Hz, s maximálním přenosem na 18 Hz. U filtrovaného signálu je spočítán analytický signál pomocí Hilbertovy transformace, kterou lze v programovém prostředí MATLAB realizovat funkcí *hilbert*. U analytického signálu tak dojde k vynulování poloviny spektra a následně je vypočtena jeho absolutní hodnota. Výsledná obálka signálu je ještě umocněna na druhou, aby došlo ke zvýraznění extrémů a byla tak usnadněna jejich detekce.

Při detekci je signál porovnáván s prahovou hodnotou, která je opět určena jako průměrná hodnota signálu. Stejně jako v případě detektoru založeném na umocnění filtrovaného signálu je uvažována refrakterní fáze. V některých případech tento detektor dosahoval vyšší spolehlivosti než jenom prosté umocnění signálu.

Detektor založený na vlnkové transformaci – mateřská vlnka *sym4* realizace tohoto detektoru byla uvedena v [] a její koncepce se jevila, jako velice snadná jde pouze o provedení vlnkové transformace a nalezení nadprahových hodnot pomocí funkce *findpeaks*. Tento detektor však z testovaných vyšel nejhůř a jeho použití bylo spíše realizováno ze zajímavosti a pro zvědavost než z jakéhokoliv jiného důvodu.

Základem této metody je spojitá vlnková transformace za použití vlnky *sym4* s měřítkem 12. Tvar této vlnky velice dobře koresponduje s tvarem běžného fyziologického QRS komplexu (viz obrázek 7-5 vpravo), přenosová funkce této vlnky s měřítkem 12 je znázorněna na obrázku 7-5 vlevo. Z přenosové funkce je patrné, že nejvyšší přenos vlnkové transformace je na frekvenčním pásmu odpovídajícímu výskytu nejvyšší energie QRS komplexu, jak bylo uvedeno v kapitole 2.



Obrázek 7-5 Přenosová funkce vlnky *sym4* a tvar vlnky *sym4*

Transformovaný signál je dále testován na přítomnost extrémů, které přesahují prahovou hodnotu, která je dána jako 45% z maximální výchylky. Tento test probíhá za přispění funkce *findpeaks*. Návrh tohoto detektoru je příliš jednoduchý a proto nedosahuje takových kvalit, jako detektory založené na obdobných metodách. Metodu by bylo možné zkvalitnit například využitím vlastnosti funkce *findpeaks*, konkrétně zpřesněním vlastnosti *minpeakdistance*, která udává minimální vzdálenost mezi dvěma extrémy, která by mohla vycházet z okamžité tepové frekvence EKG signálu.

Detektor založený na vlnkové transformaci – posledními dvěma detektory jsou detektory založené na vlnkové transformaci za použití vlnek *bior1.5* a *gaus3*. Protože jsem si tyto detektory koncepčně vzájemně podobné ba dokonce stejné, je jejich popis shrnut do jednoho popisu. Na použití těchto dvou detektorů mě přivedli práce [15] a [37], kde oba autoři využili pro detekci QRS komplexu metodu založenou na vlnkové transformaci, za použití výše zmíněných vlnek. Oba autoři dosáhli s těmito detektory výborných výsledků (*bior1.5* – Se [%] > 99 a P^+ [%]>99,3 u databáze CSE [37]; *gaus3* – Se[%] 98 – 99 a P^+ [%] 98 – 99 u databáze CSE [15]). Protože metody dosáhly výborných výsledků, nebyl jejich algoritmus výrazně modifikován, byl pouze znovu realizován.

Základem je vlnková transformace, která transformuje extrémy vstupního signálu na inflexní body, které leží mezi extrémy opačné polarity. To znamená, že výrazné strmosti QRS komplexu jsou transformovány na bifázické dvojice extrémů a vrcholy QRS komplexu jsou transformovány na průchod nulovou hladinou mezi dvojicí těchto extrémů.

Detekce extrémů probíhá porovnáním transformovaného signálu s prahovou hodnotou, která je v tomto případě stanovena jako 1,6násobek směrodatné odchylky signálu. Po nalezení dvojic extrémů opačné polarity ve vzdálenosti 120

ms – tato hodnota odpovídá fyziologickému trvání širších QRS komplexů – je hledán průchod nulovou hladinou mezi těmito extrémy.

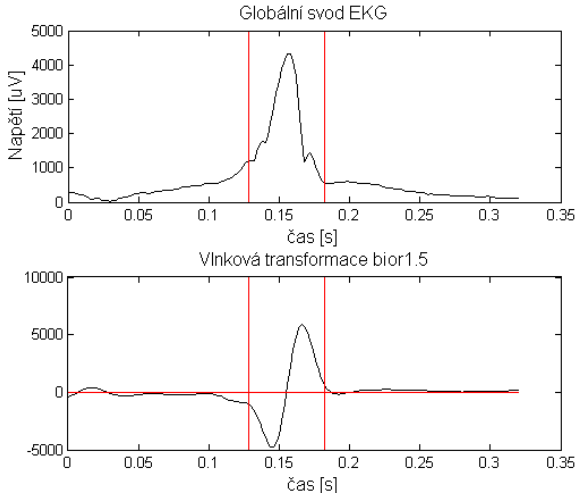
Detektor QRS komplexu kombinující více metod. Tento detektor využívá některé výše zmíněné metody. Konkrétně byla použita kombinace detektoru založeného na vlnkové transformaci (vlnka *bior1.5*), dále pak detektor založený na rozkladu signálu bankou filtrů a na umocnění filtrovaného signálu. Dílčí výsledky jednotlivých detektorů jsou následně podrobeny shlukové analýze, při které dojde k seřazení blízkých pozic a následně je rozhodnuto o jejich platnosti či vyloučení z detektovaných pozic. Pokud je pozice detekována alespoň a více detektory je tato pozice považována za platný QRS komplex, pokud je poloha detekována pouze jedním detektorem je z výsledných pozic eliminována.

7.3 Rozměření QRS komplexu

Při volbě vlnkové transformace byla velice důležitá volba mateřské vlnky a rovněž volba jejího měřítka. Spousta autorů využívá při realizaci rozměřovacího algoritmu založeného na vlnkové transformaci dyadickou vlnkovou transformaci, kdy je signál rozložen na pásma pomocí oktávových filtrů. V případě vlnkové transformace jsou pak měřítka mocniny čísla 2. Rozměření pak probíhá porovnáním detekovaných poloh v rámci několika sousedních pásem.

Autor v [37] však zvolil pro svůj algoritmus spojitou vlnkovou transformaci s univerzálním měřítkem pro různé elementy v EKG signálu. Pro detekci QRS komplexu a jeho rozměření byla zvolena mateřská vlnka *bior1.5* s měřítkem 15. Autor v [15] jako reakci na předchozí práci použil rovněž ke spojité vlnkové transformaci avšak za použití mateřské vlnky *gaus3*. Oba tito autoři dosáhli spolehlivých výsledků, proto jsem jako fázi předzpracování zvolil rovněž spojitou vlnkovou transformaci.

Při volbě mateřské vlnky jsem původně plánoval použít vlnku *bior1.5*, protože z dostupných výsledků vyplývá, že je pro rozměření EKG signálu nejvhodnější, nicméně, jak je patrné z obrázku 7-6 nedojde v QRS komplexu k transformaci kmitů Q a S na inflexní body, tedy na průchody nulovou hladinou, ale dojde k jejich transformaci na nepatrné výchylky, které se hůře detekují a jejich detekce by nebyla příliš spolehlivá.



Obrázek 7-6 Vlnková transformace QRS komplexu pomocí vlnky *bior1.5* v měřítku 15

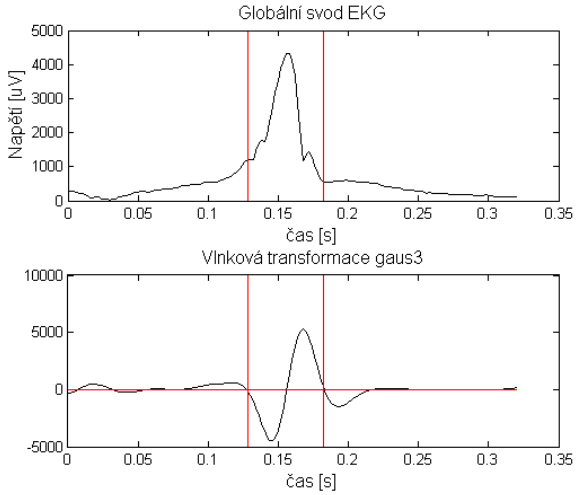
Autor v [15] dosáhl podobně spolehlivých výsledků jako autor v [37] s vlnkou, která je první derivací gausovy křivky, konkrétně z vlnkou *gaus3* a měřítkem 7 a měřítkem 13. Při použití vlnky *gaus3* na náš signál jsem zjistil, že dosahuje lepších transformačních výsledků než vlnka *bior1.5*, nicméně muselo být upraveno měřítko oproti autorovi z [15], protože při použití jeho měřítka se zlepšila detekce Q kmitu - v případě měřítka 7, ale zhoršila se detekce kmitu S. K opačnému případu došlo v měřítku 13. Na základě těchto poznatků byl jako měřítko zvolen kompromis mezi výše uvedenými měřítky a to měřítko 9. Výsledek je patrný z obrázku 7-7.

Měřítko vlnky je však závislé na vzorkovací frekvenci. S rostoucí vzorkovací frekvencí musí být upraveno i měřítko spojité vlkové transformace. Přepočet měřítka je možný pomocí rovnice.

$$a = a * \frac{fvz}{500} \qquad 7\text{-}2$$

kde a je námi zvolené měřítko při vzorkovací frekvenci 500Hz a fvz je použitá vzorkovací frekvence.

Jmenovatel 500 označuje vzorkovací frekvenci, při které bylo zvoleno výchozí měřítko vlnkové transformace. Tato rovnice byla převzata z [37].



Obrázek 7-7 Vlnková transformace za použití vlnky *gaus3* a měřítka 9

Samotné rozměření QRS komplexu začíná detekcí QRS komplexu, jak bylo uvedeno výše. Po detekci QRS komplexu je poloha QRS komplexu použita jako výchozí bod pro další rozměření.

Hranice QRS komplexu leží před Q kmitem resp. za S kmitem, proto je dalším krokem rozměření detekce těchto dvou kmitů. Pro detekci kmitů Q a S a pro stanovení prahové hodnoty extrémů, bylo zvoleno časové okno délky ±80 ms, tedy 160 ms pro celý QRS komplex, tato délka byla volena pro případ výskytu širokých QRS komplexů, které se mohou objevit. Dostupná literatura [39], uvádí, že délka QRS komplexu 120 ms je považována za fyziologickou hranici, nicméně i přes tento údaj se mohou vyskytnout širší QRS komplexy a stejně jako autor v [15] jsem i já zvolil tuto šířku, která je kompromisem mezi správným rozměřením širokých QRS komplexů a výskytem falešně negativní popř. falešně pozitivních detekcí.

Dalším krokem bylo stanovení prahové hodnoty pro extrémy ohraničující Q resp. S kmit. Byla zvažována možnost použití procentuální části maximální výchylky, avšak při testování nebylo dosaženo takových výsledku, jako při použití procentuální části ze směrodatné odchylky, která se rovněž hojně využívá pro stanovení prahových hodnot. Výpočet prahů pro Q resp. S kmit uvádí rovnice 7-2 a 7-3:

$$pr_q = 0{,}17 * std(qrs_{okno}) \qquad 7\text{-}3$$

$$pr_s = 0{,}19 * std(qrs_{okno}) \qquad 7\text{-}4$$

kde pr_q a pr_s označují prahové hodnoty, *std* je směrodatná odchylka a qrs_{okno} označuje úsek signálu, který je definován jako 80 ms před R kmitem a 80 ms za R kmitem.

Detekce Q a S kmitů probíhá současně a to tak, že před R kmitem, resp. za R kmitem jsou hledány dvě nadprahové hodnoty opačné polarity. Průchod nulou

mezi dva extrémy opačné polarity v ideálním případě odpovídá Q resp. S kmitu. Pokud se v okně vyskytují další extrémy, pokračuje algoritmus dál, dokud jsou splněny následující podmínky:

1. Vzdálenost mezi průchodem nulovou hladinou před R kmitem a průchodem nulovou hladinou za R kmitem nepřesahuje 160 ms
2. Nadprahový extrém leží jak před průchodem, tak za průchodem nulovou hladinou

Vedle těchto podmínek jsou ještě zavedena další pravidla, která souvisí s délkou analyzovaného signálu atd. Poslední průchod nulovou hladinou, který leží mezi dvěma nadprahovými extrémy, je považován za Q resp. S kmit.

Určení hranic QRS komplexu probíhá až po detekci dílčích kmitů Q a S. Při určení počáteční hranice se hledá nejbližší překročení příp. pokles pod prahovou hodnotu, která je určena obdobně jako při stanovení prahu pro Q resp. S kmit. Konečná hranice je hledána obdobně jako hranice počáteční, zde ale algoritmus logicky vychází z pozice S kmitu. Při testování byla volena rozdílná prahová hodnota pro počáteční a konečnou hranici, nicméně nejlepších výsledků bylo dosaženo při použití jednotného prahu pro obě hranice a to podle rovnice 7-4.

$$pr_{hranice} = 0{,}16 * std(qrs_{okno}) \qquad 7\text{-}5$$

Kde $pr_{hranice}$ označuje prahovou hodnotu pro hranice QRS komplexu, *std* je směrodatná odchylka a qrs_{okno} označuje úsek signálu, který je tentokrát zkrácen na 30 vzorků před a 30 vzorků za R kmitem.

7.4 Eliminace QRS komplexu

Po rozměření QRS komplexu spousta autorů provádí eliminaci QRS komplexu v originální oblasti. Tento krok bývá aplikován pro zvýšení spolehlivosti při rozměření P vlny. V některých případech je PQ interval příliš krátký a po provedení jakékoliv transformace může signál P vlny a QRS komplexu začít splývat, to má za následek špatné rozměření především konečné hranice P vlny.

Eliminace byla provedena vždy mezi počáteční hranicí QRS komplexu a konečnou hranicí QRS komplexu. V případě falešně negativní detekce QRS komplexu by došlo k odstranění podstatné části signálu. Například pokud by u prvního QRS komplexu byla detekována pouze počáteční hranice a konečná hranice by byla detekována až u druhé QRS komplexu, došlo by k odstranění celé části signálu, tzn. k odstranění T a P vlny v jednom cyklu. Vliv falešně pozitivních detekcí byl potlačen nutnou vzdáleností, kterou musí hranice QRS komplexu

splňovat, pokud by tyto hranice byly delší než povolené maximum, dojde k přerušení eliminace QRS komplexu v daném cyklu.

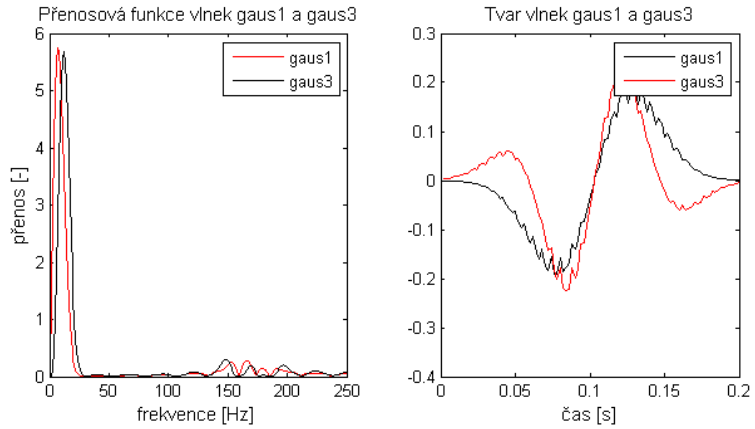
Úsek signálu, kde by se za normálních okolností vyskytoval QRS komplex, byl nahrazen opakující se posloupností, danou prvními dvěma vzorky před počáteční hranicí QRS komplexu.

7.5 Rozměření T vlny

Dalším krokem automatického rozměření je detekce a rozměření konečné hranice T vlny. Kvůli detekci a analýze morfologických deskriptorů T vlny se tento bod stává stěžejním bodem dalších částí práce. Původní plán bylo vynechání detekce vrcholů, které se v analýze hlavních komponent mění, ale právě při použití morfologických parametrů T vlny, je její vrchol výchozím bodem, pro další analýzy, proto byla i detekce vrcholu T vlny do automatického rozměření zařazena.

T vlna má odlišné vlastnosti než QRS komplex, který je na frekvenčním pásmu 10 – 30 Hz téměř osamocen, její frekvenční pásmo se částečně překrývá s pásmem P vlny a vyskytuje se na frekvencích do 10 Hz. Z tohoto důvodu musela být znovu provedena vlnková transformace, tentokráte však s jinými parametry. Původně byl ponechán stejný typ vlnky, tedy vlnka *gaus3* a změněno bylo pouze měřítko a to na 18. Spolehlivost rozměření na tomto typu vlnky a měřítku však dosahovalo nízkých 80%, což je velice malá úspěšnost rozměření a v další analýze by byla nepoužitelná, proto byly prozkoumány jiné možnosti.

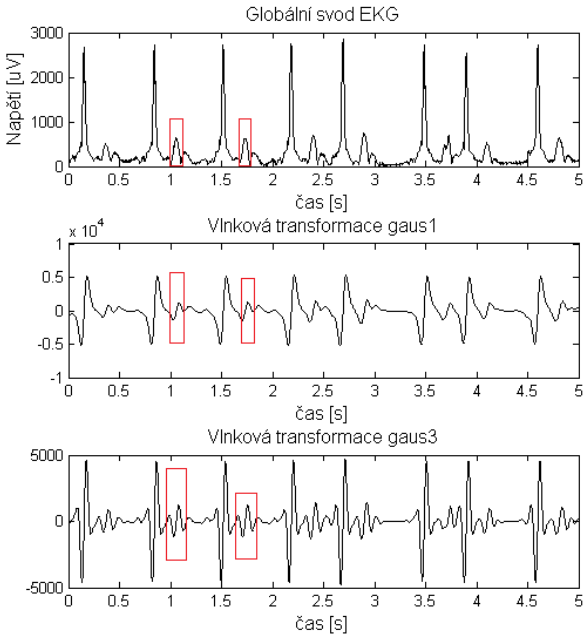
Autor v [15] použil pro rozměření T vlny typ vlnky *gaus1* a dosáhl rovněž lepších výsledků než při použití vlnky *gaus3*. Při replikaci jeho postupu došlo ke zlepšení spolehlivosti na více jak 95%, což je zlepšení o 15% a je vhodné k dalšímu použití. Rozdíl mezi vlnkou *gaus1* a *gaus3* je znázorněn na obrázku 7-8.



Obrázek 7-8 Přenosové funkce a tvary vlnek *gaus1* a *gaus3*

Z obrázku je patrné, že tvar vlnky *gaus1* více koresponduje s tvarem běžné T vlny a přenosová funkce odpovídá výskytu maximální energie T vlny. Rozdíl mezi

vlnkovou transformací za použití vlnky *gaus1* a *gaus3* a zachování měřítka 18, je uveden na následujícím obrázku 7-9.



Obrázek 7-9 Rozdíl mezi vlnkovými transformacemi za použití vlnek *gaus1* a *gaus3*

Jak je z obrázku na první pohled patrné, při použití vlnky *gaus1* se T vlny transformují na dvojici extrémů opačné polarity a tyto extrémy jsou poměrně výrazné na rozdíl od transformace provedené vlnkou *gaus3*. Transformace vlnkou *gaus3* se vyznačují několika výchylkami, z nichž dvě mají vysokou amplitudu oproti ostatním, ale v některých signálech se objevily extrémy, které měli téměř souhlasnou amplitudu a algoritmus v těchto případech selhával resp. docházelo k posunu hranic do oblasti výskytu vlny U a v některých případech k zásahu do vlny P.

Po provedení vlnkové transformace je spočítáno časové okno pro detekci T vlny, které vychází z fyziologických vlastností a znalostí o T vlně. Časové okno vychází z refrakterní doby, kterou prochází myokard po průběhu akčního potenciálu, ta je stanovena na 180 ms, dále je započtena vzdálenost mezi dvě QRS komplexy a udává tepovou frekvenci, která ovlivňuje rychlost průběhu srdečního cyklu. Rovnice 7-5 pro výpočet časové ho okna byla převzata z [15].

$$T_{okno} = 180 + 0{,}33 * (RR_{+1} - 180) \qquad 7\text{-}6$$

Kde T_{okno} označuje proměnou časového okna pro detekci T vlny a RR_{+1} označuje interval mezi dvěma QRS komplexy. Protože v globálním svodu zasahuje částečně QRS komplex i do T vlny a mohl by ovlivnit detekci, je uvažována ještě doba trvání

ST segmentu, která byla stanovena na minimální fyziologickou dobu trvání a to 80 ms. Díky přidání této doby bylo dosaženo lepších výsledků než bez jejího použití.

V případě začátku a konce signálu, kde neznáme interval mezi dvě QRS komplexy je časové okno zkráceno na potřebnou délku, aby mohlo dojít k detekci. Pokud okno nedosáhne délky, která je shodná s dobou refrakterní fáze popř. je delší než doba refrakterní fáze, není detekce provedena. V takovém případě se může jednat o patologicky se vyskytující cyklus, který není možné správně rozměřit.

Z délky okna je vypočítán práh, se kterým je signál porovnáván na přítomnost nadprahových extrémů, na které se T vlna transformuje. Práh je spočítán pomocí rovnice 7-6:

$$pr_T = 0{,}9 * \max(T_{okno}) \qquad 7\text{-}7$$

Kde pr_T je vypočtený práh. Jako prahová hodnota byla v tomto případě stanovena procentuální část z maximální výchylky, to vyplývá z tvaru transformovaného signálu, který je uveden na obrázku 7-8. Zde je T vlna transformována na dva extrémy přibližně stejné velikosti. T vlna je přítomna vždy a v každém signálu EKG a to i za přítomnosti patologií, které ji mohou ovlivnit. Právě z důvodu předpokladu výskytu T vlny za každých okolností, byla do algoritmu přidána ještě jedna podmínka, která v případě nepřítomnosti extrému, které by překračovali stanovený práh, dojde k jeho snížení a to na 50% původní velikosti. V testovací databázi se objevuje mnoho signálu, ve kterých se na první pohled zdá, že T vlna chybí, ale pět opakování snižování prahu je dostačující pro nalezení nadprahových extrémů.

Jakmile jsou nalezeny dva nadprahové extrémy opačné polarity, dojde k detekci vrcholu T vlny, který je definován jako průchod nulovou hladinou mezi dvě nadprahovými extrémy opačné polarity. V případě rozměření konečné hranice T vlny, je stanovena prahová hodnota podle následující rovnice 7-7.

$$pr_{T_off} = 0{,}38 * \mathrm{std}(T_{okno}) \qquad 7\text{-}8$$

Násobek 0,38 byl stanoven experimentálně na základě několika testování a tato hodnota dosáhla nejlepších výsledků. Výpočet prahové hodnoty přímo z okna s předpokládaným výskytem T vlny přináší tu výhodu, že se práh automaticky přizpůsobuje aktuálnímu vývoji signálu, což zvyšuje spolehlivost detekce.

7.6 Rozměření P vlny

Posledním významným bodem EKG cyklu, který se rozměřuje, je P vlna. Ve fázi předzpracování je signál podroben vlnkové transformaci vlnkou typu *gaus3* s měřítkem 16.

Detekce P vlny probíhá před každým QRS komplexem. V případě začátku signálu, kde je úsek před QRS komplexem krátký a stačí pouze na výskyt P vlny je brán v úvahu celý tento úsek, který je podroben detekci. V případě rozměření P vlny mezi dvěma QRS komplexy, je pro detekci P vlny zvoleno časové okno, které vychází z pozice začátku QRS komplexu a z konce T vlny. Jelikož v některých případech dochází k selhání rozměření T vlny, které může ovlivnit i detekci P vlny, byla brána v úvahu pouze doba trvání – tedy časové okno T vlny definováno výše. Pro eliminaci ovlivňování detekce P vlny QRS komplexem, byla ještě zavedena minimální doba, která předpokládá PQ interval, tím došlo alespoň k částečnému zamezení falešně negativních popř. falešně pozitivních detekcí. Pokud okno pro P vlnu nedosáhne délky, alespoň 100 ms, není detekce ani rozměření P vlny provedeno vůbec. Naopak v případě pomalého rytmu, tedy u bradykardických záznamů, jsou časová okna pro P vlnu příliš dlouhá a v některých případech docházelo k selhání rozměření z toho důvodu, že byla detekována vlna T popř. vlna U. V takovém případě byla brána v úvahu pro rozměření pouze druhá polovina okna, kde se s největší pravděpodobností P vlna vyskytuje.

Po vymezení časového okna pro detekci P vlny dojde k porovnání vybraného úseku signálu s prahovou hodnotou. Ta byla v tomto případě dána rovnicí 7-8.

$$pr_P = 0{,}15 * \mathrm{std}(P_{okno}) \qquad 7\text{-}9$$

V tomto případě byla brána v úvahu pouze prahová hodnota stanovená ze směrodatné odchylky, protože při výskytu různých patologií nemusí být P vlna vůbec přítomna. Po detekci dvou nadprahových extrémů opačné polarity přechází algoritmus ke stanovení hraničních pozic P vlny.

Počáteční hranice je stanovena jako bod, kdy signál klesne pod prahovou hodnotu před prvním extrémem a konečná hranice je stanovena jako bod, kdy signál klesne pod prahovou hodnotu za druhým extrémem. Prahové hodnoty pro hraniční body jsou stanoveny z rovnic 7-9 a 7-10.

$$pr_{P_on} = 0{,}18 * \mathrm{std}(P_{okno}) \qquad 7\text{-}10$$

$$pr_{P_off} = 0{,}65 * \mathrm{std}(P_{okno}) \qquad 7\text{-}11$$

Detekce vrcholu P vlny nebyla realizována, protože v dalších analýzách není P vlna vůbec uvažována.

7.7 Detekce morfologických parametrů T vlny

Jak bylo uvedeno v kapitole 6.3, mohou být pseudo-ortogonální svody využity pro predikci výskytu ventrikulárních arytmií. Tato metoda byla zavedena v [32] a [38] a dosáhla uspokojivějších výsledků, než doposud používaná metoda QTd – disperze QT intervalu.

Před samotnou detekcí, je signál, tvořený třemi pseudo-ortogonálními svody, vyhlazen Savitzky-Golay filtrem, který je přímo určen na vyhlazení signálu. Použití tohoto filtru před rozměření je však nemožné, neboť může docházet ke zkreslení signálu avšak v případě morfologických parametrů je toto vyhlazení žádoucí, protože rozkmitaný signál může ovlivnit výsledky některých parametrů.

Prvním parametrem je TCRT, který udává vzájemný úhel mezi repolarizací a depolarizací komor. Jeho detekce probíhá z detekovaných vrcholů QRS komplexu a T vlny, což znamená, že úspěšnost či neúspěšnost a rovněž i diagnostická významnost, je úzce spjata se spolehlivou detekcí důležitých bodů na EKG křivce.

Autoři v [38], využívají k analýze pouze jeden cyklus, na kterém provedou detekci významných popisných parametrů. Vstup do funkce stačí vytvořit z jednoho cyklu, tedy z vrcholu QRS komplexu resp. R kmitu a z následujícího vrcholu T vlny. Pomocí těchto známých pozic a tří pseudo-ortogonálních svodů, jsou vytvořeny vektor R kmitu a T vlny. Pomocí inverzní tangens funkce je stanovena velikost úhlu v místě protnutí obou vektorů. Výsledný úhel je ve stupních. Pro stanovení TCRT parametru stačí vypočítat *cos* tohoto úhlu a známe velikost TCRT parametru.

Dalším parametrem je disperze T vlny v jednotlivých svodech standardního záznamu. Stejně jako autor v [6], tak i autoři v [38] používají pouze 8 svodů a to svody I, II a V1-V6. Z těchto signálů a polohy vrcholu T vlny jsou určeny jednotlivé vektory, které jsou vykresleny vedle sebe a stejně jako v případě TCRT jsou i zde stanoveny úhly pomocí inverzní tangens funkce. Úhly jsou stanoveny mezi všemi možnými dvojicemi vektorů, vytváříme tedy 8 dvojic vektorů, což je 28 kombinací. Z těchto úhlů je stanoven průměr, který je ukazatelem rozdílné morfologie T vln v jednotlivých svodech, což je významným ukazatelem ložiska vzniku ventrikulárních arytmií. Autoři v [38], uvádí obrázek, na kterém je vidět T smyčka tvořená z pseudo-ortogonálních svodů a přes ni jsou vyznačeny jednotlivé vektory. Bohužel v této práci k vykreslení nedochází, protože ve většině případů je T vlna v pseudo-ortogonálních svodech záporná, ale ve standardním svodovém záznamu má kladnou polaritu, proto by byl obrázek značně nepřehledný a jeho uvádění by bylo zbytečné.

Posledním parametrem, který je v rámci této práce detekován, je disperze T smyčky, které zobrazuje morfologické rozdílnosti v na komorách. Její detekce však částečně zavádějící, protože se provádí na T smyčce, kterou vykreslujeme od konce QRS komplexu po konec T vlny, čímž dochází k vykreslení ST segmentu, který je zde nežádoucí. Z pseudo-ortogonálních svodů je vybrán úsek od konce QRS komplexu po konec T vlny, který je následně vykreslen, jako 2D obraz. Autoři v [38] normalizovali smyčku tak, že ji rozdělili na 100 čtverců, které těsně obepínali smyčku. Disperze je následně počítána jako počet čtverců, ve kterých se nachází T smyčka.

V programovém prostředí MATLAB jsem k této detekci využil funkci *hist3*, u které je možné nastavit mřížku, ve které se stanoví histogram. Výsledný histogram je matice 10x10 ve které se vyskytují pole s hodnotou nula a s hodnotou větší než nula. Právě toho využívám ve funkci výpočtu disperze. Protože se vzájemně hodnoty se čtverci, kde je T smyčka, liší, dojde ke spočítání těch čtverců, ve kterých je nulová hodnota. Výslednou disperzi pak získáme odečtením počtu nulových polí od celkového počtu polí.

Přehled detekovaných parametrů na celé CSE databázi je uveden v tabulce B v příloze B.

8 ROZMĚŘENÍ NA CSE A PTB DATABÁZI

Testování spolehlivosti algoritmu je důležitým bodem. Právě během testována zjistíme, zda je algoritmus vhodný pro použití na EKG záznamech, nebo zda je nutné některé aspekty algoritmu upravit. Testování probíhalo na databázi CSE, která má velkou výhodu v dostupnosti referenčních pozic, pomocí kterých lze lépe ověřit funkčnost, spolehlivost a stabilitu algoritmu. Další databází byla databáze PTB, která bohužel neobsahuje referenční pozice, ale obsahuje dlouhodobé signály, u kterých lze testovat a hodnotit dlouhodobou stabilitu algoritmu.

V následujících kapitolách jsou popsány obě výše zmíněné databáze. Dále jsou popsány statistické parametry, pomocí kterých lze hodnotit spolehlivost algoritmu a na závěr je uvedena tabulka se statickými výsledky testování algoritmu na databázi CSE.

8.1 Databáze CSE

CSE (z angl.. Common Standards for quantitative Electrocardiography) databáze byla, jak již název napovídá, vytvořena za účelem testu navrhovaných algoritmů pro automatické rozměření EKG signálů. Informace o databázi byly čerpány z [41]

V roce 1978 se na vytvoření databáze podílelo 25 různých institucí, které se zabývají analýzou EKG signálů. Dnes je tato databáze zlatým standardem pro test a kontrolu spolehlivosti algoritmů pro rozměření EKG signálů. CSE databáze obsahuje několik stovek signálů, které spadají do tří svodové příp. do vícesvodové databáze. Část signálů je tzv. originálních, tyto signály byly vloženy do databáze prostým zdigitalizováním, druhá část signálů spadá do označení umělé signály. Tyto signály byly složeny ze zajímavých fragmentů různých signálů a složeny dohromady.

Ve spolupráci s kardiology a dostupnými rozměřovacími metodami byly vytvořeny referenční pozice, přičemž se kardiologové zaměřili na každý pátý záznam, popř. na záznamy, ve kterých se algoritmy příliš rozcházely. Takto byly stanoveny referenční pozice pro všechny QRS komplexy u 125 záznamů, resp. 123 záznamů – záznamy 67 a 70 byly záměrně vynechány, protože obsahovaly impulzy z elektrického pacemakeru a nebyly tak pro testování algoritmů vhodné. U těchto záznamů byly rovněž – vždy pouze u jednoho cyklu – stanoveny referenční pozice pro pět nejvýznamnějších bodů, kterými jsou počáteční a konečná hranice P vlny, počáteční a konečná hranice QRS komplexu a konečná hranice T vlny.
Těchto 123 signálů bylo použito pro testování navrženého algoritmu. V této databázi je vloženo 123 signálů o délce 10s (část záznamů 8s) se vzorkovací frekvencí 500Hz. Databáze je poměrně obsáhlá po patologické i fyziologické

stránce, v tabulce 8-1 je uveden stručný přehled patologií, které se v databázi vyskytují, kompletní přehled můžete nalézt v [41].

Tabulka 8-1 Stručný přehled patologií v CSE databázi

Diagnóza	Počet signálů v databázi
Fyziologický záznam	33
Blokády Tawarových ramének	33
Různé druhy infarktu myokardu	39
Hypertrofie komor	15
Plicní emfyzém	3
Ischemické změny ST segmentu	3
Komorové extrasystoly	3
Předčasné kontrakce komor a síní	15
Supraventrikulární extrasystoly	3
Flutter síní	1
Fibrilace síní	9
AV blokáda I., II. a III. stupně	5
Pacemakery	2

AV blokáda – atrio-ventrikulární blokáda.

Při rozměření EKG signálů je brána v úvahu i jistá odchylka od referenčních pozic, která je ještě považována za přijatelnou. Velikost těchto směrodatných odchylek, které jsou databází povoleny, jsou uvedeny v tabulce 8-2.

Tabulka 8-2 Povolené směrodatné odchylky od referenčních pozic v databázi CSE

	P začátek	P konec	QRS začátek	QRS konec	T konec
Tolerance [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

8.2 Databáze PTB

PTB (z něm. Physikalisch-Technische Bundesanstalt) databáze, je databáze EKG signálů vytvořená Národním metrologickým ústavem Německa, která byla vytvořena pro výzkum a testování rozměřovacích algoritmů či jako výuková pomůcka. Záznamy pochází z kardiologického oddělení, které se nachází na Univerzitní klinice Benjamina Franklina v Berlíně. [42]

Databáze obsahuje 549 záznamů, které pochází od 290 pacientů. Záznamy jsou různě dlouhé od 32s do 2 minut, jako vzorkovací frekvence byl použit 1 kHz, což je důležitý údaj pro vlnkovou transformaci, která je ovlivněna vzorkovacím kmitočtem. U některých záznamů byla použita vzorkovací frekvence 10kHz, bohužel jsem nezjistil u kterého, takže u těchto signálů algoritmu selhává. [42]

K této databázi nebyly doposud vytvořeny referenční polohy, pomocí kterých by mohlo dojít ke statistickému testování algoritmu, takže srovnání bylo provedeno pouze opticky.

Stejně jako u databáze CSE, obsahuje PTB databáze záznamy fyziologické a záznamy s různou patologií. V tabulce 8-3 jsou uvedeny obsažené patologie od 268 pacientů, u 22 pacientů nebyla patologie popř. fyziologie uvedena. [42]

Tabulka 8-3 Stručný přehled patologií v databázi PTB

Diagnóza	Počet signálů
Infarkt myokardu	148
Kardiomyopatie/srdeční selhání	18
Blokády Tawarových ramének	15
Dysrytmie	14
Hypertrofie	7
Onemocnění chlopní	6
Myokarditida	4
Smíšená diagnóza	4
Fyziologický záznam	52

8.3 Statistické parametry

Pro stanovení spolehlivosti, popř. nespolehlivosti detektoru či algoritmu, slouží několik statistických parametrů, které doporučuje [4]. Jako dva nejzákladnější parametry, které se běžně používají, jsou senzitivita a pozitivní prediktivní hodnota, které lze vypočítat podle následujících parametrů:

TP – (z angl. true positive) – skutečně pozitivní detekce. Jedná se o počet správně detekovaných pozic, tedy detekovaných pozic, které souhlasí s pozicemi referenčními

FP – (z angl. false positive) – falešně pozitivní detekce. Jde o počet těch detekcí, které se nachází mimo stanovené referenční meze, jde tedy o selhání algoritmu.

FN – (z angl. false negative) – falešně negativní detekce. Tyto detekce neproběhly, tehdy kdy měli. Na této pozici se nachází referenční meze, ale algoritmus je nezachytil.

Výše uvedené parametry jsou bezrozměrná čísla a jedná se pouze o počet referenčních pozic a detekcí. Z uvedeného rovněž vyplývá, že skutečný součet útvarů, které měli být detekovány, udává součet *TP+FN*, tedy součet správných a falešně negativních detekcí.

Senzitivita udává, s jakou pravděpodobností bude útvar pozitivně – správně – detekován. Je tedy ukazatelem toho, zda algoritmus správně rozezná útvary v signálu. Senzitivita je bezrozměrná, po vynásobení 100 se udává v procentech. Její výpočet je možný dle rovnice 8-1.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \qquad 8\text{-}1$$

Dalším parametrem je pozitivní prediktivní hodnota, která se označuje P^+. Pozitivní prediktivní hodnota je prediktorem výskytu detekovaného útvaru. Udává tedy, s jakou pravděpodobností se útvar vyskytuje při pozitivní detekci. Tento parametr je bohužel možné spočítat pouze tehdy, pokud známe počet všech referenčních bodů v signálu. Lze tedy použít pouze jako ukazatel u detektoru QRS komplexu, kde známe pozice všech QRS komplexů. U referenčních pozic P vlny a T vlny známe pouze polohy jednoho cyklu, proto nemůže pozitivní prediktivní hodnotu stanovit. Pozitivní prediktivní hodnotu, je možné vypočítat dle rovnice 8-2.

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \qquad 8\text{-}2$$

Autoři v [] a v [] udávají pro detektory QRS komplexu ještě další parametry. Tato práce je více zaměřena na rozměřovací algoritmus, než na samotnou detekci QRS komplexu, proto nejsou v práci blíže popsány, jedná však o celkovou chybu detektoru a o index výkonnosti.

V rámci CSE databáze jsou stanoveny i referenční pozice a kritéria směrodatné odchylky, která udávají dobu trvání v milisekundách, kterou lze ještě při rozměření tolerovat. Jde tedy o časový údaj, který se udává v *ms* a lze vypočítat pomocí rovnice 8-3.

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i}^{n}(x_i - \bar{x})^2} \qquad 8\text{-}3$$

kde, δ je směrodatná odchylka, n je počet svodů v jednom záznamu, x_i je hodnota i-tého prvku a $\bar{x}$ je aritmetický průměr všech odchylek. V programovém prostředí MATLAB lze výpočet směrodatné odchylky realizovat pomocí funkce *std*.

Autor v [37] podotýká jistou poznámku, kdy tvrdí, že ani 100% výsledky nemusí být spolehlivé, protože testování algoritmu mohlo probíhat na nestandartní databázi, kdy neexistuje žádná možnost, jak srovnat výsledky použitých metod.

V své práci [37] přichází tedy s další možností, jak rozdělit výsledky podle spolehlivosti a definoval tak tři skupiny:

1. Spolehlivé výsledky – testování na standardní databázi EKG záznamů – CSE, MIT-BIH apod.
2. Méně spolehlivé výsledky – testování pouze na jedné části některé ze standardních databází
3. Nespolehlivé výsledky – nestandardní databáze EKG záznamů

Spolehlivé testování a srovnání získáme však pouze tehdy, když porovnávané metody otestujeme na jednotné databázi

8.4 Ukázky detekce QRS komplexu

Pro detekci QRS komplexu byla použita metoda kombinující několik různých přístupů k detekci QRS komplexu. Signál je nejprve podroben detekcím jednotlivými metodami a následnou shlukovou analýzou jsou tyto polohy zpřesněny a případné falešně pozitivní kmity jsou eliminovány. Tento detektor byl testován na jednotlivých pseudo-ortogonálních svodech i na globálním svodu, přičemž nejlepších výsledků dosáhl u globálního svodu EKG.

V tabulce jsou uvedeny statistické hodnoty testu jednotlivých realizovaných detektorů, přičemž nejlepších výsledků dosáhl detektor založený na vlnkové transformaci za použití vlnky *bior1.5*, dále pak detektor založený na rozkladu signálu bankou filtrů a na umocnění filtrovaného signálu. Během testování byla zkoušena řada kombinací detektorů, přičemž nejlepších výsledků dosáhla trojice výše uvedených. Zlepšení dosahuje zhruba 0,1%, což je velice málo při zvážení výpočetní náročnosti. Během rozměření ovšem dosáhla tato kombinace zlepšení o 1% procento úspěšnosti při rozměření P vlny.

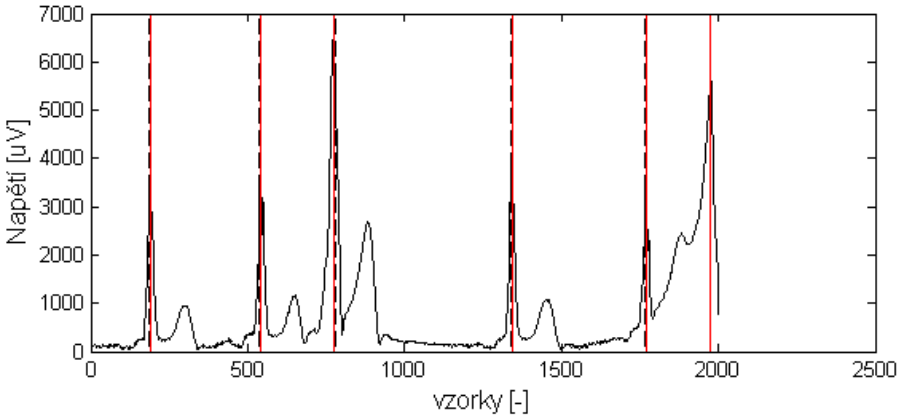
Tabulka 8-4 Dílčí výsledky kombinovaného detektoru QRS komplexu

Metoda	TP [-]	FN [-]	FP [-]	Se [%]	P^+ [%]
Banka filtrů	1463	10	8	99,3149	99,5026
Obálka filtrovaného signálu	1446	27	59	98,2838	96,8351
Umocnění filtrovaného signálu	1447	26	58	98,4040	97,0837
Vlnková transformace (*bior1.5*)	1469	4	3	99,7274	99,7891
Vlnková transformace (*sym4*)	1453	20	30	98,7130	98,1900
Vlnková transformace (*gaus3*)	1458	15	16	99,0153	98,9358
Kombinace	1470	3	2	99,8177	99,8794

V ukázce detekce QRS komplexu se zaměřím především na ty záznamy, ve kterých detektor selhal. V součtu se jedná pouze o 5 záznamů z původních 123.

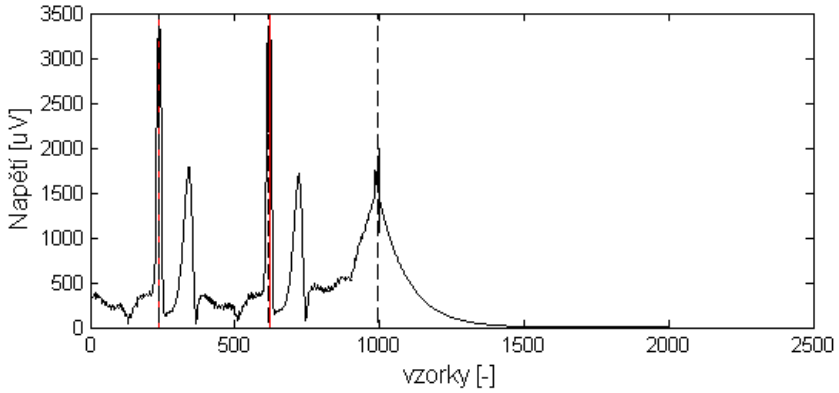
Na obrázku je vždy zobrazen globální svod, který je kombinací pseudo-ortogonálních svodů. Dále jsou zobrazeny jednotlivé pseudo-ortogonální svody a vyznačeny referenční pozice

Na následujícím obrázku (obrázek 8-1) je zobrazen první signál, na kterém detektor selhal. Stalo se tak v případě posledního QRS komplexu, které je těsně u hranice konce záznamu (obrázek 8-2). Ve standradním svodu je patrné pouze část kladné výchlky, ale v globálním svodu vypočtém z hlavních komponent je patrné, že je zachycen téměř celý QRS komplex. Jak je na obrázku vidět, detektor si s ním poradil a správně jej detekoval, bohužel v referenčních pozicích není tento QRS komplex obsažen a proto byl automaticky vyhodnocen, jako falešně pozitivní detekce. Když si blíže všimneme, tak signál obsahuje mimo jiné také řadu komorových extrasystol (KES), které v některých případech mohou ovlivnit detekci, zde si s nimi náš detektor poradil a správně je detekoval.



Obrázek 8-1 Selhání detektoru – falešně pozitivní detekce – signál MO1_12_034.mat – červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice

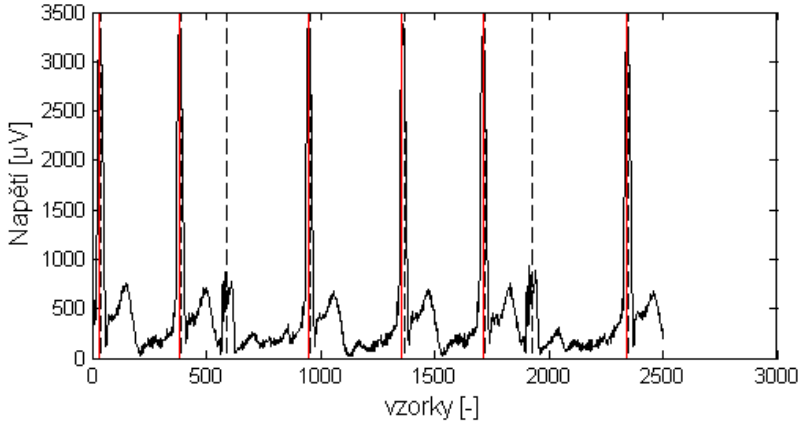
Další ukázkou je obrázek 8-2, kde byla zaznamenána jedna falešně negativní detekce. K této falešně negativní detekci došlo na konci signálu, kde EKG záznam přechází z QRS komplexu do nulové hodnoty. Tento přechod se zdá být skokový a při transformaci a předzpracování signálu, došlo ke zvýraznění příp. potlačení těchto skokových změn a detektor je následně vyhodnotil nesprávně. Na druhou stranu si detektor poradil s výskytem QRS komplexu na samém začátku signálu. Při detailním zobrazení se jedná o cca 5 vzorků signálu od nuly. Zde zůstal signál během předzpracování beze změn a detektor neselhal.



Obrázek 8-2 Falešně negativní detekce – signál MO1_12_097.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice

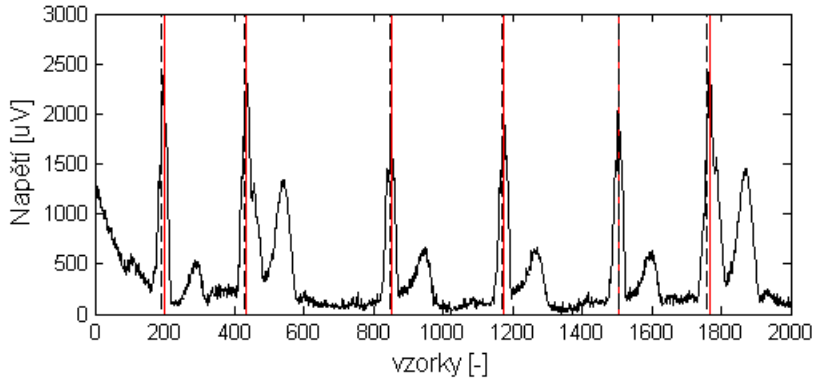
Na následujícím obrázku (Obrázek 8-3) je znázorněn signál, ve kterém detektor selhal. Detekce selhala u dvou QRS komplexů, které se vyskytují uprostřed signálu. Tyto QRS komplexy jsou charakteristické tvarovou odlišností – od ostatních QRS komplexů v signálu – a také výrazně nízkou amplitudou. V tomto případě neselhala fáze předzpracování, ale fáze hledání nadprahových extrémů.

Prahová hodnota, která je pevně nastavená, popř. se v některých případech přizpůsobuje, byla nastavena jako procentuální část maximální výchylky. U detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů, umocnění filtrovaného signálu a obálce filtrovaného signálu byla vypočtena jako průměr signálu, který svou velikostí stále převyšuje dva nízké QRS komplexy. Tento problém by bylo možné vyřešit například adaptivním prahem, který by se bral jako průměrná hodnota, směrodatná odchylka popř. jako procentuální část maximální výchylky z časového okna definované délky, která by byla určena například tepovou frekvencí. V takovém případě by byla větší šance předejít takovým falešně negativním detekcím.



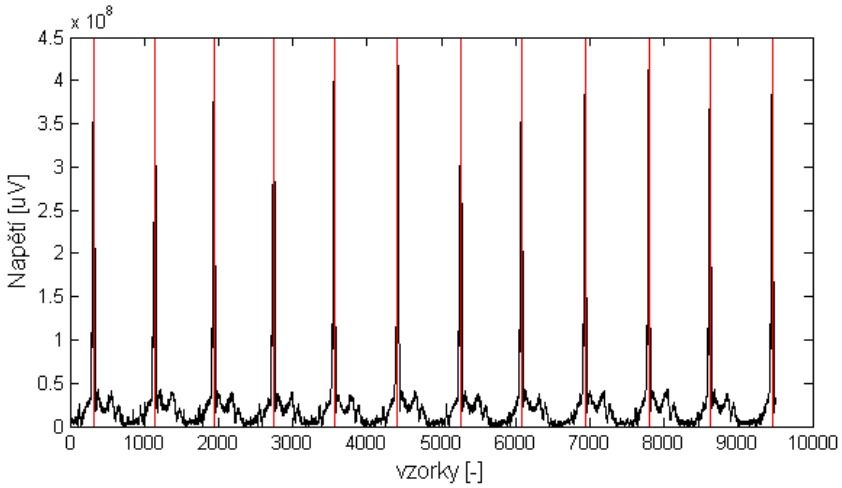
Obrázek 8-3 Selhání detektoru v případě nízkých QRS komplexů; signál MO1_12_109.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice

V následujícím signálu (obrázek 8-4) byl detektor poměrně úspěšný, až na jednu falešně pozitivní detekci.



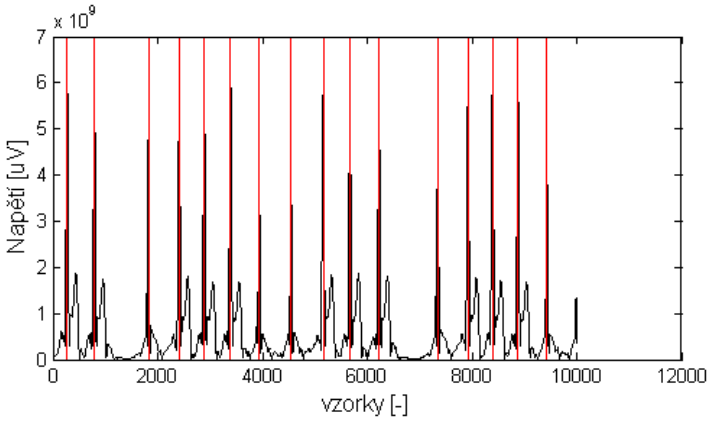
Obrázek 8-4 Falešně pozitivní detekce; signál MO1_12_122.mat; červeně - detekované pozice, čárkovaně - referenční pozice

Následující ukázky detekce QRS komplexu pochází z testu na PTB databázi, ta obsahuje dlouhé záznamy a je tak vhodná pro ověření dlouhodobé stability detektoru. Bohužel její stinnou stránkou je, že na internetu nejsou dostupné referenční pozice QRS komplexů a tak může zhodnocení proběhnout pouze vizuálně. Zde jsou ukázky na několika signálech z PTB databáze.



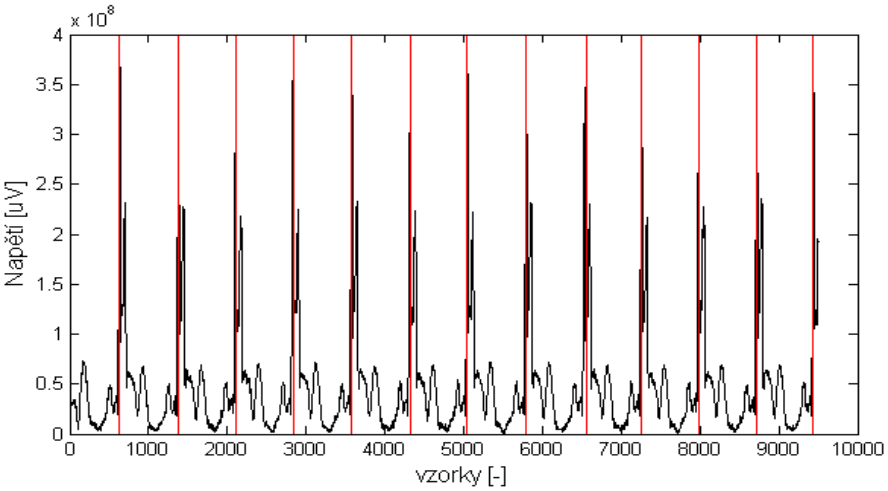
Obrázek 8-5 Detekce QRS komplexu na signálu PTB_001.mat

Na obrázku 8-5 je znázorněn první signál z databáze PTB. Vybraný úsek EKG záznamu obsahuje lehce proměnlivou amplitudu QRS komplexu, která však neovlivnila detekci a detektor byl úspěšný.



Obrázek 8-6 Ukázka detekce QRS komplexu na signálu PTB_002.mat

V dalším signálu jsou patrná prodloužení mezi jednotlivými srdečními cykly. U některých druhů detektorů, může být rozdílná vzdálenost mezi QRS komplexy překážkou, která způsobuje množství chyb a selhání. V tomto případě si náš detektor s takovým signálem poradil a dosáhl 100% úspěšnosti.



Obrázek 8-7 Ukázka detekce QRS komplexů; signál: PTB_003.mat

Signál na obrázku se vyznačuje vysokou amplitudou S kmitů, které dosahují téměř souhlasné úrovně s R kmitem a v některých případech by se tak mohli stát zdrojem falešně pozitivních detekcí. V tomto případě si s nimi detektor poradil a všechny detekce proběhli v pořádku.

Databáze PTB obsahuje více než 500 záznamů EKG a při zběžném procházení jsem nenarazil ani na jeden, ve kterém by došlo k falešně negativní příp. k falešně pozitivní detekci. Je však možné, že z důvodu nepozornosti jsem některé chyby přehlédl a detektor selhal, bohužel bez referenčních pozic je statistické zhodnocení zavádějící.

8.5 Srovnání výsledků s jinými autory

V následující tabulce (tabulka 8-5) jsou uvedeny výsledky dalších detektorů, založených na různých metodách. Mimo světové publikace jsou uvedeny i výsledky detektorů, které byly vytvořeny na ústavu biomedicínského inženýrství (ÚBMI) v rámci diplomových a dizertačních prací. Přehled obsahuje pouze hrstku detektorů, které byly testovány na některé ze standardních databází. Kompletní přehled by byl příliš dlouhý a pro naši práci zcela zbytečný.

Podle dostupné literatury postačuje pro použití v online aplikacích senzitivita 99,5%. Pro výzkumné účely by však měla být spolehlivost vyšší a v ideálním případě 100%.

Tabulka 8-5 Srovnání metod detekce QRS komplexů jiných autorů

Metoda (autor)	Princip	Se [%]	P^+ [%]	Databáze
Chen [7]	MM	99,90	99,89	MIT-BIH
Li [24]	WT	99,89	99,94	MIT-BIH
Moody [31]	DF + DT	98,30	99,91	MIT-BIH
Elgendi [13]	DT	97,50	99,90	MIT-BIH
Martinez [25]	WT	99,92	99,88	QT
Moody [31]	DF + DT (2-EKG)	97,20	99,46	QT
Mehta [27]	SVM	99,93	99,46	CSE
Mehta [28]	SVM	99,93	99,13	CSE
Mehta [29]	SVM	99,73	98,40	CSE
Chouhan [8]	AQT	98,56	99,18	CSE
Vítek [37]	WT – globální	99,93	100	CSE
Hejč [15]	WT – globální	99,86	99,79	CSE

MM – matematické morfologie; WT – vlnková transformace; DF – číslicová filtrace; DT – dynamický práh; SVM – support vector machine; AQT – adaptivní kvantitativní práh, 2-EKG – dvou svodové záznamy

Z ukázek detekcí i z tabulky dílčích výsledků je patrné, že detektor pracuje velice spolehlivě. Většina vyhodnocení falešně pozitivních výsledků bylo z důvodu nepřítomnosti referenčních pozic. Další falešně pozitivní detekce se objevili na začátku popř. na konci signálu, kde dochází vlivem transformací, filtrací a dalších úprav signálu ke zvýraznění skokových změn, které se v předzpracovaném signálu projevují jako nadprahové extrémy, které jsou detektor vyhodnoceny jako platných QRS komplex.

Během testování došlo pouze ke dvěma selháním, při kterých nebyly QRS komplexy zachyceny. Stalo se tak v případě příliš nízké amplitudy tvarově odlišných QRS komplexů, které zanikly v signálu s běžnými QRS komplexy

s několikanásobně vyšší amplitudou. Tato vada detektoru může být odstraněna použitím jiného výpočtu prahu, například stanovením prahu z časového okna, kdy nebude časové okno obsahovat o tolik výraznější QRS komplexy nebo volbou adaptivního prahu, který se bude více přizpůsobovat potřebám signálu. K další falešně negativní detekci došlo u signálu, který byl z 10s záznamu zkrácen na 8s záznam, přičemž závěrečné 2s byly nahrazeny nulovou hladinou. V tomto případě došlo naopak k potlačení skokových změn na konci signálu a to buď vlivem filtrace, popř. transformací a detektor tak nezachytil nízké výchylky, které byly podprahové.

V případě testování na PTB databázi nejsou dostupné referenční pozice QRS komplexů. Pokoušel jsem se tyto pozice navolit sám, bohužel je to práce na mnohem delší dobu, než jakou jsem měl k dispozici a proto došlo k zhodnocení detektoru pouze vizuálně, nicméně jsem nenarazil na žádný signál, ve kterém by došlo k selhání detektoru. Jelikož jsou signály PTB databáze velice dlouhé, je i jejich zobrazení složitější – signál je hustý – a snadno dojde k přehlédnutí chyb, ať už falešně negativních detekcí nebo falešně pozitivních detekcí, proto je hodnocení na PTB databázi lehce zavádějící.

V celkovém srovnání s jinými autory dosáhl QRS detektor výborných kvalit a je vhodné jej použít v dalších aplikacích, popř. jej dále zdokonalit do podoby, kdy hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty dosáhnou 100%.

8.6 Ukázky rozměření EKG na databázi CSE

Výsledky rozměření na CSE databázi, jsou uvedeny v následující tabulce.

Tabulka 8-6 Výsledky rozměření na CSE databázi

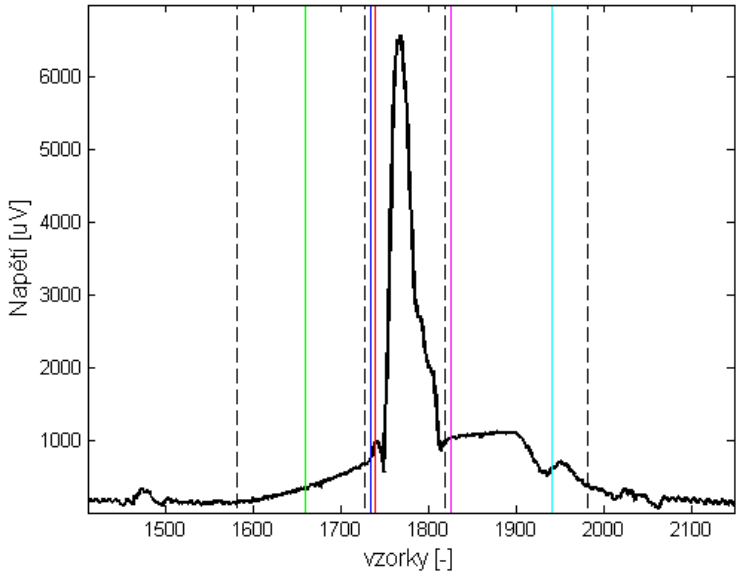
	P začátek	P konec	QRS začátek	QRS konec	T konec
Senzitivita [%]	94,6429	94,6429	100	100	97,5610
po±std [ms]	13,7±13,5	15,4±12,4	15,9±7,1	11,1±6,6	12,1±8,9
kritéria	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

po je průměrná odchylka v ms; std je směrodatná odchylka v ms

Jak je z tabulky patrné, tak nejlépe dopadlo rozměření QRS komplexu, které dosáhlo 100% úspěšnosti, bohužel odchylka od referenčních pozic byla tak vysoká, že u rozměření začátku QRS komplexu přesáhla povolenou mez, naproti tomu konec QRS komplexu dosáhl 100% úspěšnosti a směrodatná odchylka je stále v mezích normy.

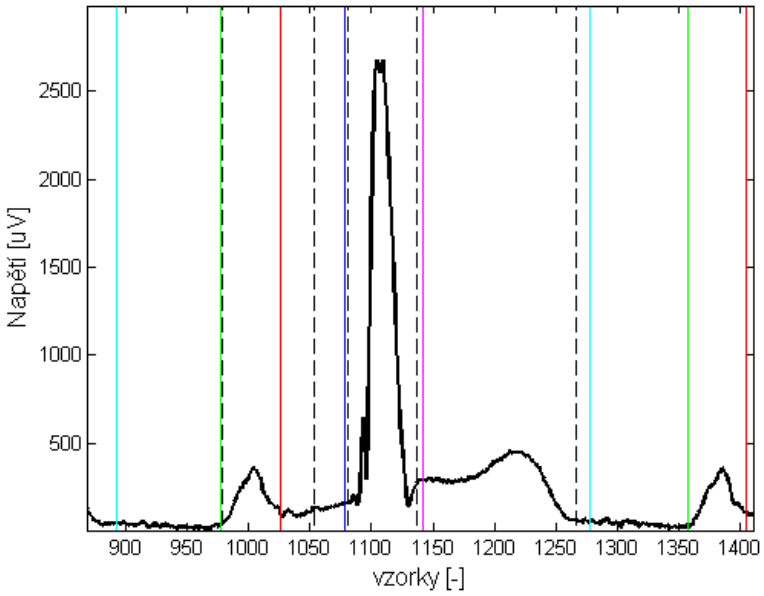
Rozměření T vlny selhalo u 3 záznamů, nicméně směrodatná odchylka je třikrát menší než povolený limit. Nejhůře dopadlo rozměření P vlny, které nedosáhlo ani 95% úspěšnosti. A jak je patrné podle barevného označení, tak směrodatná odchylka u rozměření konce P vlny je hraniční.

Bohužel jsou referenční pozice stanoveny pouze u jednoho EKG cyklu, čímž lze pouze porovnat úspěšnost algoritmu pouze v rámci různorodosti signálu, ale zaniká možnost provést analýzu chování algoritmu v rámci celého záznamu. V některých záznamech, došlo ke správnému rozměření u 10 z 11 cyklů, což může znamenat úspěšnost rozměření, pokud se referenční pozice nachází na jednom z 10 cyklů, ale také to může znamenat selhání detektoru, pokud jsou referenční hodnoty stanoveny právě na 11 (špatně rozměřený) cyklus. Při této úvaze může být algoritmus spolehlivější než doposud zveřejněné metody, nebo se může statisticky jevit horší než stávající metody.



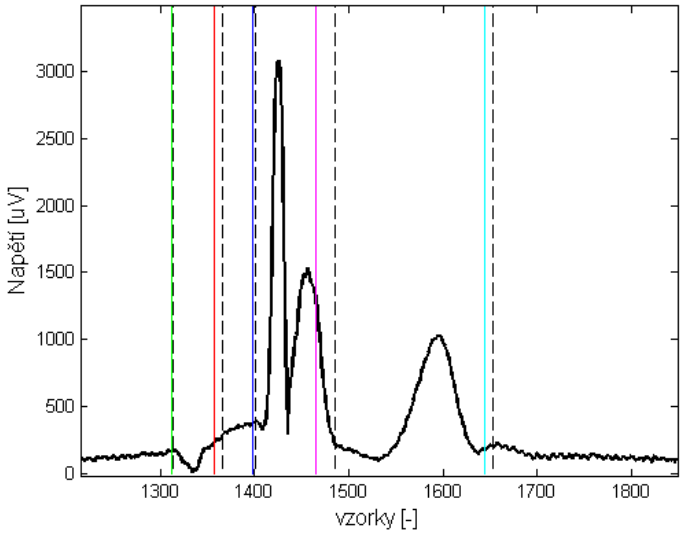
Obrázek 8-8 Ukázka selhání rozměření, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Z obrázku 8-8 je patrné, že došlo k chybné detekci konce T vlny, která se zde jeví částečně jako bifázická, přičemž druhá výchylka je nepatrná, proto ji algoritmus nezachytil a došlo ke špatnému vyhodnocení nalezených hranic. P vlna je zde rovněž špatně detekována, jedná se však o signál, kde se P vlna z patologických důvodů nevyskytuje a proto není její hodnocení možné.



Obrázek 8-9 Ukázka rozměření – selhání u P konce, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

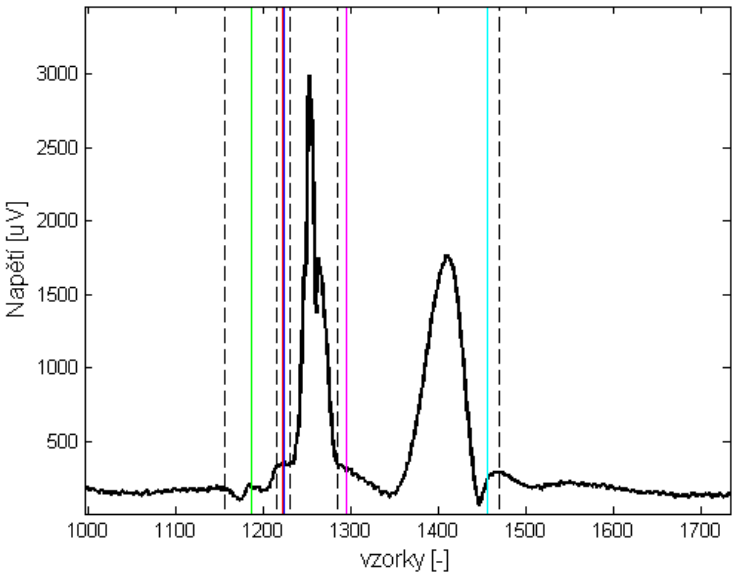
Zde je vidět velká odchylka od detekovaného konce P vlny a referenční pozice. P vlna je poměrně výrazná, avšak pozvolna klesá a přechází do QRS komplexu, proto byla vyhodnocena pouze výrazná část, kdy má P vlna vysokou amplitudu a je možné ji správně vyhodnotit, nebo v tomto případě došlo k chybě v určení referenčních pozic.



Obrázek 8-10 Selhání algoritmu u signálu s výrazným S kmitem, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

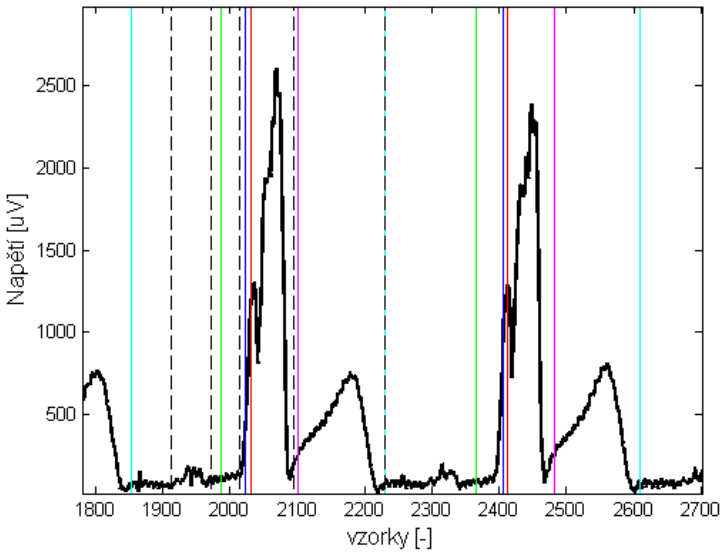
Na tomto signálu došlo ke špatné detekci konečné hranici QRS komplexu, resp. došlo k posunu hranice, protože algoritmus ji ještě vyhodnotil jako TP, což

znamená, že poloha je buď hraniční se špatně rozměřenou hranicí, nebo je v rámci mezí. Špatnou detekci zde způsobil výrazný S kmit, který při stanovení prahové hodnoty ovlivnil výpočet a k překročení prahové hodnoty došlo dříve, než mělo.



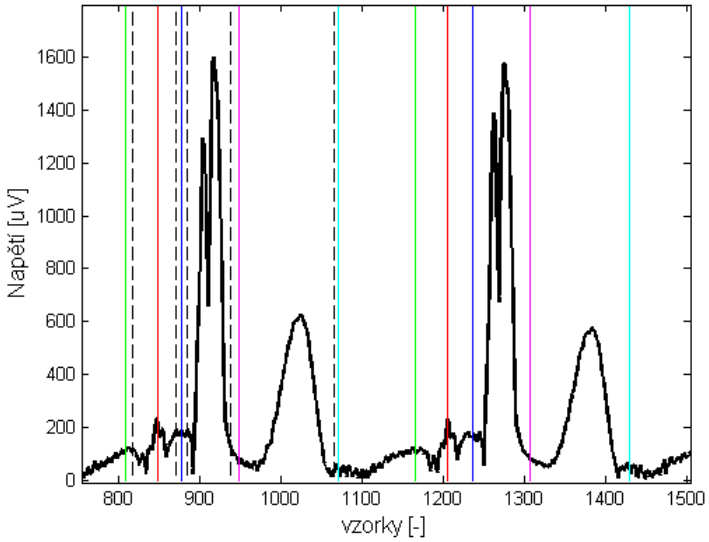
Obrázek 8-11 Ukázka signálu s bifázickou P vlnou, selhání detektoru, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Zde algoritmus selhal na signálu, ve kterém se vyskytuje bifázická P vlna. Při bližším pozorování jsem zjistil, že většina signálů, kde algoritmus selže, se vyznačuje výskytem bifázických elementů, které negativně ovlivňují detekci. Tento nedostatek se však dá vyřešit aplikací podmínek, které budou provádět rozměření, pokud se před již detekovanou hranicí ještě vyskytuje nadprahové maximum.



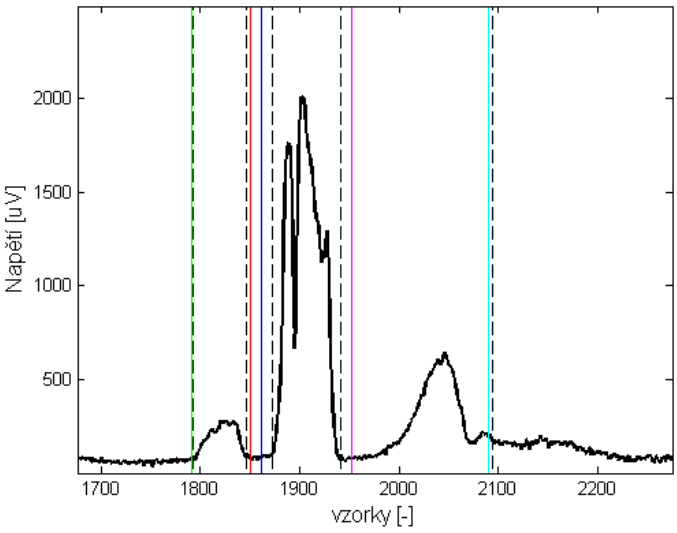
Obrázek 8-12 Selhání rozměření P vlny, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Zde došlo ke špatnému rozměření P vlny. Chyba je patrně způsobena vlivem QRS komplexu, který má rovněž špatně umístěné hranice. Při eliminaci QRS komplexu v originální oblasti tak zůstává část QRS komplexu v signálu, který se po vlnkové transformaci převede na extrémy, které ovlivní algoritmus, který je pak špatně vyhodnotí, jako možnou pozici P vlny.



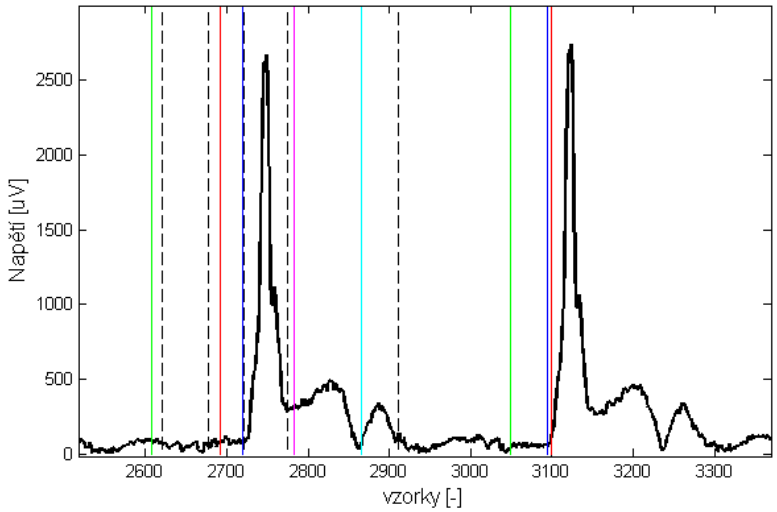
Obrázek 8-13 Signál s bifázickou P vlnou; selhání detektoru, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

V tomto signálu se opět vykytují bifázické P vlny.



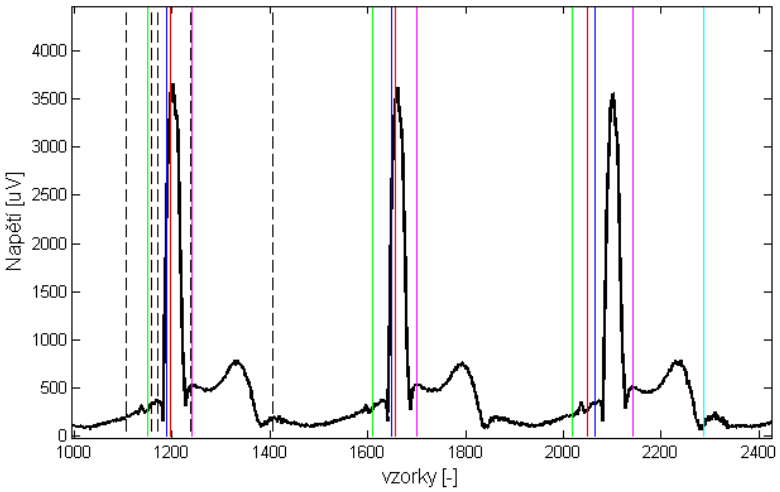
Obrázek 8-14 Ukázka rozměření EKG signálu, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Na obrázku je vidět poměrně úspěšné rozměření signálu. Signál se jeví jako téměř fyziologický, ale i tak došlo ke posunutí hranic QRS komplexu.



Obrázek 8-15 Selhání rozměření u bifázické T vlny, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Na tomto EKG záznamu se vykytují bifázické T vlny, které jako v případě P vlny jsou špatně rozměřeny. Chyba je způsobena obdobným způsobem jako u rozměření P vlny. Dochází k detekci pouze maximálních nadprahových extrémů, avšak už nedojde k dalšímu testování na přítomnost podobných extrémů, které by mohly být součástí T vlny.

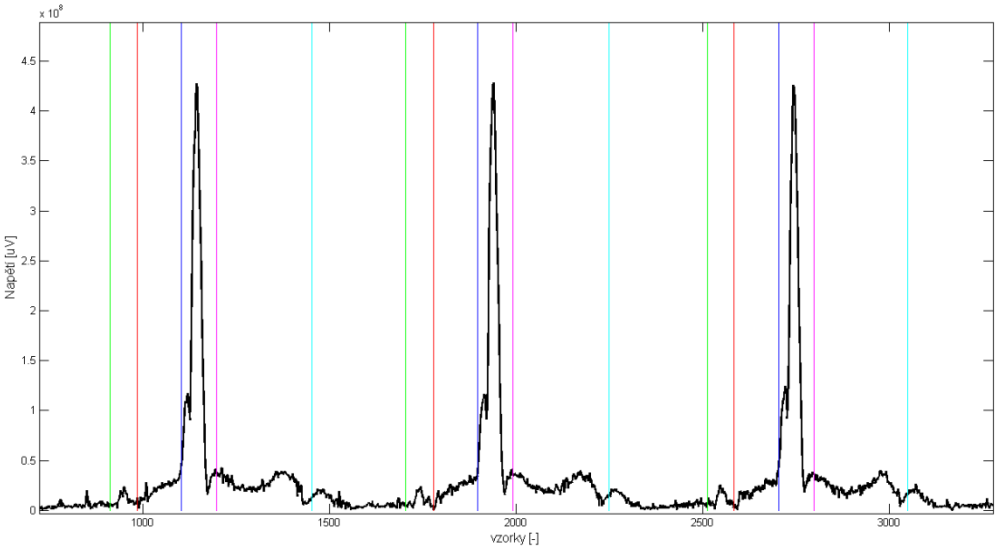


Obrázek 8-16 Selhání algoritmu u prvních dvou cyklů, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna – azurově, reference - čárkovaně

Zde je první ukázka rozměření, kdy algoritmus v jednom případě selže a v následujícím případě dojde k naprosto správnému rozměření. I přesto, že jsou si vzájemně jednotlivé cykly dost podobné ba dokonce stejné, došlo k selhání algoritmu. Chyba nastala pravděpodobně v omezení signálu časovým oknem, ve kterém se pravděpodobně nevyskytovala podprahová resp. nadprahová hodnota a tak bylo rozměření ukončeno bez stanovení hranic.

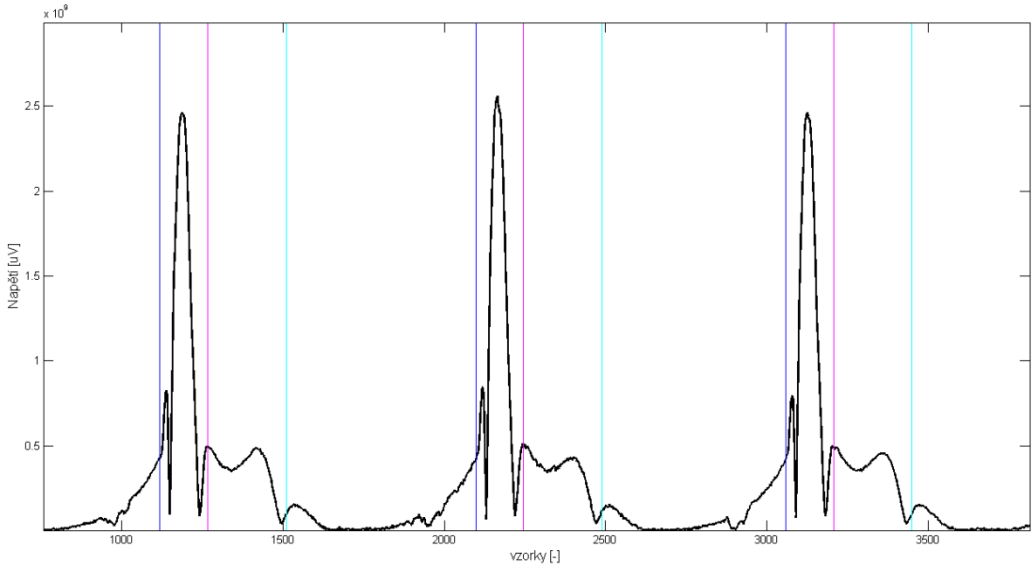
8.7 Ukázky rozměření EKG na databázi PTB

K databázi PTB bohužel neexistují ani referenční pozice QRS komplexů, ani pěti nejvýznamnějších bodů. Hodnocení spolehlivosti algoritmu tak spočívá pouze ve vizuální kontrole.



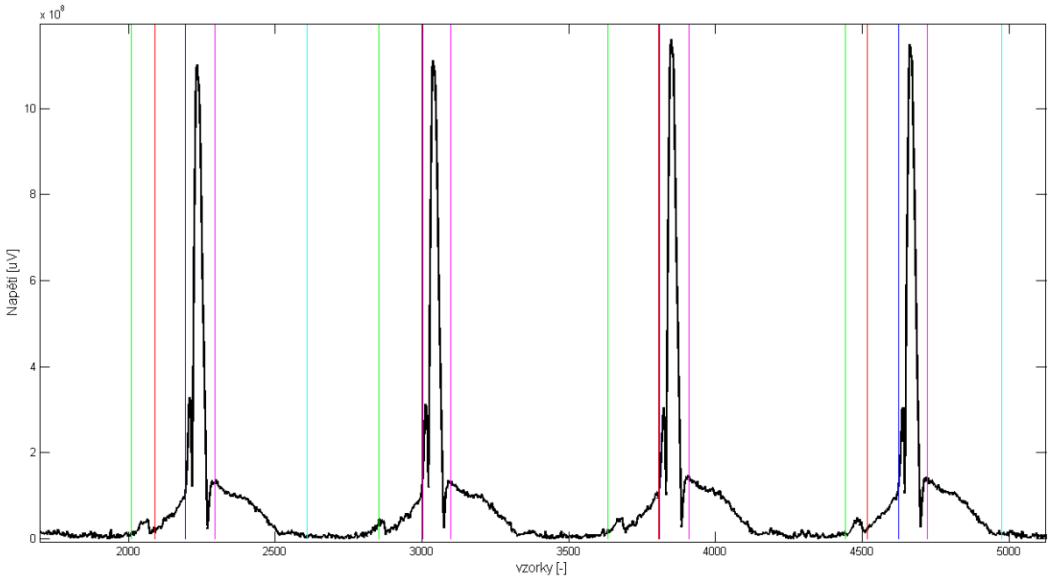
Obrázek 8-17 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově

Na obrázku 8-17 je znázorněno správné rozměření EKG signálu. Protože neznáme referenční pozice, nemůžeme s jistotou říct, zda došlo ke správnému rozměření T vlny a následujícím elementem je vlna U, nebo zda se jedná o bifázickou T vlnu, která byla špatně rozměřena.



Obrázek 8-18 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově

V případě tohoto záznamu došlo k absolutnímu vynechání rozměření P vlny. Algoritmus zřejmě nezachytil v koeficientech vlnkové transformace nadprahové extrémy, které by splňovaly detekční podmínky. Rozměření QRS komplexu a T vlny však proběhlo zcela bezchybně.



Obrázek 8-19 Ukázka rozměření na PTB databázi, P začátek – zeleně, P konec – červeně, QRS začátek – modře, QRS konec – růžově, T vlna - azurově

Na tomto EKG záznamu (obrázek 8-19) je opět vidět, jak se algoritmus chová v jednotlivých srdečních cyklech. Zatímco v první a čtvrtém cyklu došlo k naprosto správnému rozměření všech pěti důležitých bodů, u třetí a čtvrtého cyklu došlo

k selhání a konečná hranice P vlny se tak překrývá s počáteční hranicí QRS komplexu.

8.8 Srovnání výsledků jiných metod

Tabulka 8-7 Výsledky rozměření jiných autorů

		P zač	P kon	QRS zač	QRS kon	T kon	Metoda
Alvarado [3]	p±s [ms]	x	x	-4,5±1,5	7,6±1,7	8,2±3,6	WT
Martinez [26]		-4,9±5,4	-1,0±6,4	1,3±6,3	5,8±10,9	1,3±21,8	WT
Sahambi [34]		±4	±6	±2	±4	±20	WT
Soria [35]		x	x	6,7±7,2	x	-3,8±17,3	WT
Chouchan [9]		3,2±9,2	9,4±27,6	-7,5±6,6	0,9±9,2	-18,5±14,4	WT
Vítek [37]		-0,8±5,7	1,1±6,4	1,3±4,2	-1,9±5,0	0,0±13,8	WT
Hejč [15]		-0,4±6,2	-1,7±12,6	-0,5±5,1	-2,8±9,4	7,5±13,5	WT
Laguna [22]		-0,1±5,7	0,5±8,3	-3,6±4,2	0,1±7,7	9,7±16,5	D+F

Ve srovnání s jinými autory dopadl navržený algoritmus v některých ohledech celkem obstojně. V případě detekce a rozměření P vlny, docházelo k častým selháním, příčinou jsou v prvé řadě morfologické anomálie, jako například bifázická P vlna, která se vždy špatně rozměřila. V některých signálech, byly stanoveny referenční pozice, na P vlnu, která však nebyla viditelná.

Stanovení referenčních pozic pouze na jeden cyklus dává jistou míru porovnání spolehlivosti avšak, v některých případech docházelo k tomu, že na cyklu u kterého byly stanoveny referenční pozice, algoritmus selhává, ale v dalších cyklech, pracuje naprosto bezchybně.

V algoritmu se nachází řada nedostatků, které by se však daly snadno opravit, například zavedením dalších podmínek a rozhodovacích pravidel.

Při testování na CSE databázi byla nejhůře rozměřena P vlna, která byla několikrát ovlivněna blízkostí QRS komplexu, který s P vlnou částečně splýval a docházelo tak k nepřesnému rozměření a u příliš rychlých záznamů, při tachykardii byl úsek pro rozměření příliš krátký a docházelo tak k detekci T vlny, namísto P vlny. Alternativním řešení, stejně jako u eliminace QRS komplexu v originální oblasti by bylo vhodné zvážit odstranění i T vlny v originální oblasti. V takovém případě bychom získali signál obsahující pouze P vlny, čímž by mohlo dojít k zlepšení rozměření.

U PTB databáze nejsou dostupné referenční hodnoty, nicméně zhodnocení proběhlo vizuálně a rovněž byly laickým odborníkem navoleny referenční hodnoty, které se ovšem v některých případech liší od skutečných pozic, proto výsledná statistika nebyla do práce zahrnuta.

9 ZÁVĚR

V oblasti rozměřování EKG záznamů je stále co zlepšovat a vyvíjet. Ve své diplomové práci jsem se zaměřil na využití rozkladu pomocí analýzy hlavních komponent, resp. rozkladem na singulární body. Pomocí této metody dojde k transformaci na pseudo ortogonální svodový systém, čehož se dá využít pro detekci morfologických parametrů T vlny, které mohou sloužit jako prediktory pro vznik komorových arytmií, potažmo jako predikce náhlé srdeční smrti.

Z pseudo ortogonálních svodů byl, jako modul prostorové rychlosti, vypočten globální svod, na kterém proběhlo rozměření. Rozměření na globálním svodu přináší jisté výhody, například pokud víme, že se při transformaci stává z náběžné hrany kladný extrém a naopak, že se z druhé hrany stává záporný extrém, víme, kterou hodnotu hledat, jako výchozí bod pro rozměření.

Ovšem v některých případech docházelo spíše k nárůstu chyb, které byly způsobeny kombinací tří svodů, které se morfologicky vzájemně liší. V takových případech docházelo při vlnkové transformaci k výskytu nežádoucích artefaktů, které vnášely do rozměření chyby.

I přes nedostatky algoritmu si myslím, že by se měla vědecká obec na tuto oblast zaměřit a snažit se zdokonalit algoritmus pro rozměření EKG signálu v prostoru hlavních komponent, protože detekce T morfologických deskriptorů se může stát levnou alternativou pro 3D endokardiální mapování a rovněž se může stát zachráncem života v případě predikce náhlé srdeční smrti.

Další, co by bylo vhodné zvážit, zda by rozměření na standardním svodovém systému, které dosahuje lepších kvalit, nešlo následně přes výpočet globálních pozic aplikovat na pseudo-ortogonální svody a následně pak analyzovat T morfologické parametry.

Velkým problémem však zůstává stanovení disperze T smyčky, protože ta se počítá od konce QRS komplexu po konec T vlny a je tak nepřesným ukazatelem, protože do výsledné disperze je započten i ST segment, který je v daném parametru nežádoucí, proto by bylo vhodné zajistit způsob, kterým by bylo možné rozměřit i počáteční hranici T vlny.

Literatura

[1] ABDI, Hervé a Lynne J. WILLIAMS. Principal component analysis. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics* [online]. 2010, 2(4), 433-459 [cit. 2017-05-19]. DOI: 10.1002/wics.101. ISSN 19395108. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1002/wics.101

[2] ADDISON, P. S. *The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. New York: Taylor & Francis, c2002, xiii, 353 s., [8] s. obr. příl. ISBN 0-7503-0692-0.

[3] Alvarado, C., Et Al., *ECG BeatDetection Using Filter Banks*. IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 1999. 46(2): P.192-202

[4] ANSI/AAMI EC57: *Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms* (AAMI recommended Practice/ American National Standard), 1998.

[5] BORSKÁ, Lenka. *EKG desatero*. 2. vyd. Brno: MSD, 2010. ISBN 978-80-7392-122-4.

[6] CASTELLS, Francisco, Pablo LAGUNA, Leif SÖRNMO, Andreas BOLLMANN a José Millet ROIG. Principal Component Analysis in ECG Signal Processing. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* [online]. 2007, 2007(1), 074580- [cit. 2017-05-19]. DOI: 10.1155/2007/74580. ISSN 1687-6180. Dostupné z: http://asp.eurasipjournals.com/content/2007/1/074580

[7] CHEN, Y.; DUAN, H. *A QRS complex detection algorithm based on mathematical morphology and envelope*. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai 2005, pp. 4654-4657, ISBN 0-7803-8740-6.

[8] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S. *Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold*. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.

[9] CHOUHAN, V., MEHTA, S.S., LINGAYAT, N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. Journal of Computer Science and Network Security. 2008, vol. 8, no. 4, pp. 185-190.

[10] CICHOCKI, Andrzej. a Shun'ichi. AMARI. *Adaptive blind signal and image processing: learning algorithms and applications*. New York: J. Wiley, c2002. ISBN 0471-60791-6.

[11] ČIHÁK, Radomír, DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM, ed. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-x.

[12] DEBNATH, L. *Wavelet transforms and their applications*. 4., upr. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 978-081-7684-174.

[13] ELGENDI, M.; JONKMAN, M.; De BOER, F. *Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds.* International journal of hybrid information technology, Vol. 2, No. 1, pp. 65-80, 2009.

[14] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-247-0960-0.

[15] HEJČ, J. 2012. *Rozměřování experimentálních záznamů EKG*. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, 82 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.

[16] JOHN R. HAMPTON a [PŘEKLAD ELIŠKA POTLUKOVÁ]. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 8024714485.

[17] JOLLIFFE, I. T. *Principal component analysis*. 2nd ed. New York: Springer, 2002. ISBN 978-0-387-95442-4.

[18] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. *The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 21, No. 1, P. 42-57, 2002.

[19] KOZUMPLÍK, J. 2011. *Analýza biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Ústav biomedicínského inženýrství, *Elektronické skriptum*.

[20] KOZUMPLÍK, J., Kolář, R., Jan, J.: Číslicové zpracování a analýza signálů (Počítačová cvičení). Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2002

[21] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG: Wavelet transforms and their use for filtering of ECG signals : zkrácená verze habilitační práce*. Brno: VUTIUM, 2005. ISBN 80-214-3045-1.

[22] Laguna, O., Et Al., *Automatic Wave Onset And Offset Determination In ECG Signals – Validation With The CSE Database.* Computers In Cardiology 1992: Proceedings. 1992. P. 167-170.

[23] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Computers and biomedical research. 1994, vol. 27, no. 1, pp. 45-60.

[24] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. *Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 1, pp. 21-

28, 1995.

[25] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. *A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

[26] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No 4, pp. 570-581, 2004.

[27] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. *Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM*. Computers in biology and medicine, Vol. 38, No. 1, pp. 138-145, 2008.

[28] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. *Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram*. Signal Processing, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201.

[29] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. *Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram*. Expert Systems with Applications, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.

[30] MELOUN, Milan a Jiří MILITKÝ. *Statistické zpracování experimentálních dat v chemometrii, biometrii, ekonometrii a v dalších oborech přírodních, technických a společenských věd*. Praha: East Publishing, 1998. Ars magna. ISBN 80-7219-003-2.

[31] MOODY, G. B.; MARK, R. G. *Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. In Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 39-44, 1982.

[32] OKIN, P. M. Principal Component Analysis of the T Wave and Prediction of Cardiovascular Mortality in American Indians: The Strong Heart Study. *Circulation* [online]. 105(6), 714-719 [cit. 2017-05-19]. DOI: 10.1161/hc0602.103585. ISSN 00097322. Dostupné z: http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/hc0602.103585

[33] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.

[34] SAHAMBI, J. S.; TANDON, S.; BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83, 1997.

[35] Soria M. L., J.M., P Laguna, *A Multilead Wavelet-Based ECG Delineator Based On the RMS Signal.* Computers In Cardiology, 2006. 33:P. 153-156

[36] SÖRNMO, L. a LAGUNA, P. 2005. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological application*s. Boston: Elsevier Academic Press, xiii, 668 p. ISBN 01-243-7552-9.

[37] VÍTEK, M. 2010. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, 129 s. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně.

[38] ZABEL, M., B. ACAR, T. KLINGENHEBEN, M. R. FRANZ, S. H. HOHNLOSER a M. MALIK. Analysis of 12-Lead T-Wave Morphology for Risk Stratification After Myocardial Infarction. *Circulation* [online]. 2000, 102(11), 1252-1257 [cit. 2017-05-19]. DOI: 10.1161/01.CIR.102.11.1252. ISSN 0009-7322. Dostupné z: http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.102.11.1252

[39] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-701-3222-1.

[40] VEVERKA, V. *Software pro hodnocení detektorů QRS komplexů.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2015. 43 s; 13 s příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

[41] The CSE working party. *Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases*. December 1990.

[42] The PTB Diagnostic ECG Database. *PhysioNet* [online]. [cit. 2017-05-19]. Dostupné z: https://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/

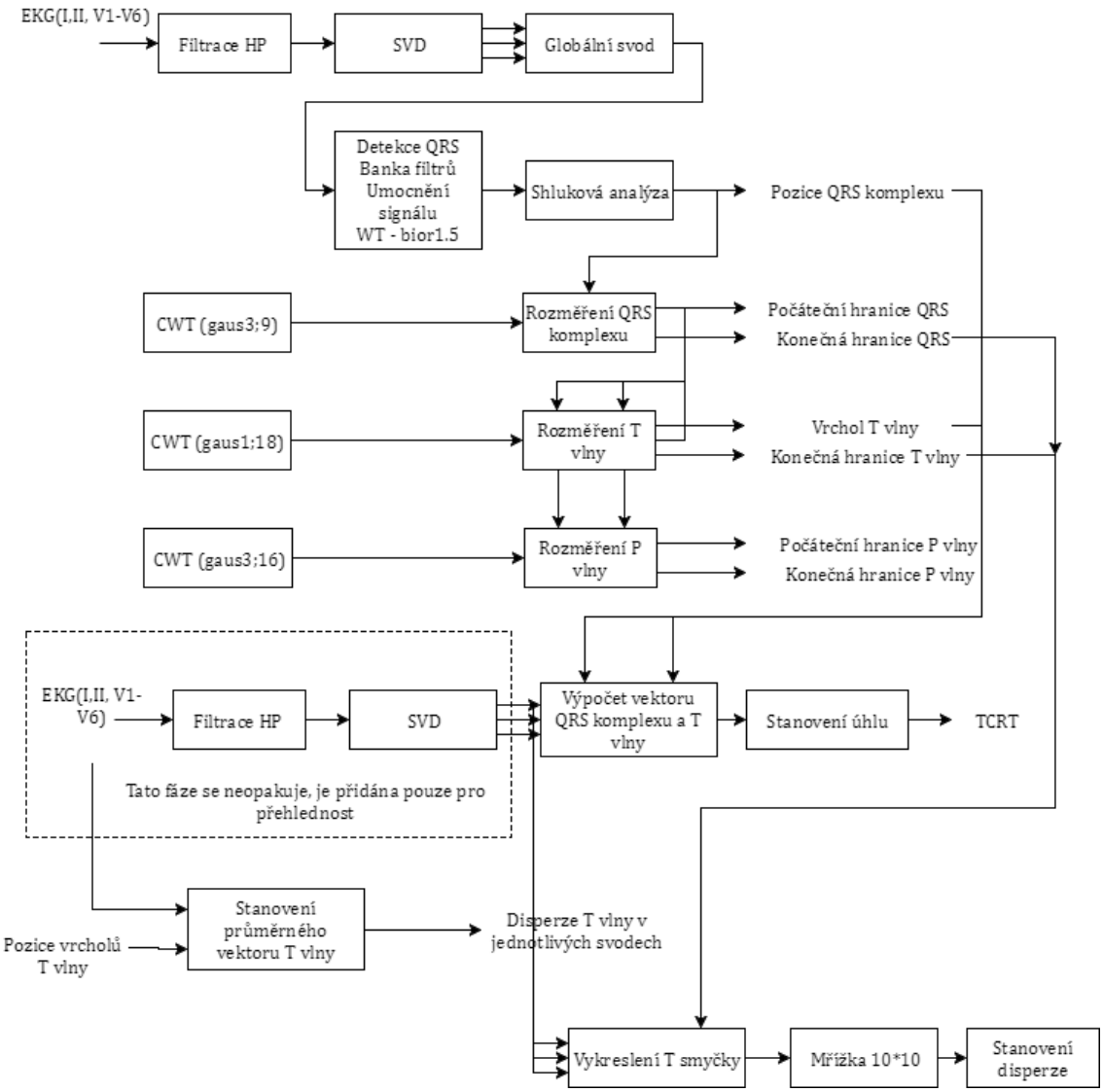
Seznam symbolů, veličin a zkratek

AV -	Atrioventrikulární
Ca -	Chemická značka vápníku
CSE -	Common Standards for quantitative Electrocardiography
CWT -	spojitá vlnková transformace (z angl.. *Continuous Wavelet transform*)
dB -	decibel, jednotka zesílení
EKG -	Elektrokardiografie, Elektrokardiogram, Elektrokardiograf
FN -	false negative
FP -	false positive
Hz -	herz, jednotka kmitočtu
IM -	infarkt myokardu
iRBBB -	částečný blok pravého Tawarova raménka
KES -	komorová extrasystola
KLT -	Karhunen-Loève transformace
LBBB -	blok levého Tawarova raménka
MIT-BIH -	databáze EKG záznamů
ms -	milisekunda, jednotka času
mV -	milivolt, jednotka napětí
Na -	Chemická značka sodíku
P^+ -	pozitivní prediktivní hodnota
PCA -	Analýza hlavních komponent (z angl.. *Pricnipal Component Analysis*)
PTB -	Physikalisch-Technische Bundesanstalt
RBBB -	blok pravého Tawarova raménka
SA -	Sinoatriální
Se -	senzitivita
SNR -	poměr signálu k šumu
Std -	směrodatná odchylka
SVD -	rozklad na singulární body (z angl.. *Singular Value Decomposition*)
TCRT -	deskriptor T vlny; (z angl.. *Total Cosine R-to-T*)
TP -	true positive
VKG -	vektorokardiografie
WT -	vlnková transformace (z angl.. *Wavelet transform*)

Seznam příloh

Příloha A – Blokové schéma programu

A Blokové schéma programu



B Výsledky detekce morfologických parametrů

Signál	TCRT	Morfologická disperze	Disperze T smyčky
MO1_12_001	-0,20464	36,52576123	30
MO1_12_002	-0,42194	-83,90370114	27
MO1_12_003	0,712158	27,03936617	23
MO1_12_004	0,295555	39,20239972	15
MO1_12_005	0,413374	17,01578326	12
MO1_12_006	-0,7141	35,75026491	29
MO1_12_007	0,655196	32,67329746	12
MO1_12_008	-0,34697	36,03688969	12
MO1_12_009	0,332024	32,46124492	15
MO1_12_010	0,961888	-74,14873865	12
MO1_12_011	0,292158	42,02978104	11
MO1_12_012	-0,03677	-24,34688454	13
MO1_12_013	0,151723	-83,90143281	9
MO1_12_014	-0,86892	31,32679221	20
MO1_12_015	0,956338	34,58200076	24
MO1_12_016	0,707967	36,82107918	17
MO1_12_017	-0,98238	14,86127336	29
MO1_12_018	0,024136	31,40517072	31
MO1_12_019	0,990142	38,8965851	20
MO1_12_020	-0,98517	-21,85154894	10
MO1_12_021	0,970651	34,02116211	19
MO1_12_022	0,999631	21,97594545	10
MO1_12_023	-0,94248	36,377655	31
MO1_12_024	-0,78868	17,98947735	29
MO1_12_025	0,390842	46,58046345	3
MO1_12_026	0,126341	-13,55420955	32
MO1_12_027	0,340734	35,39854861	26
MO1_12_028	-0,52602	22,07176905	28
MO1_12_029	0,683114	31,323444	20
MO1_12_030	-0,06502	-87,43672431	30
MO1_12_031	0,670025	36,17409464	16
MO1_12_032	-0,81148	37,00510616	19
MO1_12_033	-0,28311	-72,47976669	29
MO1_12_034	0,478799	37,58983649	21
MO1_12_035	0,855082	37,07114711	1
MO1_12_036	-0,77178	48,49740797	18
MO1_12_037	-0,997	37,57276495	31
MO1_12_038	-0,7083	35,08048975	13

MO1_12_039	0,80379	36,28983924	17
MO1_12_040	-0,93803	1,299153526	27
MO1_12_041	-0,95534	32,48086706	31
MO1_12_042	-0,98828	34,74381383	20
MO1_12_043	-0,31474	41,29197429	29
MO1_12_044	-0,97454	34,90193274	27
MO1_12_045	0,375921	32,90697352	24
MO1_12_046	0,542442	45,96115851	19
MO1_12_047	0,400613	34,91981787	4
MO1_12_048	-0,99886	46,47249634	18
MO1_12_049	-0,43041	6,077730336	25
MO1_12_050	-0,91086	33,18764247	24
MO1_12_051	0,338112	20,16852772	21
MO1_12_052	0,070817	36,182139	16
MO1_12_053	-0,64748	34,90058218	28
MO1_12_054	-0,75079	-25,18270108	13
MO1_12_055	-0,95307	41,969552	11
MO1_12_056	0,413666	45,42343017	29
MO1_12_057	-0,96034	35,53380351	20
MO1_12_058	0,147983	40,00455188	19
MO1_12_059	0,987217	33,08089998	18
MO1_12_060	0,739126	38,63880436	25
MO1_12_061	0,030896	35,80523704	32
MO1_12_062	-0,36681	61,16970084	29
MO1_12_063	-0,9385	32,80380057	25
MO1_12_064	-0,72903	50,50145348	20
MO1_12_065	0,642395	-22,36442584	28
MO1_12_066	0,054081	33,21338522	14
MO1_12_067	0,441577	-64,35057725	19
MO1_12_068	0,956149	36,53547179	27
MO1_12_069	0,99948	43,66191816	8
MO1_12_070	-0,94061	-148,3885063	21
MO1_12_071	-0,9993	38,67917444	11
MO1_12_072	0,926489	36,22400163	12
MO1_12_073	0,062815	35,5263795	31
MO1_12_074	-0,10608	34,1629426	31
MO1_12_075	-0,59978	35,72442673	25
MO1_12_076	0,807077	32,67551996	13
MO1_12_077	-0,24799	34,77795435	14
MO1_12_078	0,416287	33,74094862	22
MO1_12_079	0,663917	33,13768293	23
MO1_12_080	-0,92607	-48,3481105	22
MO1_12_081	-0,17309	37,27781633	19
MO1_12_082	-0,55413	34,77065026	29
MO1_12_083	0,773199	36,00585901	23

MO1_12_084	0,772901	-68,82124791	12
MO1_12_085	-0,98701	49,08367387	19
MO1_12_086	0,426308	32,31332185	22
MO1_12_087	-0,44657	28,384841	27
MO1_12_088	0,095694	37,47718911	31
MO1_12_089	-0,87989	29,23742662	15
MO1_12_090	-0,82082	42,40582208	12
MO1_12_091	-0,22851	-13,8196894	27
MO1_12_092	0,776183	-84,79296504	10
MO1_12_093	-0,97569	31,86277862	13
MO1_12_094	-0,95358	-47,59618158	16
MO1_12_095	-0,70448	-23,34596483	22
MO1_12_096	-0,14554	15,60921394	15
MO1_12_097	0,32733	38,09142029	41
MO1_12_098	-0,98638	45,99633626	40
MO1_12_099	0,672154	40,14246756	22
MO1_12_100	0,090888	18,58619692	16
MO1_12_101	0,372114	67,09431107	28
MO1_12_102	-0,32833	42,67484195	21
MO1_12_103	-0,99987	26,01576771	28
MO1_12_104	-0,90654	-23,20190886	30
MO1_12_105	0,662888	0,911487929	22
MO1_12_106	0,513579	36,09334626	27
MO1_12_107	0,21866	21,04605214	22
MO1_12_108	-0,24443	-77,87143032	38
MO1_12_109	-0,19752	31,63416106	21
MO1_12_110	-0,94259	38,69451984	37
MO1_12_111	-0,10886	-79,74165927	36
MO1_12_112	0,464734	23,92293498	27
MO1_12_113	-0,72554	34,98240792	5
MO1_12_114	0,125434	-45,52121609	29
MO1_12_115	-0,81393	39,22920969	27
MO1_12_116	-0,81248	38,93134431	31
MO1_12_117	-0,95884	-83,25579041	14
MO1_12_118	0,99745	-20,60897711	17
MO1_12_119	-0,71063	-49,08931425	22
MO1_12_120	-0,66574	-47,29371898	13
MO1_12_121	0,60359	-146,0832751	19
MO1_12_122	0,660798	30,60669142	19
MO1_12_123	0,671223	35,36926923	25
MO1_12_124	-0,88781	40,32711071	38
MO1_12_125	0,740367	37,07318826	25