

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

KATEŘINA TRNOVÁ

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Kateřina Trnová

ID: 136492

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Rozměření signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou rozměření klidových signálů EKG pro jejich následnou klasifikaci. 2) Navrhněte a realizujte algoritmus podrobného rozměření vybraného cyklu signálu EKG, který vychází ze známých poloh začátků a konců vlny P, komplexu QRS a konce vlny T. 3) Algoritmus realizujte v prostředí Matlab a jeho funkčnost ověřte na vybraných signálech knihovny CSE. 4) Na základě výsledků získaných rozměření realizujte algoritmus pro výběr reprezentativního cyklu, jehož rozměření bude podkladem pro morfologickou analýzu klidového EKG. 5) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ACHARYA, U.R., SURI, J.S., SPAAN, J.A.E., KRISHNAN, S.M. (Eds.): Advances in Cardiac Signal Processing. Springer-Verlag Berlin, 2007.
- [2] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá podrobným rozměřením jednoho cyklu EKG signálu ze známých počátků a konců jednotlivých významných vln tohoto cyklu z hodnot uvedených v databázi TESPRO a nalezením reprezentativního cyklu. V textu jsem popsala základní typy měřených jednotlivých intervalů, principy několika metod rozměření a popis programu, který jsem realizovala. Algoritmus pro rozměření funkčních celků cyklu EKG signálu, který jsem navrhla, je založen na zjišťování trendu růstu daného úseku signálu za pomoci první diference. Funkčnost byla testována na standardní databázi CSE.

Klíčová slova

Cyklus, EKG signál, rozměření, databáze CSE, databáze TESPRO

Abstract

This thesis deals with the detailed measurement one cycle of the ECG signal from the known beginning and end of each major wave of this cycle of the values listed in the database TESPRO. Another objective of this work is to find a representative cycle. The text describes the basic types of measurement intervals, principles of multiple methods of measurement and description of the program, which was implemented. Algorithm for Measurement of functional units cycle of ECG signal, which was designed based on the detection of trend growth in the field of signal using first differences. Functionality was tested on a standard database CSE.

Keywords

ECG signal, measurement, CSE standard database, database of TESPRO

Bibliografická citace

Trnová, K. Rozměření EKG signálu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 34 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jirí Kozumplík, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Rozměření signálu EKG“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona číslo 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

.....

Kateřina Trnová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc., za trpělivost, pomoc a odborné vedení při zpracovávání mé bakalářské práce. Děkuji také celé své rodině za toleranci a trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Martinovi Vítkovi, Ph.D., za poskytnutí zpracované databáze CSE a programu na detekci počátků a konců funkčních celků jednotlivých cyklů EKG.

V Brně dne

.....

Kateřina Trnová

Obsah

1	Úvod.....	7
2	Nároky na EKG analýzu	8
2.1	Popis EKG	8
2.2	P vlna	9
2.3	Komplexu QRS	10
2.3.1	Vrchol R	11
2.3.2	Vrchol Q	11
2.3.3	Vrchol S	11
2.4	Vlna T	12
2.5	Vlna U.....	12
2.6	Bod J.....	13
2.7	Analýza jednotlivých úseků mezi významnými body EKG.....	13
2.7.1	Analýza PQ intervalu	13
2.7.2	Analýza PQ segmentu	13
2.7.3	Analýza QRS intervalu.....	13
2.7.4	Analýza QT intervalu	13
2.7.5	Analýza RR intervalu	14
2.7.6	ST interval	14
3	Algoritmus hodnocení EKG.....	15
4	Rozměření EKG signálů	17
4.1	Příznakové metody.....	17
4.2	Analýza za pomoci první diference.....	18
4.3	Strukturální metody analýzy	19
5	Realizace	22
5.1	Realizace rozměření jednoho cyklu EKG ze známých počátků a konců	22
5.2	Realizace výběru reprezentativního cyklu EKG.....	26
6	Závěr	28
7	Seznam obrázků.....	31
8	Seznam tabulek.....	31
9	Seznam použité literatury.....	32
10	Přílohy.....	33

1 Úvod

Rozměření EKG signálu je exaktní věda založená na zkušenostech a cítění hodnotitele. Protože se jedná o nejednotný popis lišící se mezi hodnotiteli, není snadné převést tuto posloupnost úkonů do programového řešení. Z důvodu velké variability možných podob jednotlivých EKG záznamů. Navíc je zde problém, při klasifikaci patologií. V řadě případů totiž dochází k překryvu patologického se záznamem zdravého člověka, což je nejpatrnější u sportovců.

Když vizuálně zkoumáme elektrokardiografické (dále EKG) záznamy sejmutých signálů, první dojem, který z nich laik získá je jejich velká složitost. Může se zdát, že některé vrcholy se objevují náhodně, zatímco další prokazují určité podobnosti v určitých intervalech. V medicínském výzkumu variability EKG signálu složitost systému koreluje se stavem srdeční aktivity. Tento fakt velmi ztěžuje snahu o automatizaci rozměření. Vytvořit program, který by nahradil zcela práci kardiologa v rozměření a klasifikaci bude velmi obtížné.

Dalším problémem který ztěžuje práci detektoru je nutnost předzpracování filtrací od rušivých složek, jako je síťové rušení nebo vliv dýchání, které zasahují do signálu. Míra změny EKG morfologie po filtraci může souviset s indikací problému, ale může také znamenat jenom zkreslení záznamu. Je proto potřeba přínos každé filtrace dopředu důkladně zvážit.

Pro samotné rozměření EKG signálu je možno využít několik metod zpracování. V dnešní době je v praxi hojně využívána metoda vlnkové analýzy, která je výhodnější z důvodu větší robustnosti vůči rušení zkoumaného signálu. Další možností je využití metod založených na detekci významných bodů záznamu za pomoci první diference utvořené s prvky posloupnosti zkoumaného signálu. Na základní zpracování, jak metodou vlnkové transformace tak i ostatních metod, navazuje klasifikace tříd vytvořených prvků metodami shlukové analýzy. Ale ani jeden z postupů není možné jednoznačně určit jako bezchybný a nejvýhodnější.

Další částí této práce je snaha o nalezení reprezentativního cyklu v EKG záznamu a jeho podrobné rozměření. Tento úkol je v celé práci z hlediska programového řešení zřejmě nejsložitější. Protože jak zadat programu rozhodování o tom, která vlnka záznamu je důležitá, a která je z hlediska klinické použitelnosti bezcenná? Sám autor v [11] uznává, že na řešení tohoto problému není jednoznačná odpověď a jím zvolený postup, je jen jeho návod, který si následně může dotyčný čtenář upravit sobě na míru. V této práci snaha o uplatnění v řešení tohoto problému závislost na časovém rozložení jednotlivých významných vln EKG záznamu použitím mediánu hodnot parciálního rozměření jednotlivých počátků a konců významných úseků. Z nich vybrána jako referenční hodnota cyklu, který byl nejbližší zjištěnému ideálnímu časovému rozložení.

2 Nároky na EKG analýzu

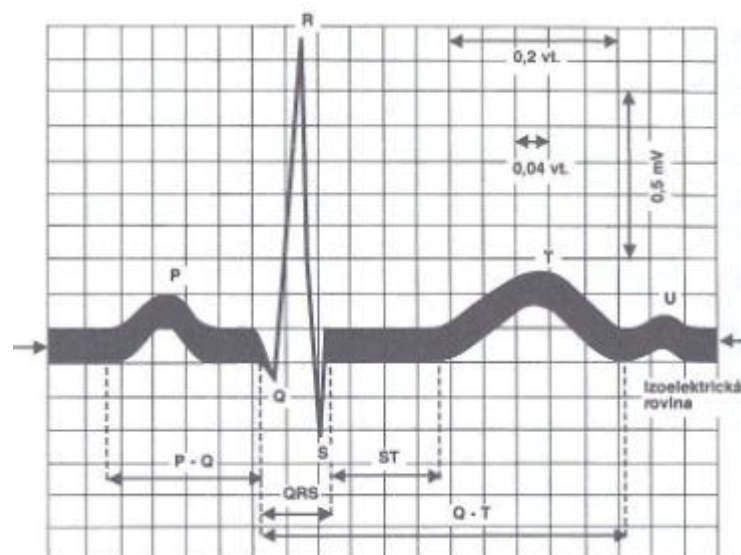
Klinické posuzování EKG se často opírá o relativně jednoduché měření časů mezi pěti základními body významných vln EKG signálu, počátkem a koncem P vlny, počátkem a koncem QRS komplexu a koncem vlny T. V této práci ústředním tématem je tuto analýzu převést z EKG pravítka na programové zpracování.

Zatímco klinik chce získat dostatek dynamických informací pro stanovení kardiologické abnormality měření, pro počítačové zpracování nesmí míra změny morfologie způsobená zpracováním překročit určitou mez. I když tento fyziologický signál má širokou škálu forem v jednotlivých svodech, která komplikuje jeho automatický popis, používá se tradičně amplitudová nebo frekvenční analýza.

Globálním referenčním bodem pro určení amplitudy EKG je izoelektrická rovina, měřená po krátkou dobu mezi komorovou (P vlna) a síňovou (QRS komplex) depolarizací. Obecně je tento bod považován za pevný (stabilní) s hodnotou přibližně 0V, kde je krátká pauza před nástupem elektrické aktivity postupující ze síně do komory. Další relativně izolované segmenty nejsou obvykle používány jako referenční, protože aktivita před P vlnou může být ještě součástí předchozí T vlny nebo se může jednat o vlnu U.

2.1 Popis EKG

Záznam fyziologického EKG je tvořen vlnou P, komplexem QRS a vlnou T, viz Obrázek 2.1., přičemž může vytvořit mnoho fyziologických i patologických variací.



Obrázek 2.1: Vzor ideálního cyklu EKG

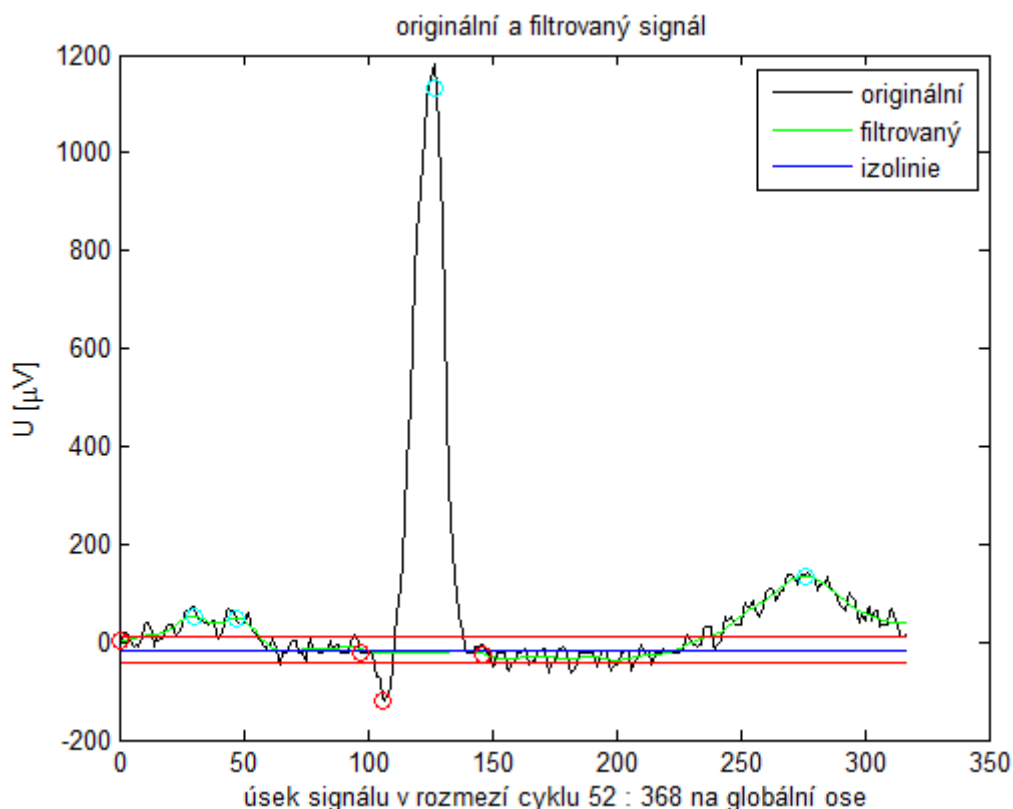
Jednotlivé vlny a komplexy na záznamu EKG signálu představují elektrické děje v srdci, repolarizaci a depolarizaci srdeční svaloviny.

Vlna P na elektrokardiogramu představuje depolarizaci síní, komplex QRS depolarizaci komor se skrytou repolarizací síní a vlna T repolarizaci komor [13].

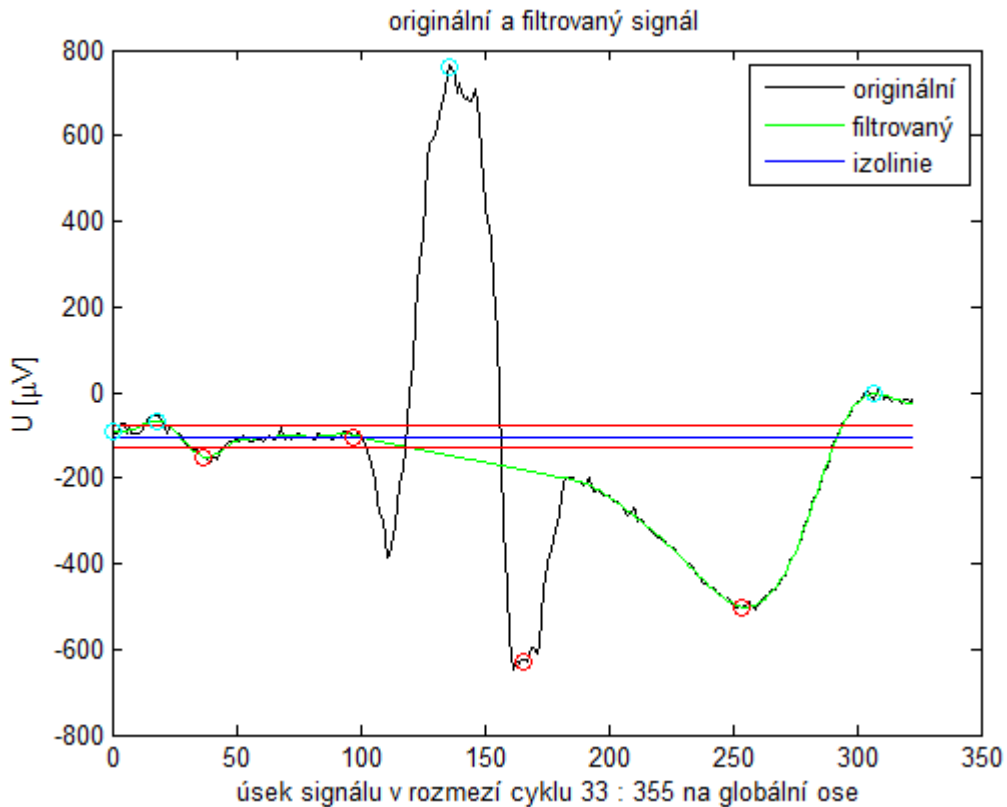
2.2 P vlna

Vlna P představuje na EKG záznamu depolarizaci síní a je první výchylkou elektrokardiogramu. „Je to kruhovitá obvykle pozitivní vlna, jejíž výška je maximálně 0,25 mV a netrvá déle než 100 ms ([11] str.16).“ První část vlny představuje aktivitu pravé síně, střední úsek dokončení aktivace pravé síně a počátek aktivace levé síně a zbylá část vlny ukazuje dokončení aktivace pravé síně. Ve svodu III a V_1 může být i fyziologicky negativní. Ve svodu aVR je negativní vždy naproti tomu ve V_1 se v některých případech vyskytuje bifázická, jeden vrchol má pozitivní a druhý negativní polaritu. V pravidelných intervalech po ní vždy následuje QRS [11].

Patologicky se vlna P nevyskytuje u fibrilace a flutteru síní nebo fibrilace a flutteru komor. Pokud je vlna P ve svodech I, II, aVL nebo V_{4-6} dvouvrcholová, vrcholy jsou přitom vzdáleny 40 ms od sebe, a doba jejího trvání je delší než 110 ms naznačuje to zvětšení levé síně nebo její přetížení (mitrální stenóza). Popřípadě pokud vlna P ve svodech II, III, aVF nebo V_1 vyšší než normální a špičatá při normální délce jedná se zřejmě o chronické cor pulmonare, trikuspidální srdeční vadu nebo některou jinou vrozenou vadu [11].



Obrázek 2.2: dvouvrcholová P vlny ve svodu I signálu M01_079_12.mat



2.1: bifázická vlna P ve svodu V_1 signálu M01_105_12.mat

2.3 Komplexu QRS

QRS komplex zastupuje na EKG signálu depolarizaci komor a sestává z 3 kmitů - Q, R a S.

Depolarizace není komplexní jev, ale jedná se o postupný proces, při kterém nejprve dojde k depolarizaci septa z větve levého Tawarova raménka, a poté následují subendokardiální vrstvy obou komor, ze kterých se šíří podráždění do zbytku komory [11].

Při nižší srdeční frekvenci je QRS širší vzhledem k poklesu vodivostní rychlosti skrz komoru. Šířka QRS se také změnila od cyklu, v závislosti na fázi respirace.

Pro značení kmitů QRS komplexu se používají označení jednotlivých vrcholů velkými nebo malými písmeny v závislosti na velikosti odchylky od izolinie. Výchylku libovolného kmitu větší než 0,5 mV, označíme vrchol velkým písmenem. Pokud tuto hranici nepřekročí, je označen malým písmenem.

RS segment QRS komplexu je znám jako komorový aktivátor a je obvykle kratší (trvá okolo 40 ms) než QR segment. Tato asymetrie v QRS není konstantní a mění se na základě změn autonomního nervstva, respiraci a srdečním rytmu. QRS komplex obvykle roste nebo klesá o 1 až 2 mV v závislosti na isoelektrické linii normálního rytmu. Artefakty a abnormální rytmy (jako je komorový ektopický rytmus) mohou vést k prodloužení. Základní vyčištěním může být také zdrojem změny amplitudy QRS komplexu. Z tohoto důvodu je důležité zvolit dostatečný dynamický rozsah v aplikaci EKG [3].

2.3.1 Vrchol R

R kmit má pozitivní polaritu, tedy vystupuje nad izoelektrickou linií. V hrudních svodech se postupně zvyšuje jeho výchylka od V_1 k V_5 . Pokud je v daném QRS komplexu více pozitivních výchylek jsou značeny R' . Výška normálního R kmitu je v končetinových svodech do 1 mV, v hrudních do 2,5 mV u V_5 a V_6 u V_1 a V_2 0,7 mV.

U hypertrofie levé komory se zvětšuje R kmit ve svodech II, V_5 a V_6 . Při hypertrofii pravé komory roste ve svodu I, V_1 a V_2 [12].

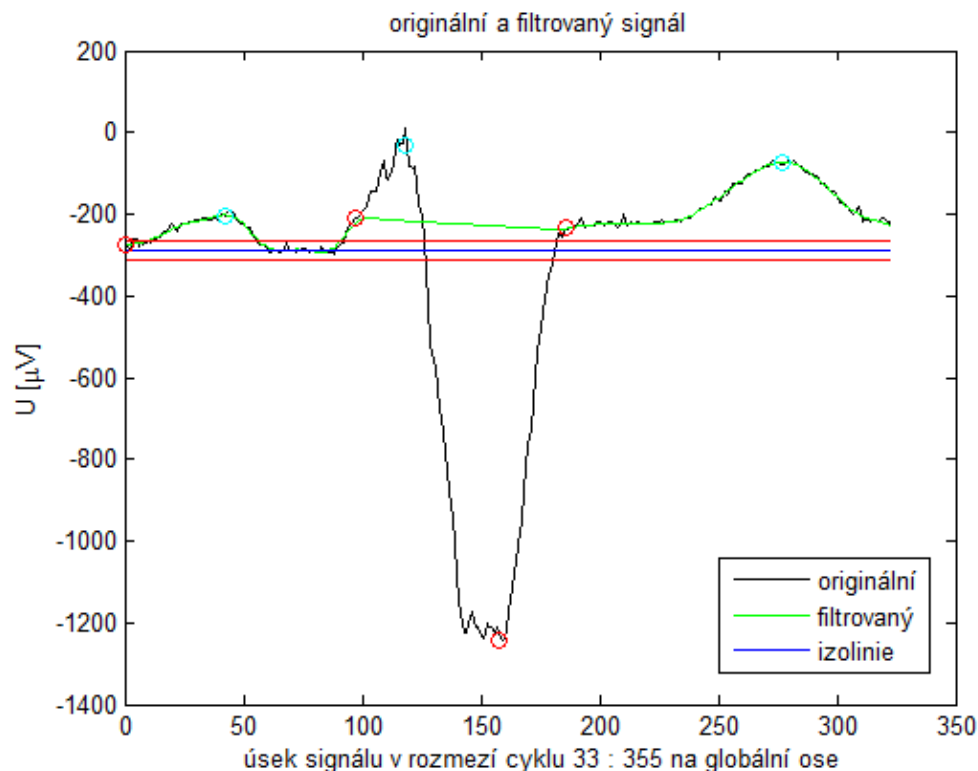
2.3.2 Vrchol Q

Kmity (vrcholy) Q a S jsou fyziologicky negativní výchylky, tedy nacházejí se pod izoelektrickou linií. Jako Q kmit je označována první z negativních výchylek a vždy předchází kmitu R, pokud je ale detekována negativní výchylka za R, je tento kmit označen jako S.

Normální šířka kmitu Q je do 30 ms při hloubce do 0,3 mV a zároveň nepřekročení $\frac{1}{4}$ výchylky R v daném svodu. Patologické Q je takové, které nesplňuje některou s podmínek normalnosti. Obvykle vzniká nad oblastí změny myokardu, ať už se jedná o infarkt myokardu nebo o již vytvořenou jizvu [11].

2.3.3 Vrchol S

S kmit se za normálních podmínek nevyskytuje nebo je jen malý, v V_5 a V_6 . Má snižující voltáž se současnou vzrůstající velikostí R u hrudních svodů.

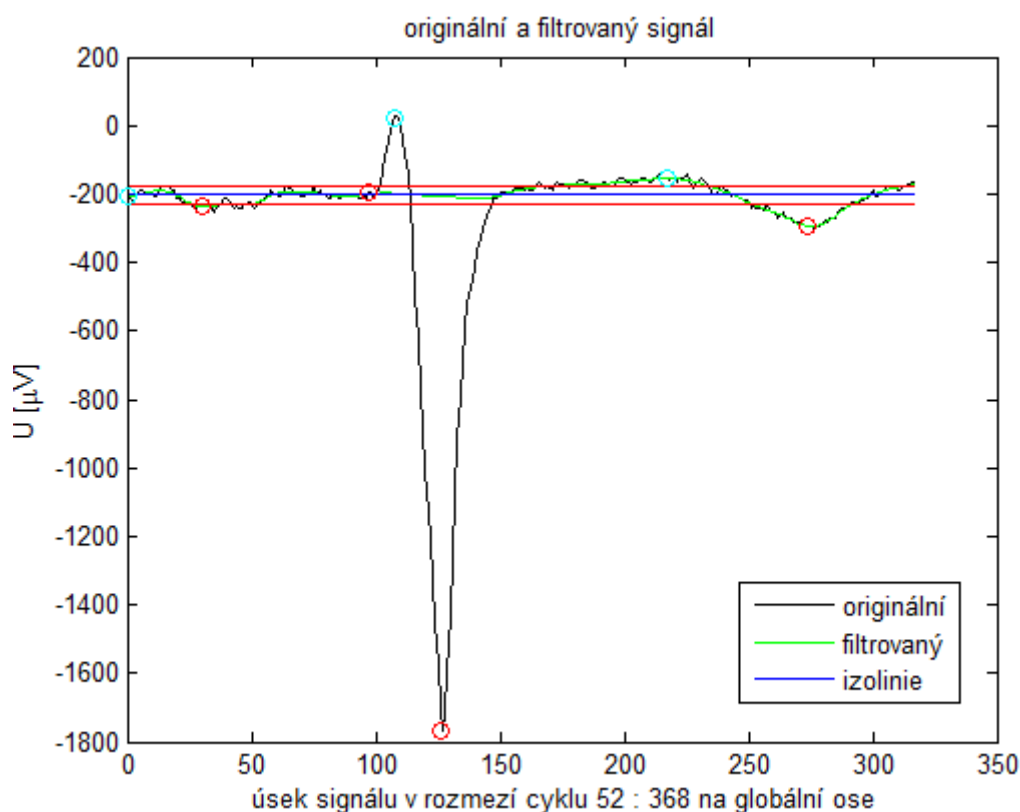


Obrázek 2.3: patologie QRS komplexu ve svodu V_4 signálu M01_105_12.mat

2.4 Vlna T

Vlna T vyjadřuje repolarizaci komor na EKG záznamu. Normálně bývá lehce asymetrická, kdy vzestupná část je pozvolá a sestupná je příkrá. Bývá zpravidla pozitivní ve všech svodech vyjma aVR. Negativní může být normálně jen ve svodu III a V_1 . Její délka je za normálních okolností 200 ms a výška 0,2 – 0,8 mV.

Pokud je v některém ze svodů vlna T negativní, je to známka patologického procesu. Dále se v patologii T vlny hodnotí její symetrie, výška a strmost. Například při hyperkalémii (nad 6 mmol/l) je vlna sice pozitivní, ale v končetinových svodech vyšší než 0,5 mV a v hrudních vyšší než 1 mV [12].



Obrázek 2.4: vlna T s negativní polaritou V_1 M01_079_12.mat

2.5 Vlna U

Je patrna jen na některých EKG, nejčastěji ve svodech II, aVL a V_{2-4} . Normální je u vlny U pozitivní výchylka, přičemž je vždy menší než vlna T. Většinou nepřesáhne výšku 0,05-0,1 mV. Vlna U je obestřena záhadou svého vzniku. Obecně se soudí, že se jedná o opožděnou repolarizaci septa či některé z oblastí komory [11].

Fyziologicky se vyskytuje u mladých lidí a sportovců. Patologicky se projevuje u hypokalémie, po digitális nebo chininu [12].

2.6 Bod J

Bod J je inflexní bod za S vlnou a je používán pro určení začátku ST segmentu. Jeho normální poloha je s minimálními výchylkami na isoelektrické linii.

2.7 Analýza jednotlivých úseků mezi významnými body EKG

Analýza jednotlivých úseků EKG je analýza vzdáleností a z toho plynoucích dob trvání, mezi významnými body na EKG signálu. Sledujeme odchylky zde také od standardních délek úseků a podle jejich změn usuzuje na poruchu vedení vzruchů srdcem.

2.7.1 Analýza PQ intervalu

PQ interval, nebo též PR interval, sahá od začátku vlny P a končí, kde začíná komplex QRS. Proto je PR známější jako PQ interval. Tento interval zastupuje čas, který potřebuje elektrický impuls pro cestu ze Sinoatriálního do Ventrikulárního uzlu a jeho normální hodnoty jsou v rozmezí 120 až 200 ms.

PQ interval bývá zobrazován při respiraci jako prodloužený nebo zkrácený podobně jako RR interval, ale tato změna je méně výrazná a není plně korelovatelná s RR intervalovou oscilací.

2.7.2 Analýza PQ segmentu

Jedná se o vzdálenost mezi koncem vlny P a počátkem QRS komplexu, tedy informuje o čase, který potřebuje impuls na průchod atrioventrikulárním uzlem a následně převodními komorovými vlákny myokardu do počátku depolarizace svaloviny komor. Z tohoto intervalu zpravidla určujeme hodnotu izoelektrické linie [12].

2.7.3 Analýza QRS intervalu

Šířka QRS vyjadřuje čas, který potřebuje komora na svou depolarizaci. Běžně se jedná o dobu v rozmezí 80 až 120 ms.

2.7.4 Analýza QT intervalu

QT interval se měří mezi počátkem QRS komplexu a koncem vlny T. Reprezentuje čas mezi začátkem komorové depolarizace a koncem komorové repolarizace. Je proto používán pro měření trvání depolarizace komor. QT intervaly se od sebe navzájem liší v závislosti na srdečním rytmu, věku a pohlaví pacienta.

QT interval se také získává aproximací vynásobením faktoru $\alpha = (R^{\wedge} R)^{-1/2}$, kdy $R^{\wedge} R$ představuje lokální průměr RR intervalů. Tímto krokem získáme tzv. opravný QT interval, QTc. Tento faktor nicméně plně podléhá závislosti na RR intervalech.

Jeden z problémů v rozměřování QT intervalu je správné oddělení šumu od EKG a restaurace počáteční a výsledné nejednoznačnosti, které vedou v důsledku ke změně morfologie bodu J a T vlny v srdečním rytmu. Toto bývá pozorováno, když srdečný rytmus roste, vlna T roste vysoce a stane se více symetrickou. U některých skupin, např. atleti, kde často sledujeme obrácenou vlnu T [3].

2.7.5 Analýza RR intervalu

RR interval je vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami. Používá se pro určení srdeční frekvence a zjišťování její pravidelnosti.

RR interval periodicky osciluje v závislosti na fázi dechu. K jeho zkrácení dochází při inspiriu. Během expirace se tento proces prodlužuje. V globálu se vliv dýchání na morfologickou změnu tepu ignoruje. Nelze očekávat, že při dané fázi dechu budou oscilace probíhat zcela pravidelně, tedy že mezi RR intervaly v závislosti na fázi respirace budou změny EKG struktury vždy stejné. Protože mechanismy načasování jsou stejné jenom u modelu, ne klinice.

2.7.6 ST interval

Jedná se o úsek ležící mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. V tomto úseku je zcela dokončena depolarizace komor a začíná jejich repolarizace. ST segment obvykle měří okolo 60 až 80 ms za bodem J.

V analýze tohoto úseku je důležitá jeho pozice vůči izolinii. Pokud se nachází nad ní, jedná se o elevaci tohoto úseku, pokud je pod touto hranicí jedná se o depresi úseku. Běžně se nerozměřuje [11].

3 Algoritmus hodnocení EKG

Při standartním měření dvanáctisvodového EKG záznamu je v mnoha případech použití systematického a hlavně rychlého hodnocení pro zjištění patologie především infarktu myokardu, který přímo ohrožuje živost pacienta. Proto pozdější reprodukovatelnost výsledků je potřeba dodržovat určitý doporučený postup jeho prohledávání. Pro tento účel je stanoveno několik algoritmů, ale nepoužívanější je tzv. jedenáctistupňový (jedenácti krokový) postup hodnocení.

Krok 1

Jedná se o zjištění rytmu a následně frekvence nejlépe ve svodech V_1 , V_2 a II. Kde ve svodech V_1 a II hledáme patologie rytmu P vlny a tedy zjištění intervalu PQ a jeho pravidelnosti.

Krok 2

Rozměřením délek intervalu PR a komplexu QRS zjistíme možnou blokaci šíření depolarizace srdcem. Při případné rozšíření komplexu QRS svědčí o bloku některého s Tawarových ramének a vážné poruše převodního systému komory.

Krok 3

Hodnotíme tvar komplexu QRS a jeho případné anomálie. Hlavně se zaměřujeme na počet a voltáž jeho špiček.

Krok 4

Popis úseku ST dává hlavní výpovědní hodnotu o infarktu myokardu, kdy sledujeme jeho elevace nebo deprese v EKG signálu.

Krok 5

Pátráme po patologiích v kmitech Q, které společně se změnou v úseku ST značí akutní IM. V hrudních svodech hledáme nepřiměřené změny voltáže v R kmitu.

Krok 6

Zhodnotíme vlnu P. Především její možnou bifázičnost (dvouvrcholovost s různou polaritou každého vrcholu).

Krok 7

Pátráme po hypertrofiích srdeční stěny.

Krok 8

Hodnotíme změny v tvaru T vlny a hlavně její polaritu.

Krok 9

Určíme sklon elektrické osy srdeční. Přičemž ze sklonu nemůžeme použít pro průkaz specifické diagnózy, ale funguje jenom jako její podpora.

Krok 10

Zjišťujeme zbylé patologické projevy na EKG křivce.

Krok 11

Hledáme zbylé možné arytmie [11].

4 Rozměření EKG signálů

Zpracování signálu EKG je realizováno kaskádou úkonů, které v každém kroku přibližují zpracovávanou úlohu k výsledku. Jedná se o předzpracování, analýzu a klasifikaci.

Předzpracováním se signál zbavuje parazitních složek přidaných do signálu způsobujících jeho zkreslení. Nejčastěji se jedná o přidané síťové rušení, „brum“. V našich zeměpisných šířkách je to frekvence 50 Hz, ale v USA nebo Japonsku je tato frekvence rovna 60 Hz. Z důvodu provázanosti s brumem s užitečným pásmem signálu, je potřeba zvýšené opatrnosti při jeho odstraňování. Je potřeba volit co možná nejužkopásmovější filtraci, aby nedošlo ke ztrátě informace. Dalším rušením je nechtěná detekce potenciálů svalů pacienta pod snímací elektrodou, která se obtížně detekuje.

Pro podrobnou analýzu založenou na mnohaparametrovém rozměření jednotlivých cyklů používáme nejčastěji záznam snímaný v klidovém stavu pacienta, ze kterého potřebujeme získat pět významných bodů, se kterými budeme dále pracovat. Jedná se o počátek a konec vlny P, počátek a konec QRS komplexu a konec vlny T. Z těchto bývá nejobtížněji detekovatelná vlna P, která při patologii, komorové arytmií, může být mimo rytmus komplexů QRS. Počátečním úkolem detekce jednotlivých funkčních celků sejmутého signálu je v nalezení komplexu QRS a dalším dohledání zbylých vln prováděného několika metodami.

Hlavním referenčním bodem pro rozměření amplitudy signálu je relativně nulová izolace nacházející se mezi P vlnou a QRS komplexem. Pro jejich detekci ovšem neexistuje standardní a spolehlivá metoda.

4.1 Příznakové metody

Jednou z možností analýzy je využití příznakových metod, shlukové analýzy a fuzzy množin, pro rozpoznávání jednotlivých předmětů. Tato metoda je výhodná zvláště proto, že nepracuje s přesně danými příslušnostmi k danému kmitu (strohé patří nebo nepatří), ale bere v potaz i určitou míru mlhavosti výsledku.

„S mlhavě popsanými příznaky je nucen často pracovat i lékař při určování diagnózy. Mnohé v lékařské diagnostice rutinně používané klasifikační programy jsou založeny na principu rozpoznávacího stromu simulujícího postup lékaře. Názory lékařů na prahové hodnoty rozhodovacích bloků takového programu však nemusí být jednotné – v řadě případů např. při diagnostice srdečních chorob z elektrokardiogramů, totiž nejsou (a ani nemohou být) jednotlivé patologické třídy definovány, protože se jedná o třídy s neostrými hranicemi. Zatímco samotný lékař je schopen pracovat s mlhavě popsanými příznaky a s dohodnutými prahovými hodnotami manipuluje rozumně, schopnost počítače je omezena výhradně na přesné a jednoznačné instrukce. Aplikace teorie fuzzy množin pomáhá překlenout tento rozpor([2],kap.4).“

Tato metoda pracuje s elementárními příznakovými vlastnostmi obsaženými ve sloupcovém vektoru a zkoumá vazby mezi nimi.

Vazby mezi těmito příznaky zkoumáme klasifikátory. Klasifikátor realizuje prohledávání jednotlivých vektorů příznaků a rozhodovacím pravidlem je rozděluje do jednotlivých tříd, přičemž je velmi důležité dbát na správné nastavení rozhodovacího pravidla. Podle rozhodovacích kritérií rozlišujeme několik typů klasifikací.

Deterministické klasifikátory

Mají přesný předpis klasifikace, a tak se jednotlivé prvky vstupu budou zařazovat, na rozdíl od nedeterministických, vždy do stejné klasifikační třídy, i pokud pravidla rozhodování nebudou vždy striktně určeny.

Podle počtu příznaků

Klasifikátor pracuje s určitým minimálním počtem vstupních parametrů, u kterého může s dostatečnou přesností rozhodnout o výsledku analýzy. Pokud nemá výstup dostatečnou ... jsou přibrány další příznaky.

Na základě průběžného učení klasifikátoru

Klasifikační systém může pracovat s parametry již přednastavenými konstruktérem, zjištěné na základě pokusných spuštění, nebo si sami modifikují parametry klasifikace v průběhu činnosti. A to buď přijímají podněty z okolí, s učitelem, nebo si sami hodnotí odezvy na klasifikace, bez učitele [5].

4.2 Analýza za pomoci první diference

Zřejmě nejjednodušší možnou použitelnou metodou pro získání přibližné hodnoty počátku a konce vlny i jejích vrcholů, je metoda využívající pomoci první diference, jejíž extrémy jsou přibližně shodné s inflexními body a průchod nulou charakterizuje extrém impulsu.

Výpočet první diference detekuje extrém jako bod, kdy dojde k náhlé změně diference dvou po sobě jdoucích vzorků signálu a vzdálenosti mezi nimi jsou minimální. V případě, že $[y_1, y_2, y_3 \dots]$ jsou hodnoty vzorků v čase t_1, t_2, t_3 , atd., pak jsou diference definovány podle vztahu:

$$d(i) = y(i+1) - y(i). \quad 4.1$$

Pro účel zjednodušení analýzy je možné vzorky signálu přeměnit na průběh třípulzního kódu trendu vlny, kdy hodnota jednotlivého vzorku trendu je rovna pozici diference vůči nule:

$$d(i) > 0 \rightarrow 1 \quad 4.2$$

$$d(i) = 0 \rightarrow 0 \quad 4.3$$

$$d(i) < 0 \rightarrow -1 \quad 4.4$$

Přičemž sledujeme změnu přechodu posloupnosti trendu difference. Přítomnost ostré změny trendu signálu bude detekovaná jako změna z -1 na 1 nebo naopak. Tato ostrá změna definuje místo s náhlou změnou sklonu a tento bod je považován za hranu. Průchod nulovou hodnotou může být považován za důkaz vrcholu. Pokud se v posloupnosti trendu vyskytne 0, je to důkaz dvou po sobě jdoucích vzorků se stejnou hodnotou výchylky a tedy o plochý vrchol.

Tato metoda se dá plně využít nejenom k detekci vrcholů, ale i k nalezení jednotlivých významných bodů EKG, přičemž pro jejich detekci je výhodnější využít funkci signum, která sleduje hodnotu znaménka jednotlivých vzorků a v závislosti na ní následně uděluje vzorku jednu z hodnot třípulzního kódu. Následně z této posloupnosti detekujeme změny v znaménku nalezeného trendu signálu [13].

4.3 Strukturální metody analýzy

Další možností popisu signálu jsou relační struktury vytvořené z určitých elementárních částí signálu (primitiv), tzv. relací primitiv a vztahů mezi nimi.

Primitivum je dvourozměrný parametr, který se skládá z informace o struktuře a bližší informaci o jejích vlastnostech. Analýza touto metodou je závislá na volbě primitiv a na následném použití sémantických informací, které mohou snížit počet primitiv a tedy i výpočetní náročnost. Zástupcem této skupiny metod je vlnová analýza.

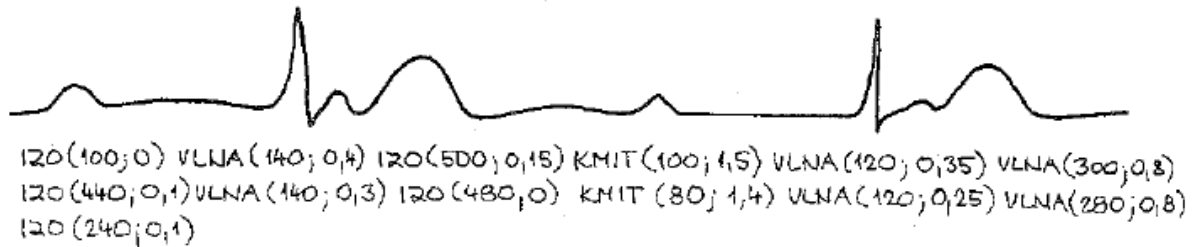
Relace primitiv propojují jednotlivá primitiva a dávají je do kontextu s dalšími primitivy. Nejčastěji se používají binární relace z důvodu snadnější reprezentativnosti v grafech. Použití obou složek analýzy vede k nutnosti dvou stupňové klasifikace zkoumaného objektu, které se mohou mezi sebou prolínat. Při zpracování můžeme nejdříve klasifikovat složku strukturální a následně sémantickou nebo naopak.

Při zpracování stejně jako u příznakových metod je potřeba dbát na výběr vhodných parametrů pro klasifikaci pro určitý signál nebo zpracovávanou strukturu. Přičemž klasifikační třída je soubor všech požadovaných parametrů pro danou analýzu s možným přídavkem povoleného chybového okolí.

Dalším využívaným parametrem je informace o hierarchických vztazích mezi jednotlivými skupinami primitiv, které stejně jako primitiva a jejich relace mohou být popsány dalšími vektory charakteristik vypočítanými z nižších úrovní struktur.

Při popisování signálu nejprve tvoří nehierarchické struktury a vektory atributů primitiv a jejich relací. Následně jsou primitiva a jejich relace klasifikovány základní strukturální prvky, popřípadě jsou určeny další dílčí prvky struktury.

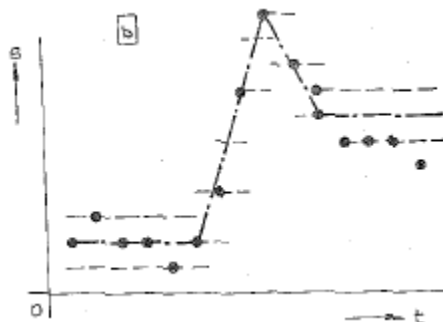
Sémantická informace nám dává možnost snížit v určitých případech výpočetní pracnost zpracování z důvodu omezení počtu zkoumaných primitiv a jejich relací. Sémantické zpracování je možno použít k řízení strukturální klasifikace nebo při strukturální analýze pro řízení příznakových klasifikátorů.



Obrázek 4.1: Ukázka strukturálního popisu EKG signálu [5]

Pro jednorozměrné signály je možno využít nahrazení primitiv po částech spojitým polynomem, nejčastěji nultého a prvního stupně, který bude zastupovat signál schodovitou nebo lomenou funkcí nebo heuristickým popisem signálu, pokud známe podstatu problému, a tím sníží výpočetní náročnost.

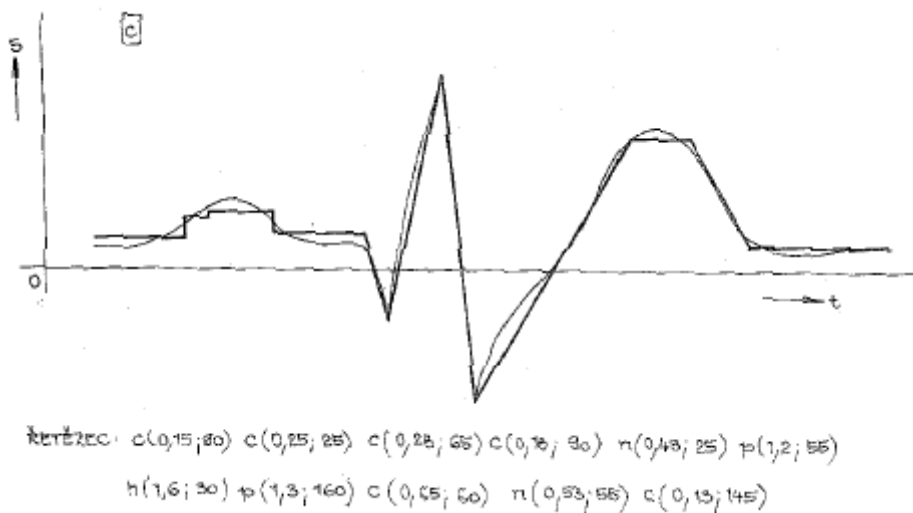
Metoda AZTEC (Amplitude-Zone-Time-Epoch-Coding) je metoda redukce dat používaná v automatickém zpracování signálu EKG, kde v pomalém průběhu změny úseku signálu redukuje vzorky na úseky s méně body charakterizujícími daný průběh a vyznačuje úseky s prudkou změnou.



Obrázek 4.2: Ukázka redukce dat metodou AZTEC

Metoda aproximace signálu lomenou funkcí má několik různých podob, které se navzájem liší schopností dokonalosti aproximace zpracovávaného signálu, z nichž nejznámější je Tomkův algoritmus.

Algoritmus pracuje s interpolací počátečního bodu, chybou dané aproximace, odchylkou od původního signálu.



Obrázek 4.3: Ukázka metody aproximace lomenu přímkou [5]

Při heuristickém popisu nahrazujeme signál posloupností symbolů, které můžeme následně nahradit bližším popisem signálu. Kdy například EKG signál můžeme nahradit popisem jednotlivých funkčních celků každého cyklu a následně doplnit o podrobnější informace jako je např. výška R nebo šířka P vlny [5].



Obrázek 4.4: Popis signálu heuristickou metodou [5]

5 Realizace

Zadáním práce bylo podrobné rozměření jednoho z cyklů sejmutého klidového EKG signálu ze známých počátků a konců významných vln. Samotné rozměření bylo realizováno za pomoci první diference dvou po sobě jdoucích prvků a matematických podmínek pro hledání vrcholů funkce.

Algoritmus rozměření sestává z několika do sebe vnořených funkcí, které jsou níže podrobněji popsány. Předzpracování filtrací od složky síťového rušení nebylo z důvodu velkého zkreslení QRS komplexu prováděno, ale byla provedena korekce odečtením hodnoty možné šumové složky od zpracovávaného signálu.

5.1 Realizace rozměření jednoho cyklu EKG ze známých počátků a konců

Vstupem hlavní funkce je jeden ze dvanáctisvodových zkoumaných signálů načtený z databáze CSE a pořadové číslo signálu v databázi.

Pro načítání databáze parametrů zkoumaného cyklu z databáze TESPRO je použit příkaz *xlsread*, kterým se převede soubor ve formátu Microsoft Excel do podoby matlabovské matice. Na vstupu hlavní funkce tedy požadujeme i jeho pořadové číslo, označující řádek matice, na kterém se tyto parametry nacházejí.

Následuje základní rozměření vzdáleností jednotlivých bodů cyklu získaných z databáze TESPRO a vyjmutí tohoto cyklu ze signálu pro snížení výpočetní náročnosti programu, postupně ve všech svodech k podrobnému rozměření.

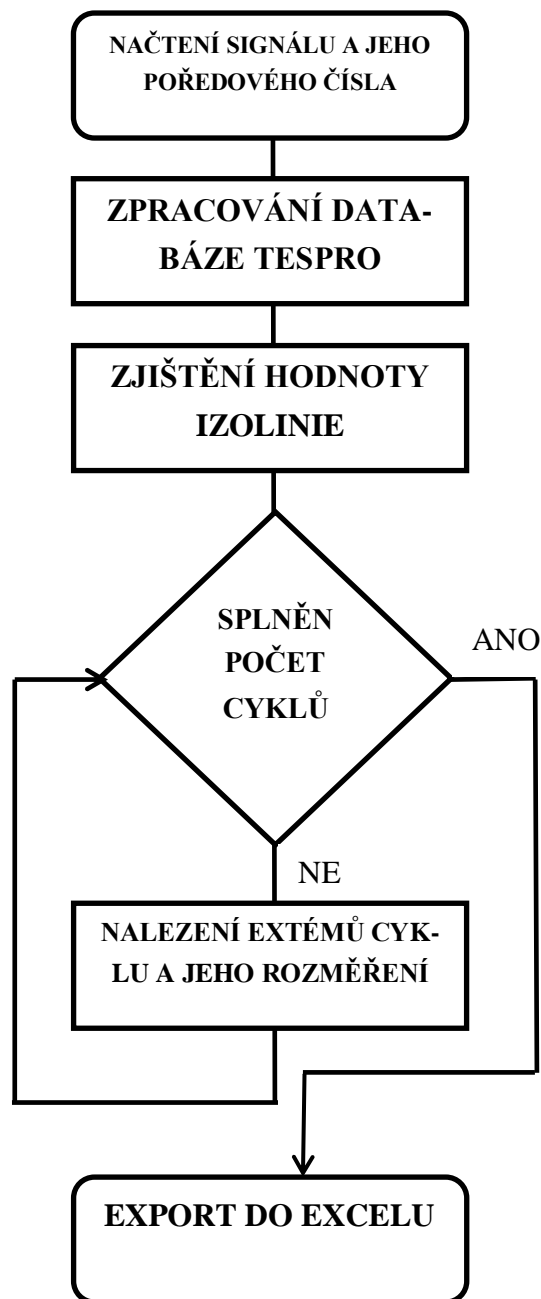
Nalezení jednotlivých extrémů daných úseků je prováděno v oddělené funkci, která bude dále podrobněji popsána.

Pro analýzu výchylek jednotlivých extrémů každé z vln je potřebné stanovit referenční rovinu, jako náhradu pomyslné osy x . Tuto hodnotu izolinie získáme zprůměrováním několika vzorků nacházejících se uprostřed PQ segmentu:

$$\frac{\sum_{k=i-5}^{i+5} x(k)}{11} = \text{izolinie} . \quad 5.1$$

Parametr i značí pozici vzorku, který je označen jako prostřední a parametr k zastupuje jednotlivé vzorky signálu v intervalu sumace.

Výsledek analýzy je odeslán na výstup v podobě matice, kde jsou na každém řádku hodnoty podrobného rozměření cyklu v daném svodu, exportované do souboru typu Microsoft Excel.



Obrázek 5.1: vývojový diagram celého zpracování

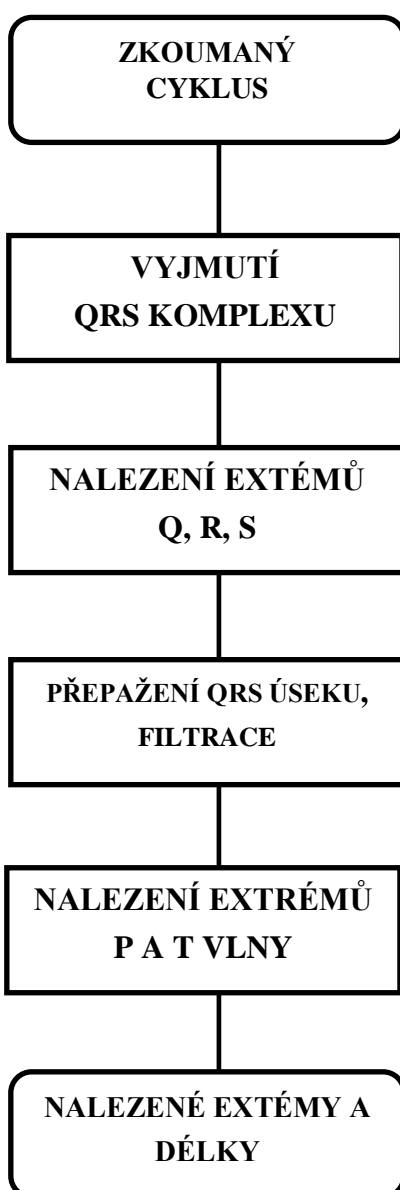
Každý zkoumaný cyklus projde nejprve rozměření QRS komplexu, kde jsou zjištěny jednotlivé vrcholy za pomoci první diference. Podrobný postup tohoto kroku bude rozebrán níže.

Maximum, tedy vrchol R, je získán zjištěním nejvyšší hodnoty pozitivní výchylky (odchylky) od izolinie pod konkrétním vrcholem. Pro detekci dalších možných vedlejších vrcholů R jsou hodnoceny ještě zbylé největší pozitivní výchylky a tyto jsou označeny R2.

Pokud je na jedné z náběžných hran vrcholu R detekována nějaká výchylka vzdálená od vrcholu R více než 10 vzorků, potom je považována za vedlejší vrchol R1.

Pro získání extrémů pomalých vln, vlny P a T, je použita filtrace úzkopásmovou dolní propustí pro mezní frekvenci 40 Hz, jejíž charakteristika se získá použitím funkce *fir1* pro okno 40 vzorků, přičemž je vyjmut úsek QRS komplexu z důvodu možného zkreslení při této filtraci. Aby nedocházelo ke zkrácení filtrovaného úseku signálu, je prostor po odstranění QRS komplexu překlenut přímkou vytvořenou funkcí *linspace*, začínající v počátku QRS a končící v jeho konci. Samotná filtrace je prováděna příkazem *filtfilt* zaručujícím nulové zpoždění filtrovaného signálu.

Pro každý extrém, který je považován za vrchol, je určena jeho šířka měřením vzdálenosti mezi dvěma nejbližšími body protínajícími izolínii pod tímto vrcholem.



Obrázek 5.2: vývojový diagram zpracování jednoho cyklu

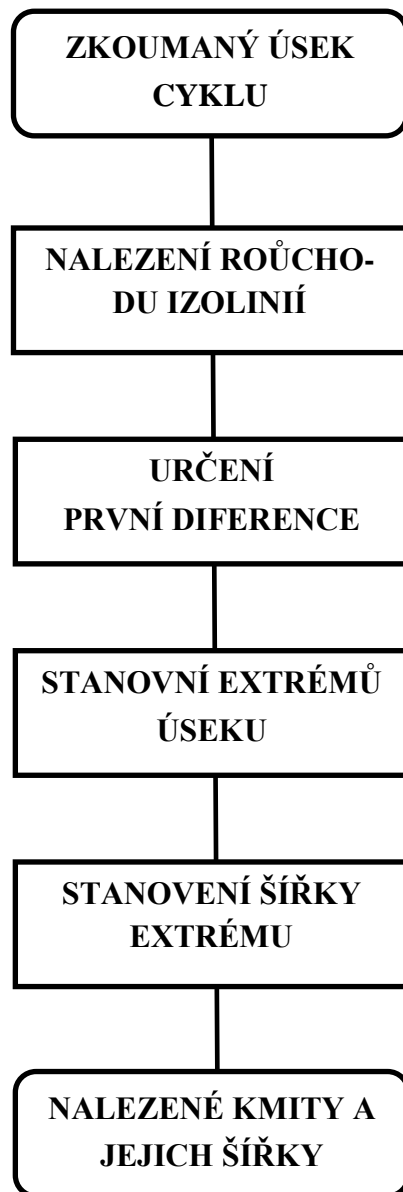
Tato vedlejší funkce stanoví extrémů daného úseku cyklu a jejich šířky za pomoci první diference a matematických podmínek pro hledání extrémů.

K určení šířek kmitů je potřeba určit přibližnou hodnotu vzorku při průchodu nulovou hodnotou. Toto se detekuje nejsnadněji funkcí *signum*, kdy změna znaménka z kladných do záporných hodnot nebo naopak značí průchod signálu osou a tedy detekci bodu ve kterém dojde k průchodu osou:

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} -1, & x < 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases}$$

5.2

Výpočet extrémů je vázán na detekci píku z první diference.



Obrázek 5.3: vývojový diagram podrobného rozměření jednoho úseku signálu

5.2 Realizace výběru reprezentativního cyklu EKG

Na rozdíl od lékaře, který se při výběru reprezentativní cyklu řídí svými zkušenostmi a intuicí, je software odkázán na přesné přednastavené parametry, se kterými porovnává jednotlivé hodnoty nalezených cyklů a následně provádí vlastní určení nejtypičtějšího cyklu.

Pro hledání reprezentativního cyklu byl zvolen postup určení homogenních cyklů (obsahují všechny důležité vlny) a následného rozměření jejich jednotlivých intervalů charakterizujících doby trvání jednotlivých fází srdečního cyklu.

V signálu jsou nejdříve nalezeny všechny počátky a konce vln cyklů funkcí vytvořenou v rámci dizertační práce na téma „ Ing. Martina Vítka PhD., využívající metodu vlnkové analýzy. Tento algoritmus provádí rozměření signálu EKG spojitou vlnkovou transformací. Pro každý svod je vytvořeno lokální rozměření jednotlivých cyklů, ze kterých se následně metodou shlukové analýzy určí globální parametry počátků a konců jednotlivých významných vln cyklů. K samotnému rozměření v jeho detektoru bylo využito přednastavených parametrů vlnkových transformací matlabovských knihoven pro vlnku *bior1.5* s vhodnými empiricky zjištěnými měřítky vlnek.

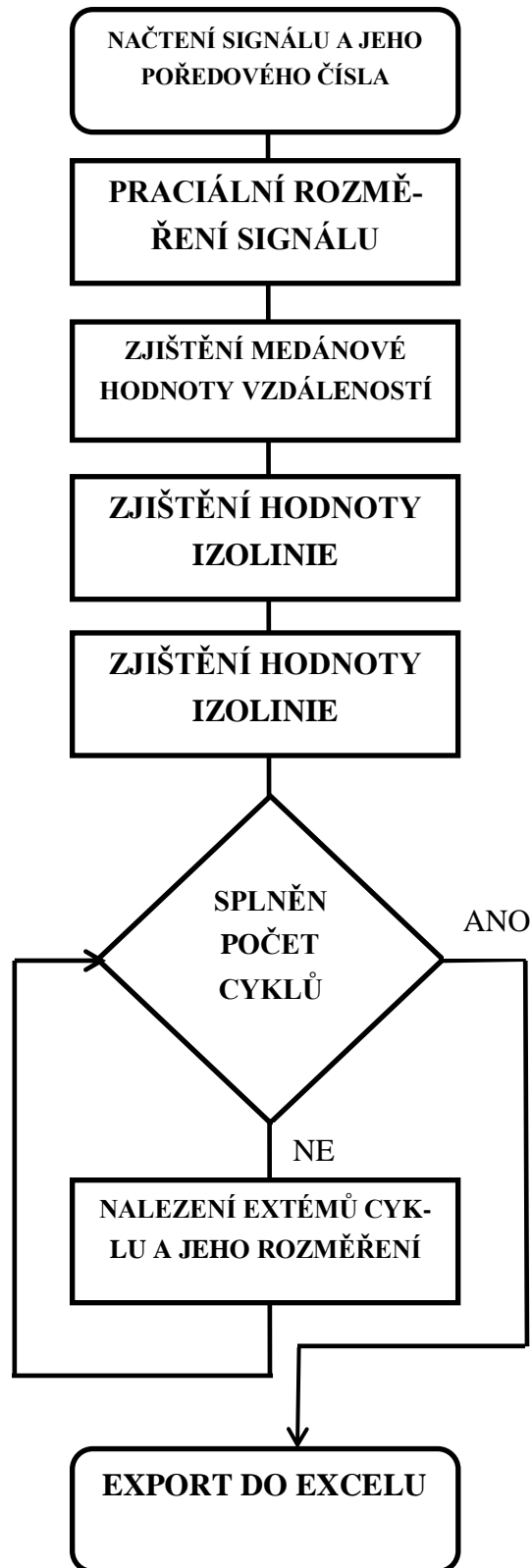
Lichou symetrií vlnky je docíleno, že extrémy zkoumaného signálu jsou přeneseny na průchod izolinií a inflexní body jsou na pozici extrémů. Při detekci jednotlivých významných vln je použit postup rozměření na základě detekovaných QRS komplexů od kterých se následně zjišťují zbylé vln mezi jednotlivými detekovanými QRS komplexy [14].

Protože se jedná o funkci, jejímž výstupem je několik vektorů parametrů hodnot, jejichž vzájemná posloupnost jednotlivých prvků vztahovaná k posloupnosti v signálu není ve vektorech známa. Proto je zapotřebí jejich seřazení vzestupně v jedné proměnné. Tento krok je proveden příkazem *sort*.

Protože v předchozím kroku došlo ke ztrátě určení původu parametrů, je zapotřebí jejich zpětného dohledání. Pro tento úkon je použita funkce, ve které se postupně prochází jeden po druhém vektory skupin nalezených bodů a hledá se shoda. Pokud je nalezeným prvkem konec T vlny, jsou analyzovány předchozí čtyři detekované prvky v seřazené posloupnosti. Jedná-li se o prvky kompletního cyklu, je nastavena do pomocné proměnné hodnota odpovídající počátku P vlny. Tento postup se opakuje do konce seřazeného vektoru hodnot významných bodů.

Následuje rozměření vzdáleností mezi body detekovaných celistvých cyklů. Ze vzdáleností jednotlivých úseků určíme mediánové hodnoty těchto intervalů. Tyto hodnoty dále vztahujeme k příslušným vzdálenostem ve zkoumaných cyklech. Sledujeme druhé mocniny odchylek jednotlivých intervalů potenciálních reprezentativních cyklů od ideálních hodnot intervalů cyklu, stanovených mediánovou metodou. Jako nejpodobnější cyklus je určen ten, který má tuto odchylku nejmenší.

Po tomto následuje podrobné rozměření vybraného cyklu na stejném principu jako v kapitole 5.1.



Obrázek 5.4: vývojový diagram hledání reprezentativního cyklu

6 Závěr

Použití metody první diference pro podrobné rozměření úseku signálu je jednoduché na realizaci i programové provedení. Jedná s relativně rychlý způsob detekce, přičemž je zapotřebí minimální počet nutných podmínek pro realizaci detekce jednotlivých bodů, čímž odpadá zdoluhavá analýza případných možností nefunkčnosti detektoru. Jediným sporným bodem pro tuto metodu se ukázala detekce „plochého“ vrcholu, kde několik po sobě jdoucích po prvků má stejnou hodnotu výchylky. Toto se dá nahradit záměnou za další následující prvek.

Hlavní nevýhodou této metody je velká závislost na nutnosti odstranění parazitních rušení. Pro detekci vrcholů v QRS komplexu tento problém není příliš podstatný, protože se jedná o rychlou změnu průběhu vlny a vliv rušení nemá čas se projevit. Při detekci tzv. pomalých vln, vlny P a T, už je rušení výraznější a proto by bez filtrace docházelo k velkému počtu falešně pozitivních detekcí.

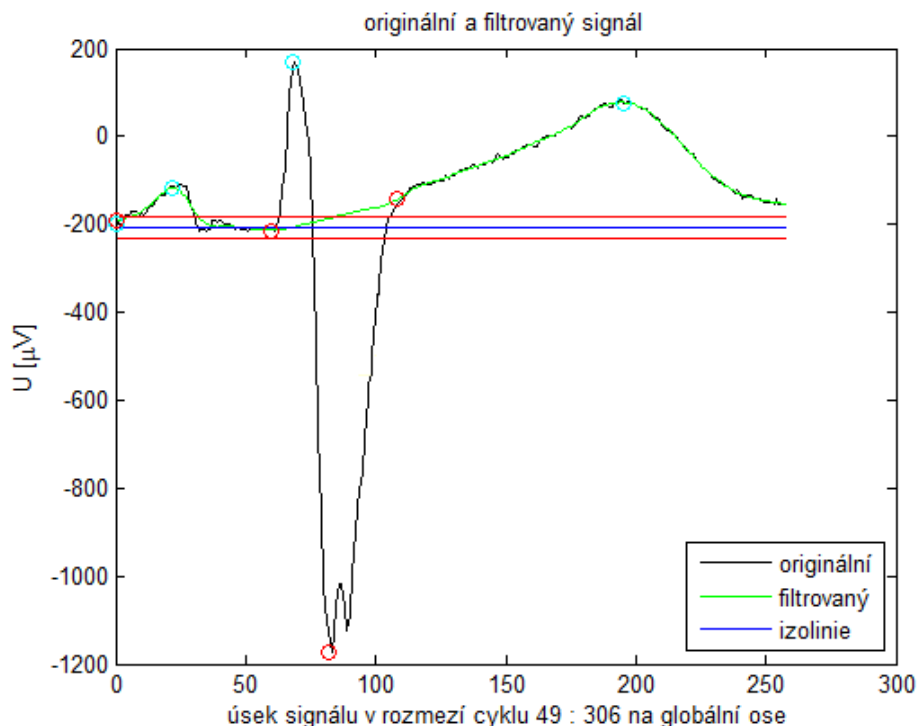
Při realizaci tohoto algoritmu podrobného rozměření nebyla použita filtrace rušení způsobeného dýcháním pacienta z důvodu velkého zkreslení QRS komplexu po průchodu filtrem. Proto je hlavní nevýhodou této realizace, závislost detekovaných veličin na poloze vůči nalezené izolínii a rozmezí 25 μV kolem ní. Rozptyl kolem izolínie určuje minimální výšku, kterou musí malý vrchol dosáhnout, aby nebyl považován za šum. Toto je patrné na **Obrázek 6.1**, kde drobný vrchol za P vlnou je schován v tomto pásu a tedy nedojde k označení za dvouvrcholovou vlnu P.

Dalším probléme detekce, zvláště vedlejších vrcholů QRS komplexu, je nutnost zavést podmínku pro minimální vzdálenost mezi vrcholy. Na **Obrázek 6.1** je tato detekční nesrovnalost na snímku vybraného cyklu patrná. Program implicitně nedetekoval vrchol, který následoval po větší výchylce v dané vzdálenosti. V tomto algoritmu se jedná o vzdálenost menší než 10 vzorků, což je v přepočtu 20 ms, tedy méně než je reakční doba na změnu snímku v kinematografii. V reálném čase a měřítku by zřejmě hodnotitel tento vrchol přehlédl nebo jej považoval za šum.

Tabulka 1 zobrazuje rozdíl ve výběru reprezentativního cyklu mezi databází TESPRO, kterou sestavili kardiologové, a byla ověřena několika programy a výběrem mého algoritmu pro signál MO_001_12.mat.

	TESPRO	výběr
Ponset	11	1838
Poffset	68	1882
QRSonset	89	1907
QRSoffset	123	1943
Toffset	250	2078

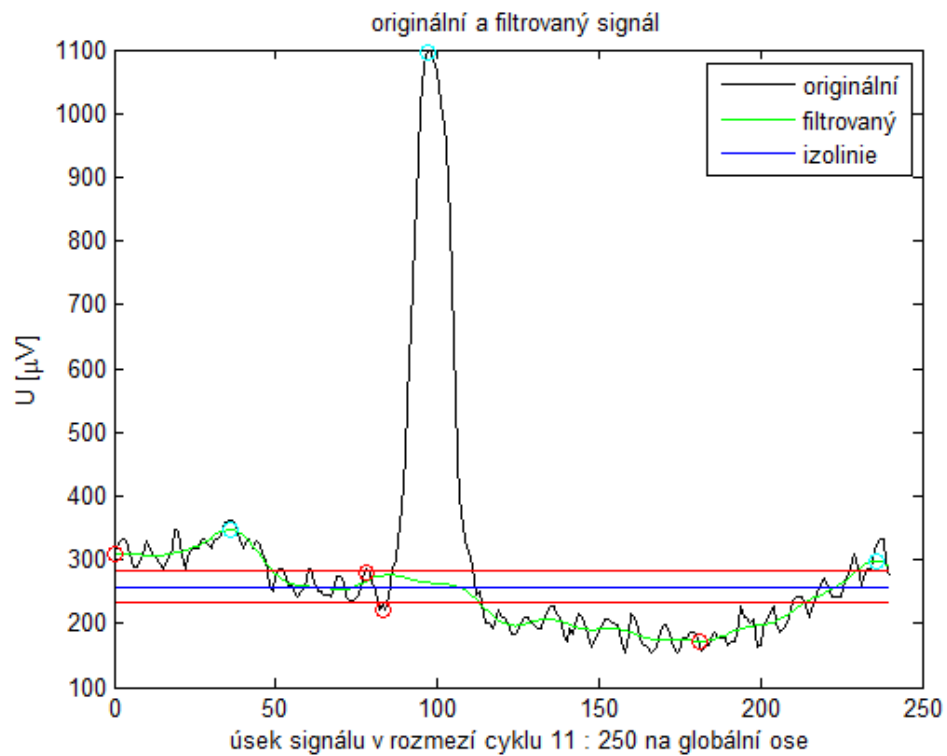
Tabulka 1: srovnání parametrů počátků a konců jednotlivých vln



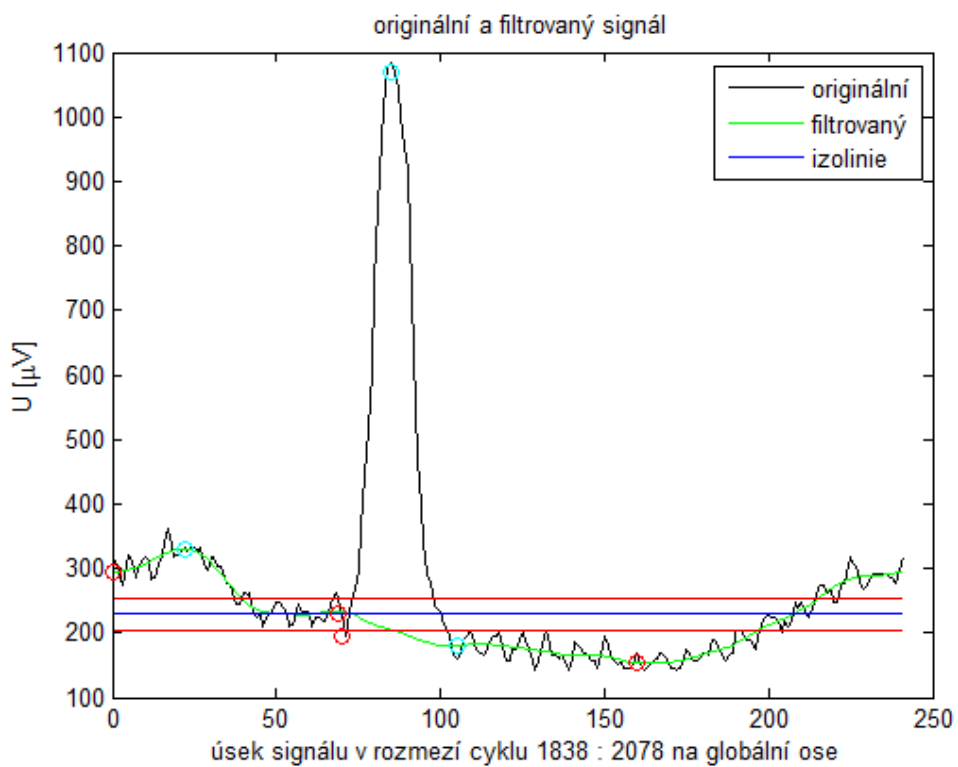
Obrázek 6.1: limitní detekce druhého vrcholu S ve svodu V_2 signálu M01_125_12.mat

Při srovnání cyklu po provedení výběru reprezentativního cyklu zvolenou metodou a srovnáním s cyklem z databáze TESPRO bylo zjištěno, že u signálů v databázi CSE, na které byla metoda testována, dochází k rozchodu reprezentativních cyklů. Tato odchylka je způsobená různou metodou vyhledávání reprezentativního cyklu.

V databázi TESPRO se nacházejí počátky a konec reprezentativních cyklů podle hodnocení lékařů a tyto výsledky byly dále potvrzeny několika různými programovými řešeními. Zatímco použití velikosti odchylek vzdáleností významných bodů jednotlivých cyklů, od mediánu těchto ideálních vzdáleností, je použitelné hlavně při výběru cyklu, který obsahuje všechny významné vlny, pro další rozměření. V literatuře [11] autor uvádí postup popsany v 3, který ovšem není úplně vhodný pro programovou realizaci z důvodu jeho přílišné náročnosti na výpočetní kapacitu. Sám autor také uvádí, že uvedený postup je pouze doporučený návod pro analýzu a je základní vodítkem při analýze zvláště začínajícím hodnotitelům. Jaký postu zvolili autoři svrchu zmiňované databáze není udávno.



Obrázek 6.2: reprezentativní cyklus databáze TESPRO, svod I, signál M01_002_12.mat



Obrázek 6.3: reprezentativní cyklus mého algoritmu svod I, signál M01_002_12.mat

7 Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Vzor ideálního cyklu EKG.....	8
Obrázek 2.2: dvouvrcholová P vlny ve svodu I signálu M01_079_12.mat.....	9
Obrázek 2.3: patologie QRS komplexu ve svodu V_4 signálu M01_105_12.mat.....	11
Obrázek 2.4: vlna T s negativní polaritou V_1 M01_079_12.mat	12
Obrázek 4.1: Ukázka strukturálního popisu EKG signálu [5]	20
Obrázek 4.2: Ukázka redukce dat metodou AZTEC	20
Obrázek 4.3: Ukázka metody aproximace lomenu přímkou [5]	21
Obrázek 4.4: Popis signálu heuristickou metodou [5].....	21
Obrázek 5.1: vývojový diagram celého zpracování	23
Obrázek 5.2: vývojový diagram zpracování jednoho cyklu	24
Obrázek 5.3: vývojový diagram podrobného rozměření jednoho úseku signálu	25
Obrázek 5.4: vývojový diagram hledání reprezentativního cyklu	27
Obrázek 6.1: limitní detekce druhého vrcholu S ve svodu V_2 signálu M01_125_12.mat	29
Obrázek 6.2: reprezentativní cyklus databáze TESPPO, svod I, signál M01_002_12.mat	30
Obrázek 6.3: reprezentativní cyklus mého algoritmu svod I, signál M01_002_12.mat.....	30

8 Seznam tabulek

Tabulka 1: srovnání parametrů počátků a konců jednotlivých vln	28
--	----

9 Seznam použité literatury

- [1] ADAMEC, J.; ADAMEC, R. EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace. Galén, Dotisk 1. vyd. Praha, 2009. 113 s. ISBN 978-807-2624-836.
- [2] BOGR, J.; HOLČÍK, J.; KOZUMPLÍK, J. *Teorie diagnostiky biosignálů*. VUT, 1. vyd. Brno, 1982. 178 s.
- [3] CLIFFORD, G. D.; AZUAJE, F.; MCSHARRY, P. Advanced methods and tools for ECG data analysis. Artech House. Boston, 2006. 384 s. ISBN 1-58053-966-1.
- [4] HAMPTON, J.R. *EKG: stručně, jasně, přehledně*. Grada, 1. vyd. Praha, 1996. 107 s. ISBN 80-716-9153-4.
- [5] HOLČÍK, J. *Analýza a klasifikace signálů*. VUT, 1. vyd. Brno, 1992. 119 s. ISBN 80-214-0450-7.
- [6] JAN, J. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Vutium, 2. uprav. a rozšíř. vyd. Brno, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [7] KOLÁŘ, J.; KAUTZNER, J. *Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů: léčebné zásady*. Akcenta, 1. vyd. Praha, 2002. 144 s. ISBN 80-862-3204-2.
- [8] KOZUMPLÍK, J. Analýza biologických signálů. Elektronická skripta, ÚBMI VUT Brno, 2011. 57 s.
- [9] SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Grada, 2. vyd. Praha, 1993. 352 s. ISBN 80-856-2379-X.
- [10] ZAPLATÍLEK, K.; DOŇAR, B. *Matlab: tvorba uživatelských aplikací*. BEN. Praha, 2004. 215 s. ISBN 80-7300-133-0.
- [11] KHAN, Gabriel M. MUDR. PETR HAMAN. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Překlad František Kölbl. Praha: Grada, 2005, 348 s.:. ISBN 80-247-0910-4.
- [12] HAMAN, P. *Základy klinické elektrokardiografie*. Praha: MEDPRINT, 1993
- [13] ACHARYA U, Rajendra. *Advances in cardiac signal processing*. New York: Springer, c2007, 468 p. ISBN 35-403-6674-1.
- [14] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálu EKG*. Dizertační práce. ÚBMI VUT Brno 2011. 129 s.

10 Přílohy

- CD s programovým řešením, databází CSE a elektronickou verzí bakalářské práce
- Rozměření.m
- Výsledky.xls
- Výsledky_reprezentativni_cyklus.xls
- Nalezene_parametry.xls