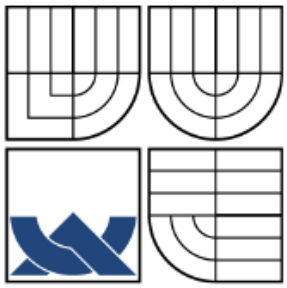
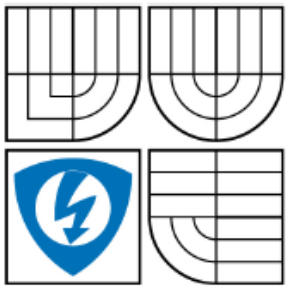


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MODERNÍ METODY DETEKCE QRS KOMPLEXŮ

MODERN METHODS OF QRS DETECTION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

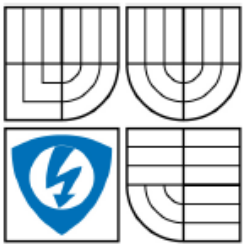
AUTOR PRÁCE — JIŘÍ FAJKUS

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. MARTIN VÍTEK

SUPERVISOR

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student:	Jiří Fajkus	***ID:***	106157
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Moderní metody detekce QRS komplexů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte moderní metody detekce QRS komplexů v EKG signálech. Srovnejte vybrané metody z hlediska úspěšnosti detekce QRS komplexů. Navrhněte metodu založenou na detekci průchodů nulovou hladinou, včetně blokového schématu metody. Realizujte navrženou metodu v Matlabu, otestujte ji na signálech z CSE databáze a srovnejte dosažené výsledky s jinými metodami.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Kohler BU, Henning C, Orglmeister R: The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, vol. 21, no. 1, pp. 42-57.
[2] Kohler BU, Henning C, Orglmeister R: QRS detection using zero crossing counts. Progress in Biomedical Research. 2003, vol. 8, no. 3, pp. 138-145.

Termín zadání:	8.2.2010	***Termín odevzdání:***	31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek

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 se zabývá metodami, které slouží ke zpracovávání EKG signálů, konkrétně k detekci QRS komplexu. Detekce QRS komplexu je nezbytnou součástí každé analýzy EKG signálu, jelikož slouží k určení bodů v časovém průběhu EKG, od kterých se poté odvíjí detekce a rozměření ostatních vln a intervalů potřebných k diagnostice. V práci je popsáno několik způsobů detekce QRS komplexů a rozbor detektoru navrženého v programovém prostředí MATLAB, založeného na principu počítání průchodů nulovou hladinou. Tento detektor QRS komplexů byl následně testován na CSE databázi a signálech z Holterovského vyšetření.

Abstract

This bachelor's thesis deals with methods, which are used for processing of ECG signals, specifically for the detection of QRS complexes. The QRS detection is an essential part of every ECG analysis because it is a source of points with timing information, which are used for classification and measurement of other waves and intervals required for diagnostics. Some ways of QRS detection are described in this work and there is also a description of detector implemented in programming environment MATLAB, which is based on zero crossing counts. This QRS detector was then tested on CSE database and signals from Holter examination.

Klíčová slova

Detekční algoritmus, charakteristický signál, komplex QRS, neuronové sítě, pozitivní prediktivita, práh, průchod nulovou hladinou, robustnost, sensitivita, signál EKG, vlnková transformace.

Key words

Detection algorithm, ECG signal, feature signal, neural networks, positive predictivity, QRS complex, robustness, sensitivity, treshold, wavelet transform, zero crossing.

Bibliografická citace:

Fajkus, J. *Moderní metody detekce QRS komplexů: bakalářská práce.* Brno: FEKT VUT v Brně, 2010. 26s.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Moderní metody detekce QRS kompexů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 31. května 2010 .....
podpis autora (autorky)

Poděkování

Děkuji vedoucímu semestrálního projektu Ing. Martinu Vítkovi a dále také Ing. Josefu Halámkovi CSc. z Ústavu přístrojové techniky AVČR za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 31. května 2010 .....
podpis autora (autorky)

Obsah

1 Úvod ... 8
2 Elektrická aktivita srdce ... 8
2.1 Vznik a šíření EKG signálu ... 8
2.2 Charakteristické rysy EKG signálu ... 9
2.3 Předzpracování EKG signálu ... 9
3 Detekce QRS komplexů ... 10
3.1 Přehled ... 10
3.2 Metody založené na derivacích signálu ... 11
3.3 Algoritmy využívající digitální filtry ... 12
3.4 Detekce QRS komplexu založená na vlnkové transformaci ... 13
3.5 Algoritmy využívající neuronové sítě ... 14
4 Detekce QRS komplexů založená na průchodech nulovou hladinou ... 15
4.1 Úvod ... 15
4.2 Získání charakteristického signálu ... 15
4.3 Detekce překročení prahu ... 17
4.4 Určení polohy R vlny ... 17
4.5 Výsledky detekce ... 18
5 Navržená metoda ... 18
5.1 Blokové schéma navržené metody ... 18
5.2 Předzpracování ... 19
5.3 Aditivní šum ... 22
5.4 Průchody nulovou hladinou ... 23
5.5 Detekční práh ... 25
5.6 Lokalizace R vlny ... 27
5.7 Optimalizace parametrů algoritmu ... 28
6 Hodnocení algoritmů ... 29
6.1 Způsoby hodnocení ... 29
6.2 Klasifikace ... 29
7 Závěr ... 30
7.1 Hodnocení ... 30
7.2 Výsledky ... 31
8 Použitá literatura ... 32

1 Úvod

QRS komplex je nejmarkantnějším projevem srdeční činnosti na elektrokardiogramu. Jedná se o fázi srdečního cyklu, kdy jsou depolarizovány srdeční komory, což vede k jejich kontrakci. Z tohoto důvodu je detekce QRS komplexů základním krokem takřka při každé analýze EKG signálu. V této práci je přehled několika metod využívaných k tomuto účelu. Ve druhé části je rozbor metodiky, na jejímž základě byl vytvořen a popsán program schopný detekce QRS komplexů. Jedná se o metodu založenou na průchodech nulovou hladinou.

Program byl dle zadání testován na standardizované databázi CSE s detekční účinností 99,58%. Kromě toho byl také testován na EKG záznamech z Holterovských celodenních monitorování. Tato data mi byla poskytnuta na ústavu přístrojové techniky AVČR v Brně a nejsou obsažena v bakalářské práci, jelikož podléhají ochraně osobních údajů. Účinnost detekčního algoritmu byla na těchto signálech 99,41%, což jsou poměrně uspokojivé výsledky.

Toto téma jsem si pro svoji bakalářskou práci zvolil, protože jsem se s analýzou elektrokardiogramu setkal během spolupráce s ústavem přístrojové techniky AVČR v rámci vykonávání odborné praxe na konci 4. semestru.

2 Elektrická aktivita srdce

2.1 Vznik a šíření EKG signálu

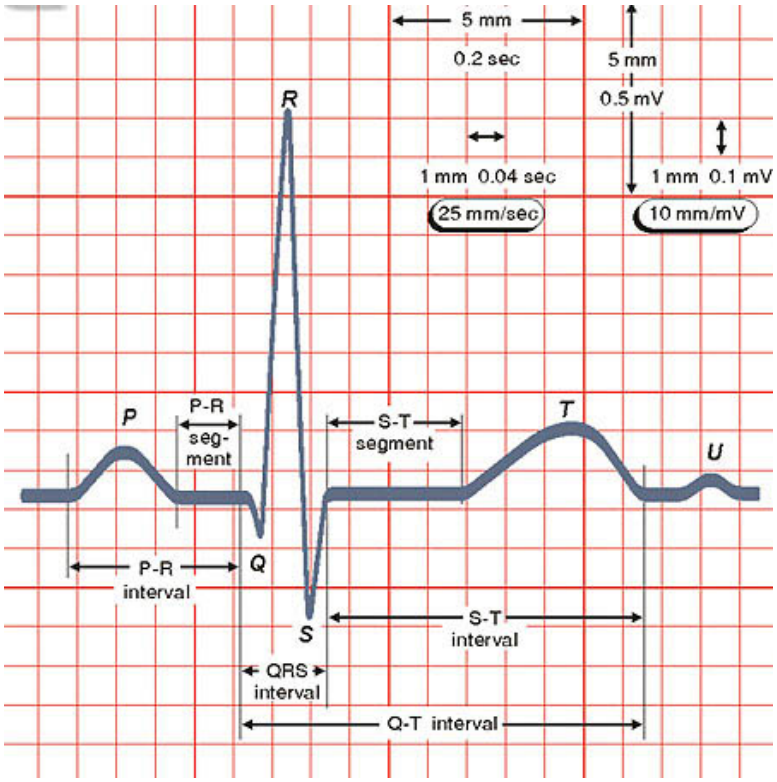
Elektrokardiogram (signál EKG) zobrazuje rozdíly potenciálů, které jsou vytvářeny elektrickou aktivitou srdce. Tyto elektrické potenciály vznikají na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu. Svalová vlákna myokardu lze rozdělit na ta, která vytvářejí a vedou elektrické vzruchy (převodní systém srdeční) a vlákna, která na tyto vzruchy odpovídají kontrakcí (pracovní myokard). Převodní systém srdeční je tvořen sinoatriálním (SA) uzlem, kde vzniká vzruch v pacemakerových buňkách tohoto uzlu. Odtud se vzruch šíří ke svalovině síní, kde jsou depolarizovány jednotlivé buňky pracovního myokardu.

Dále se vzruch šíří tzv. preferenčními síňovými drahami k atrioventrikulárnímu (AV) uzlu a do navazujícího Hisova svazku. AV uzel a Hisův svazek jsou jediným místem odkud se za fyziologických podmínek šíří vzruch ze síní na komory, které jsou od sebe jinak izolovány [1]. Významnou funkcí AV uzlu je velké zpomalení vedení vzruchů, čímž je dosaženo potřebného odstupu mezi stahem síní a komor. AV uzel slouží také jako filtr patologických vzruchů šířících se ze síní (například při síňové tachykardii), tudíž funkce komor jako čerpadla nemusí být kriticky ohrožena. Z Hisova svazku je vzruch přes pravé a levé Tawarovo raménko dále převáděn ke svalovině komor. Depolarizační vlna se šíří z vnitřní (dutinové strany) k srdečnímu hrotu a odtud po povrchu komor.

2.2 Charakteristické rysy EKG signálu

Záznamem časového průběhu elektrických dějů na srdci získáme křivku EKG (elektrokardiogram). Ta obsahuje několik charakteristických znaků, vln, které odpovídají jednotlivým fázím srdečního cyklu. Obrázek 2.1. ukazuje typický průběh EKG během jednoho srdečního cyklu, kde jsou písmeny označeny jednotlivé vlny. Vlna P odpovídá depolarizaci síní, QRS komplex depolarizaci komor a vlna T repolarizaci komor. Repolarizace síní není na charakteristickém průběhu EKG patrná, jelikož je překryta QRS komplexem [1].

Pro diagnostiku má kromě tvaru a doby průběhu význam rovněž poloha vln a intervaly mezi nimi. Interval PQ odpovídá přenosu impulsu z SA do AV a interval QT odpovídá trvání repolarizace komor. Interval QT se mění především s frekvencí srdeční činnosti. Analýzou EKG křivky lze diagnostikovat nejčastější srdeční onemocnění, jakými jsou například arytmie, tedy poruchy tvorby či vedení vzruchu, ischemické poruchy a poruchy metabolické, tedy změny koncentrací iontů odpovědných za činnost myokardu (plasmatické koncentrace draslíku nebo vápníku).



Obrázek 2.1. – EKG křivka

2.3 Předzpracování EKG signálu

EKG signál je ve většině případů rušený šumem. Toto rušení může být způsobeno několika faktory, zejména pak pohyby pacienta či elektrochemickými ději na rozhraní pokožka-elektroda. Cílem předzpracování EKG signálu je odstranit některé základní typy rušení a připravit tak signál pro následné zpracování, jakým je například detekce QRS komplexu a T vlny, měření R-R a QT intervalů. Při snímání EKG signálu nás obvykle zajímá

pásmo od 0,5 do cca 100 Hz, takže vzorkovací frekvence bývá ve většině případů 250 nebo 500 Hz. Existují také výjimky, například při snímání pozdních potenciálů (EKG s vysokou rozlišovací schopností) sahá užitečné pásmo EKG signálu až do 250 Hz a vzorkovací frekvence je proto volena minimálně 1000 Hz. Základními typy rušení jsou :

- Brum – síťové rušení, potlačení pomocí úzkopásmové zádrže pokud možno s nulovým přenosem na 50-ti, respektive 60-ti Hz.

- Drift – kolísání nulové linie signálu (*baseline*), vliv dýchání dále pak elektrochemické děje na rozhraní pokožka-elektroda (organismus je vodič II. třídy, kovová elektroda vodič I.třídy), či pomalé pohyby pacienta. Frekvence do cca 0,5 Hz, odstranění pomocí filtru typu horní propust.

- Rušení myopotenciály – u klidového EKG se projevuje od cca 100 Hz, což je mimo užitečné pásmo běžného EKG. Spektrum EKG signálu a šumu se proto neprolíná a lze jej bez problému odstranit filtrem typu dolní propust bez ztráty užitečného EKG signálu. Problém nastává u zátěžových EKG, kde je výskyt rušivých myopotenciálů již od přibližně10 Hz výše.

3 Detekce QRS komplexů

3.1 Přehled

V EKG signálu je QRS komplex nejmarkantnější křivkou a odpovídá elektrické aktivitě během kontrakce komor. Tvar QRS komplexu a jeho poloha je zdrojem mnoha informací o stavu srdce. Vzhledem ke svému charakteristickému tvaru a velikosti je rovněž základem pro určení srdečního rytmu.

Softwarová detekce QRS komplexu je předmětem výzkumu více než 30 let. Zatímco zpočátku bylo velmi důležité, jaké jsou u daného algoritmu pro detekci QRS komplexu kladeny nároky na výpočetní systém, v dnešní době je hlavním kriteriem výkonnost takového algoritmu a výpočetní nároky jsou méně podstatné (s výjimkou bateriově napájených zařízení). Detekcí QRS komplexů se určí referenční body, které slouží k analýze EKG signálu. Jejich přesné a správné určení je proto velmi důležité .

Hodnocení kvality algoritmu sloužícího k detekci QRS komplexů lze provádět z hlediska rychlosti zpracování dat, spolehlivosti detekce nebo odolnosti vůči vlivům rušení. Spolehlivá detekce QRS komplexu je podstatná pro kvalitu celkového zpracování.
K posuzování spolehlivosti detekce se užívá sensitivity (QRS komplex je přítomen, sensitivita vyjadřuje pravděpodobnost, že bude detekován) nebo pozitivní prediktivity (QRS komplex je detekován, pozitivní prediktivita vyjadřuje pravděpodobnost, že je skutečně přítomen). Detektor musí překonat značnou variabilitu průběhu EKG signálu, která může být způsobena fyziologickými změnami nebo artefakty, jako je drift či brum.

Pro testování detekčních algoritmů slouží některé databáze obsahující EKG signály, na kterých se testuje sensitivita, pozitivní prediktivita dále odolnost proti různým typům rušení a schopnost správné detekce u pacientů se srdeční vadou. Jsou to především:

- CSE – *Common standards for Electrocardiography* – 125 desetivteřinových záznamů s vzorkovací frekvencí 500Hz.

- MIT database (*Massachusetts Institute of Technology*) – EKG záznamy rozděleny do skupin (zátěžové, fibrilace, arytmie ...).

3.2 Metody založené na derivacích signálu

Převážná část energie QRS komplexu leží ve frekvenčním pásmu od 10 do 25 Hz [2]. Proto se pro většinu těchto algoritmů užívá pásmové propusti právě pro tyto frekvence, která je realizována například pomocí filtru typu horní propust pro frekvence od 10 Hz a dolní propust pak potlačuje frekvence vyšší než 25 Hz. Tímto se omezí nežádoucí vliv ostatních komponent signálu, Horní propustí je odfiltrována P a T vlna a rovněž je potlačeno rušení driftem a některými dalšími artefakty. Dolní propust pak potlačuje pásmo nad hranicí výskytu frekvenčních složek QRS komplexu a tím i rušení většiny myopotenciálů a síťového brumu. Hranice pro frekvenční pásmo, ve kterém se vyskytují komponenta QRS komplexu, se však liší v závislosti na autorovi a na účelu, pro který je QRS komplex detekován (některé frekvenční složky QRS komplexu sahají přes 40 Hz).

U metod založených na derivacích signálu je využíváno charakteristického tvaru QRS komplexu. Ten je ve většině případů oproti zbytku EKG signálu velmi strmý. První derivaci lze vypočítat například rozdílem po sobě jdoucích vzorků v rovnici 3.1. [2]

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1) \tag{3.1.}$$

kde $y_1(n)$ je první derivací n-tého vzorku EKG signálu $x(n)$.

Některé algoritmy též počítají s druhou derivací. Výsledný derivovaný signál je lineární kombinací velikostí první a druhé derivace. V obou případech je poté výsledný průběh porovnáván s prahem pevně stanoveným či adaptivním. Místa kde je práh překročen jsou tedy místy výskytu QRS komplexu. Adaptivní práh má tu výhodu, že je schopen reagovat na změny v průběhu EKG signálu.

Většina algoritmů používá další rozhodovací pravidla, aby se zamezilo výskytu falešně pozitivních detekcí. Tato rozhodovací pravidla obvykle stanovují heuristická omezení například časovací a tvarová nebo zavádí sekundární prahy pro vyloučení segmentů EKG s vlastnostmi podobnými QRS komplexu jako jsou například extrasystoly. Takovým druhotným kriteriem může být uvažování tzv. refrakterní fáze, tedy přibližně 0,15 s od posledního detekovaného QRS komplexu, kdy další komplex není očekáván. Případně pokud není QRS komplex detekován do 1,66 násobku předchozího R-R intervalu, testování probíhá zpětně s nižším prahem.

3.3 Algoritmy využívající digitální filtry

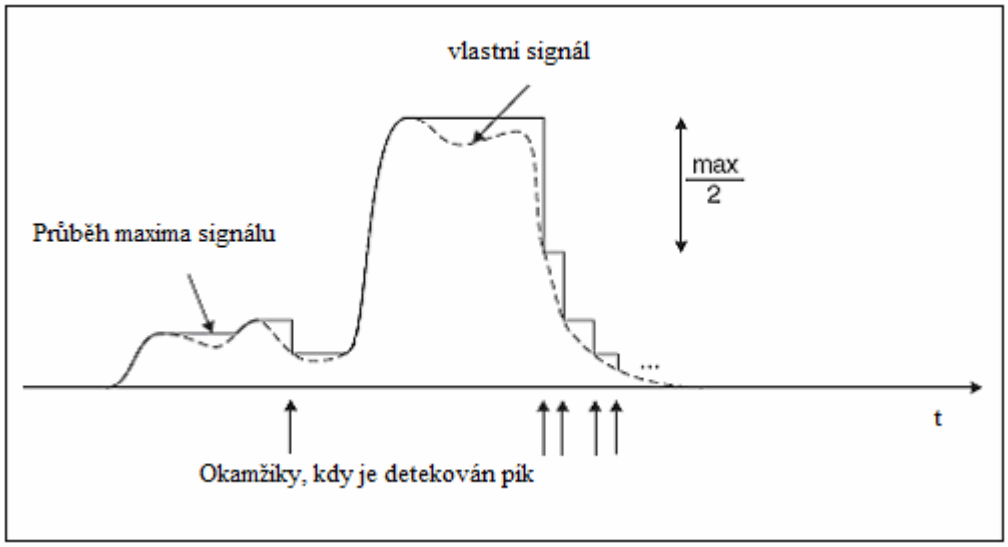
V prvním případě je navržený algoritmus paralelně filtrován dvěma různými filtry typu dolní propust s odlišnou mezní frekvencí. Signál, který prošel touto pásmovou propustí je dále zpracovávám pomocí nelineární operace, kterou v [2] popisuje rovnice 3.2. jako

$$y_2(n) = y_1(n)\left[\sum_{k=-m}^{m} y_1^2(n+k)\right]^2 \tag{3.2.}$$

kde $y_1(n)$ je EKG signál po průchodu pásmovou propustí. Tato matematická operace vede k potlačení nízkých hodnot a vyhlazení i zvýraznění píků. Charakteristický signál $z(n)$ je poté z $y_2(n)$ získán omezením výstupního signálu dolní propustí s vyšší mezní frekvencí. Práh pro detekci QRS komplexu je poté adaptivně počítán jako podíl z maxima charakteristického signálu.

V jiném případě může být EKG signál filtrován pásmovou propustí a poté derivován. Výstupní signál je dále zpracován umocněním a průměrováním. Pro detekci píku je zavedena proměnná, která obsahuje hodnotu předešlého maxima signálu. Píky jsou v průběhu signálu detekovány, když klesne hodnota signálu pod polovinu předešlého maxima.

V tomto momentě je detekován nový pík a hodnota proměnné se nastaví na novou úroveň. Princip tohoto detektoru je znázorněn na obrázku (3.1.) [2].



Obrázek 3.1. – detektor píku

Výchozí značka je stanovena na místo nejvyššího píku v intervalu od 225 do 125 ms před detekovaný pík. Výchozí značka a výška píku jsou následně uloženy do vektoru, který je dále zpracováván. Při rozhodování je rekurzivně hodnocena výška píku (L_P) a úroveň šumu (L_N) viz rovnice 3.3. a 3.4. [2].

$$L_P(n) = \lambda_P \cdot L_P(n-1) + (1-\lambda_P) \cdot A_P \tag{3.3.}$$

$$L_N(n) = \lambda_N \cdot L_N(n-1) + (1-\lambda_N) \cdot A_P \tag{3.4.}$$

kde λ_N a λ_P určují klesání vah směrem do minulosti – jedná se tedy o faktor zapomínání. A_P je amplituda píku.

Dalším způsobem lze QRS komplex detekovat metodou, která používá podobný výpočetní postup, ale jiné filtry. Na rozdíl od předchozího způsobu detekce je průběh signálu rozdělen do segmentů po patnácti bodech [2]. Maximum z každého segmentu je porovnáváno s adaptivní úrovní šumu a adaptivním odhadem píku. Hodnocení probíhá na základě vzdálenosti ke každému z odhadů. Výchozí bod QRS komplexu je stanoven na místo uvnitř QRS úseku, kde se současně vyskytuje maximum EKG signálu a průchod nulou v první derivaci.

Pro detekci QRS komplexů může být využito rekurzivních či nerekurzivních mediánových filtrů. Mediánový operátor je aplikován na vektor x (EKG), $x = [x_1,...,x_N]$, kde třídí prvky vektoru podle jejich velikosti a na výstup filtru pošle středovou hodnotu. Kombinací 2 mediánových filtrů a jednoho filtru vyhlazovacího je vytvořen filtr typu pásmová propust. Signál je dále zpracováván podobně jako v prvním případě, tedy umocněním a porovnáváním s prahovou hodnotou.

3.4 Detekce QRS komplexu založená na vlnkové transformaci

Spojitá vlnková transformace (CWT, *continuous wavelet transform*) funkce je integrální transformace sloužící k časově-frekvenčnímu popisu signálu. Ve [3] Je definována rovnicí 3.5. jako

$$CWT\,(b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\,\psi^{*}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt\,, \tag{3.5.}$$

kde $\psi(t)$ je mateřská vlnka, a je měřítko (dilatace vlnky), každému měřítku odpovídá jiný frekvenční rozsah, b značí časový posun vlnky a symbol * označuje komplexně sdruženou funkci. Mateřská vlnka je krátkodobé kmitání s nulovou střední hodnotou. Volbou vhodné vlnky a měřítka lze vytvořit velmi účinný detektor QRS komplexů, který je relativně robustní vůči hlavním typům rušení.

Autoři v [3] použili biortogonální vlnku *bior 1.5* v měřítku 15 pro signál se vzorkovací frekvencí f_{vz} = 500 Hz. Užitím těchto parametrů bylo dosaženo potlačení driftu i síťového rušení a zároveň byl zvýrazněn QRS komplex. Transformace pomocí této mateřské vlnky má na signál podobný vliv jako derivace tj. extrémy signálu jsou transformovány na průchody nulou a body inflexe původního signálu na extrémy signálu transformovaného.

Detekce QRS komplexu, jak je navrženo v [3] respektive [4], může probíhat porovnáváním transformovaných dat se dvěma prahy, které mají stejnou vzdálenost od nulové linie ale opačnou polaritu. Jakmile je detekován bod překračující práh, stane se počátkem pro hledání dalších překročení prahů v okolí 100 ms. Pokud se neobjeví další body je výskyt překročení klasifikován jako posun nulové linie signálu. Pokud se však v blízkosti vyskytne bod překračující práh s opačnou polaritou , místo mezi nimi odpovídá transformovanému QRS komplexu, a průchod nulou vrcholu vlny R. V případě výskytu více bodů překračujících práh v tomto intervalu je toto místo považováno za znehodnocené šumem.

Diskrétní vlnková transformace (DWT, *discrete wavelet transform*) vychází z diskretizace měřítka (dilatace vlnky) a časového posunu. Dyadická DWT vzniká z DWT tak, že měřítko dilatace vlnky je zvoleno $a = 2^j$ a časový posun $b = n \cdot 2^j$, kde j a n jsou celá čísla [2]. Ačkoli se jedná o integrální transformaci, dyadická vlnková transformace bývá zpravidla realizována užitím dyadické banky filtrů, kde koeficienty filtrů jsou přímo odvozeny z vlnkové funkce. Do banky filtrů vstupuje navzorkovaný EKG signál. Vzorkovací frekvence na výstupu j-tého filtru je 2^j-krát nižší než vzorkovací frekvence vstupního signálu. Dochází tak k podvzorkování vstupního signálu výběrem vzorků dle jejich frekvence a rozdělení signálu do subpásem. Komponenty QRS komplexu se poté charakteristicky projevují v určitých subpásmech.

Pokud je například vzorkovací frekvence EKG signálu 250 Hz a signál je zpracováván s využitím dyadické vlnkové transformace, konkrétně rozkladovými filtry s výstupy třetího stupně rozkladu, vzniknou tak pásma o frekvencích: 1. pásmo (62,5 až 125 Hz), 2. pásmo (31,25 až 62,5 Hz), 3. pásmo (15,625 až 31,25 Hz) a konečně nízkofrekvenční pásmo (0 až 15,625 Hz). Vzhledem k frekvenčnímu zastoupení komponent QRS komplexu je možné jej očekávat převážnou měrou ve 3. pásmu. Některé složky se taktéž mohou objevit v pásmu druhém a rovněž v pásmu nízkofrekvenčním. Konečná detekce QRS komplexů je poté dokončena například detekcí překročení adaptivního prahu jak bylo popsáno dříve.

3.5 Algoritmy využívající neuronové sítě

Umělé neuronové sítě mají široké uplatnění v nelineárním zpracování a klasifikaci signálů. Jejich velkou výhodou je, že rozhodovací pravidla nemusí být přesně stanovena a umělé neuronové sítě jsou schopny se rychle učit z báze vstupních dat. Při zpracování EKG signálů se nejčastěji využívá vícevrstvý perceptron (MLP, *multilayer perceptron*), síť RBF (*radial basis function*) a síť LVQ (*learning vector quantization*).

Při detekci QRS komplexů se umělých neuronových sítí užívá jako adaptivních nelineárních prediktorů. Jejich cílem je předvídat aktuální hodnotu EKG signálu $x(n)$ z jeho hodnot předešlých $x(n-i)$, *kde* $i>0$. Vzhledem k tomu, že se EKG signál téměř výhradně skládá z non-QRS segmentů, neuronové sítě konvergují k místu, kde jsou vzorky non-QRS segmentů předpokládány správně. Zatímco místa, kde dochází k náhlým změnám a vedou k rychlému vzestupu špatné predikce. Z toho vyplývá, že predikční chyba může být využita jako charakteristický signál pro detekci QRS komplexů. Vzhledem k nelineární povaze šumu pozadí mohou nelineární prediktivní filtry vykazovat lepší výkony než jejich lineární protějšky.

K detekci lze využít například třívrstvou MLP síť, kde je vstupní vrstva složena z osmi až deseti lineárních neuronů na které jsou jako vstupy přiváděny časově zpožděné vzorky signálu. Skrytá vrstva obsahuje tři až pět logaritmicky nelineárních neuronů a výstupní vrstva jeden lineární neuron. Před samotnou detekcí se MLP síť učí na pečlivě vybraných vzorcích EKG signálu nebo se učí "online" během samotné detekce na cílovém signálu. Dále může být signál zpracováván pomocí tzv. *matched* filtru, který zmírňuje úroveň zbylého šumu [2].

V [2] je k detekci QRS komplexů rovněž využíváno umělé neuronové sítě typu LVQ. Vstupní a kompetitivní vrstva neuronů je tvořena 20 až 40 neurony. lineární vrstva je tvořena dvěma neurony, které odpovídají počtu výstupních tříd. Na vstupu jsou sousední vzorky EKG signálu. Jako data pro učení neuronové sítě slouží některé záznamy z databáze MIT-BIH. Klasifikace je prováděna překrytím 10 až 30 vzorků. Ačkoli dle autorů [2] nedosahuje tak

dobrých výsledků jako klasické metody detekce, její předností je rychlý výpočet, pokud již má síť za sebou fázi učení a rozpoznání QRS komplexu od předčasné komorové kontrakce (PVC, *premature ventricular contraction*).

4 Detekce QRS komplexů založená na průchodech nulovou hladinou

4.1 Úvod

Jedná se o techniku detekce QRS komplexů v EKG signálech, která je založena na funkci získané počítáním množství průchodů nulovou hladinou na segment. Metody založené na průchodech nulovou hladinou jsou odolné vůči rušení a vhodné zejména pro přesné výpočty. Podle autorů [5] tato metoda poskytuje vysokou míru spolehlivosti detekce a to i v případech, kdy je EKG signál silně rušen, jelikož signál získaný průchody nulovou hladinou je značně nezávislý na náhlých změnách výšky amplitudy a je robustní vůči šumu a patologickým změnám signálové morfologie. Navíc detekce a počítání průchodů nulovou hladinou nekladou příliš vysoké nároky na výpočetní systém. Způsob detekce využívající průchody nulou byl autory [5] otestován na MIT-BIH databázi a bylo dosaženo sensitivity 99,70% a pozitivní prediktivity 99,57% (viz kapitola 3.1).

4.2 Získání charakteristického signálu

Algoritmus sloužící k detekci QRS komplexů založený na průchodech nulovou hladinou se skládá ze tří fází. V první je získán charakteristický signál, ve druhé je detekováno překročení prahu a ve třetí fázi je určena poloha R vlny.

Získání charakteristického signálu: Frekvenční pásmo QRS komplexu může sahat až nad 40 Hz, zatímco frekvenční komponenta vln T a P nepřesahuje 10 Hz. Vzhledem k těmto spektrálním vlastnostem EKG signálu je pro omezení nežádoucího vlivu vysokofrekvenčního šumu a vln P a T signál EKG filtrován pásmovou propustí, která propouští frekvence odpovídající QRS komplexu. Protože filtrovaný signál slouží k časové lokalizaci R vlny, je nutné aby pásmová propust měla rovněž lineární fázovou charakteristiku. Jinak by při přepočtu fázového posuvu na časový došlo ke zkreslení výstupního signálu, a byla by tak znemožněna přesná lokalizace R vlny. Obrázek 4.1. [5] ukazuje, že filtrovaný signál kmitá kolem nulové hladiny. Během QRS komplexu má vysokou amplitudu, zatímco ve zbytku signálu je amplituda nízká.

Signál je pro zvýšení účinnosti algoritmu nelineárně transformován dle rovnice 4.1. [5]

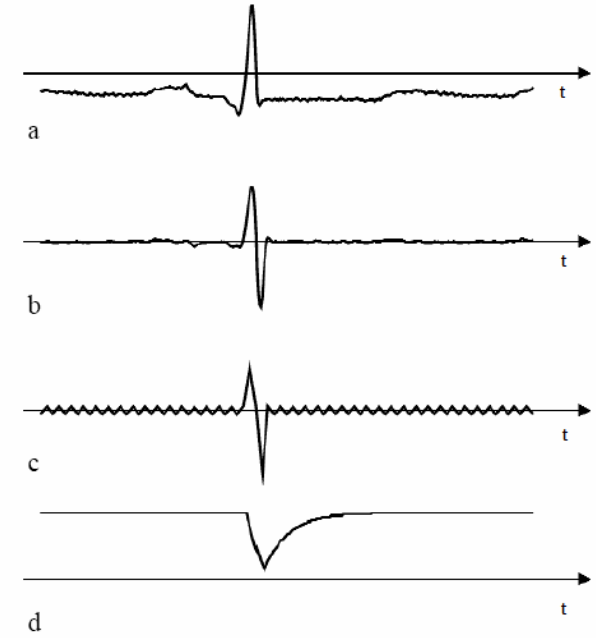
$$y(n) = sign(x_f(n)) \cdot x_f^2(n) \quad , \tag{4.1}$$

kde x_f označuje EKG signál po průchodu pásmovou propustí a $y(n)$ nelineárně transformovaný signál. Tato transformace zlepšuje kvalitu signálu pro účely detekce.

Poté je k signálu přidána nízkoenergetická vysokofrekvenční sekvence. To má za následek, že signál během non-QRS segmentů vykazuje vysoký počet průchodů nulovou hladinou a v průběhu QRS komplexu pouze malý výskyt průchodů nulovou hladinou. (viz obrázek 4.1.). Vysokofrekvenční sekvence může být vypočtena dle rovnice 4.2. [5] jako

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n) \quad , \tag{4.2.}$$

kde *n* označuje časový index a *K(n)* časově proměnou amplitudu. Množství průchodů nulovou hladinou na segment počítané pomocí plovoucího okna je na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1.[5] – kvalitativní průběh signálů ve fázi získávání charakteristického signálu; a) originál EKG signálu; b) EKG signál po filtraci pásmovou propustí; c) signál po přidání vysokofrekvenční sekvence; d) počet průchodů nulou (exponenciální okno).

Charakteristický signál typicky předpokládá nízké hodnoty během výskytu QRS komplexu a vysoké hodnoty na ostatních místech EKG signálu. Maximální hodnota charakteristického signálu je dána délkou plovoucího okna. Vytváření charakteristického signálu je založeno na principu dominantní frekvence. Počet průchodů nulovou hladinou na segment je ekvivalentní reprezentací frekvence dominantních komponent úseku signálu a může být považováno za přibližně úměrné dominantní frekvenci. Tudíž pro nízkofrekvenční složky můžeme očekávat méně průchodů nulou na segment, než u složek s vyšší frekvencí. Po přidání vysokofrekvenční sekvence *b(n)* během QRS komplexu převládnou nízkofrekvenční kmity a na zbytku signálu vysokofrekvenční kmity. Proto je počet průchodů nulovou hladinou nižší během QRS komplexu než na jiných místech signálu.

Přesné stanovení amplitudy vysokofrekvenční sekvence je velmi podstatné pro správný průběh detekce QRS komplexů. Pokud by totiž amplituda byla příliš vysoká, počet průchodů nulovou hladinou během QRS komplexu by se nijak nelišil od počtu průchodů mimo tento komplex. Pokud by naopak amplituda vysokofrekvenční sekvence byla příliš nízká, charakteristický signál by byl touto frekvencí jen rušený a rozdíl mezi průchody nulovou hladinou během QRS komplexu a mimo něj by byl neprůkazný.

Autory v [5] je amplituda vysokofrekvenční sekvence vypočtena dle rovnice (4.3.) jako

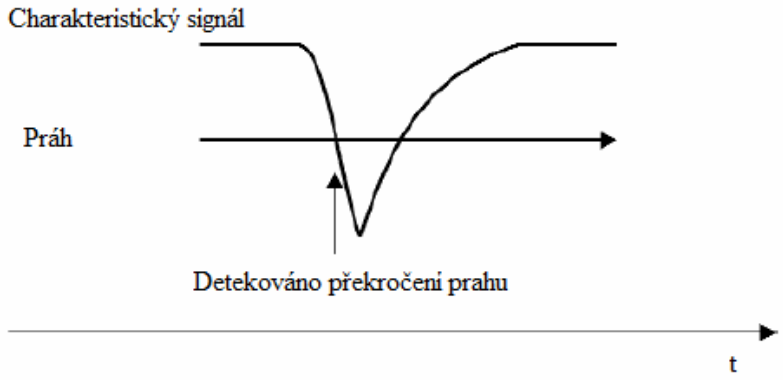
$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1-\lambda_K)\left|y(n)\right| \cdot c \quad , \tag{4.3.}$$

kde λ_k je faktor zapomínání, λ_k (0;1), a navržený parametr c značí konstantu zisku

4.3 Detekce překročení prahu

Překročení prahu začíná místem, kde charakteristický signál, tedy počet průchodů nulovou hladinou na segment, klesne pod adaptivní práh (viz obrázek 4.2.) [5] Překročení končí, jakmile se charakteristický signál opět dostane nad prahovou úroveň. Mezi bodem, kdy signál klesá pod prahovou úroveň a bodem, kdy se nad ni opět dostává vzniká interval, v jehož rámci dochází k časové lokalizaci R vlny. Pokud jsou sousední překročení jedním směrem příliš blízko sebe (vícenásobné překročení), jsou tyto sloučeny do jedné události. Začátkem intervalu je potom klesnutí pod prahovou úroveň u prvního překročení a koncem intervalu růst počtu detekovaných průchodů nad práh u posledního překročení.

Tohoto je dosaženo velmi jednoduše použitím časovače, který stanovuje prodlevu, během které není detekováno nové překročení prahu. Konec prvního překročení se tedy bere v úvahu v případě, že další překročení prahu je detekováno až po skončení této prodlevy. Jinak jsou tyto překročení spojena do jedné. Detekce konce posledního překročení, tedy platná detekce spouští časovou lokalizaci R vlny.



Obrázek 4.2.[5] – detekce překročení prahu

4.4 Určení polohy R vlny

Detekce QRS komplexu je dokončena určením časové polohy R vlny. Pokud je pro detekci R vlny použit pouze jeden kanál, musíme vzít v úvahu polohu elektrické srdeční osy. Z tohoto důvodu je časové určení R vlny provedeno kombinovaným hledáním maxim a minim v signálu *y(n)*.

Poté je jednoduše logikou rozhodováno, jestli se pro lokalizaci R vlny použije maximum nebo minimum z tohoto signálu.Pokud je amplituda minima mnohem větší než amplituda maxima, bere se místo, kde je minimum jako místo časové lokalizace R vlny. V jiných případech určuje polohu R vlny maximální poloha. Pro určení skutečné polohy R vlny je třeba vzít v úvahu skupinové zpoždění pásmové propusti.

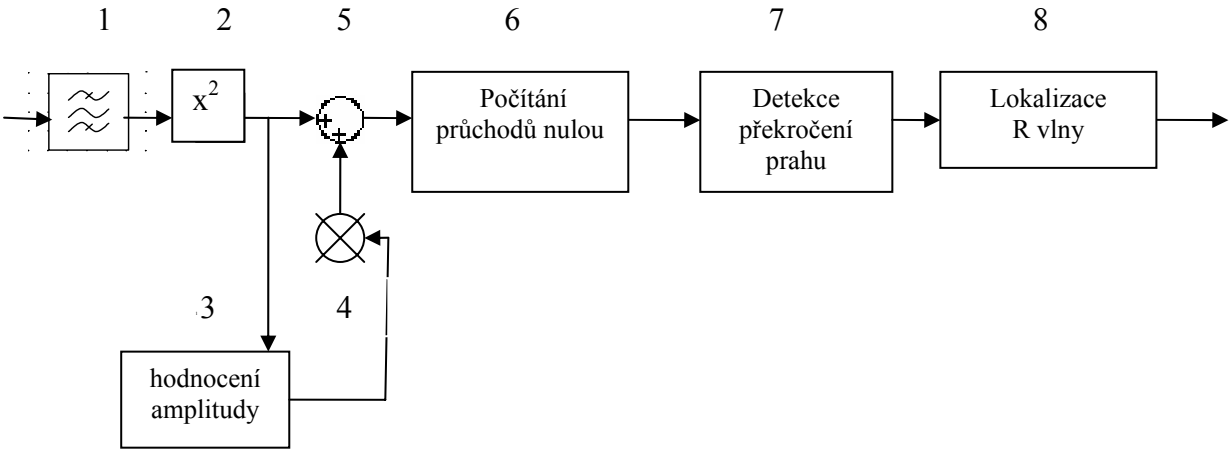
4.5 Výsledky detekce

Autoři v [5] ověřovali správnost detekce na databázi MIT-BIH. Každá nahrávka EKG signálu je složena ze dvou kanálů, pro hodnocení algoritmu však byl použit pouze první kanál. Prvních 5 minut nahrávky není ve statistikách uvažováno, protože jsou brány jako soubor pro cvičení algoritmu.

R vlna byla považována za správně detekovanou pokud byl interval detekce ±75 ms kolem skutečného výskytu R vlny. Výsledky detekce dosažené pomocí algoritmu užívaného autory v [5] jsou uvedeny v podkapitole 4.1. Pro realizaci bylo využito programového prostředí *Visual C++*.

5 Navržená metoda

5.1 Blokové schéma navržené metody



Obrázek 5.1. – blokové schéma navrženého detektoru QRS komplexu

Popis blokového schématu:

1 – Předzpacování EKG signálu. V tomto bloku je eliminován sklon v jednotlivých kanálech a signál je filtrován pásmovou propustí s propouštěnými frekvencemi, které odpovídají spektru QRS komplexu.

2 – Signál je nelineárně transformován tak, aby se zvýšil zisk v pásmu propouštěném filtrem (viz rovnice 4.1.).

3 – Hodnocení amplitudy. Aby byl rozdíl v počtu průchodů nulovou hladinou během QRS komplexu a mino něj průkazný, je třeba velmi přesně určit amplitudu přidávané sekvence podle rovnice 4.3. (v podstatě se jedná o zašumění EKG signálu).

4 – Generování šumu dle rovnice 4.2. Do tohoto bloku je přiváděna informace obsahující amplitudu sekvence. Frekvence šumu odpovídá frekvenci vzorkování EKG signálu.

5 – Sčítání filtrovaného a umocněného EKG signálu se šumem. Tento signál je základem pro počítání průchodů nulou.

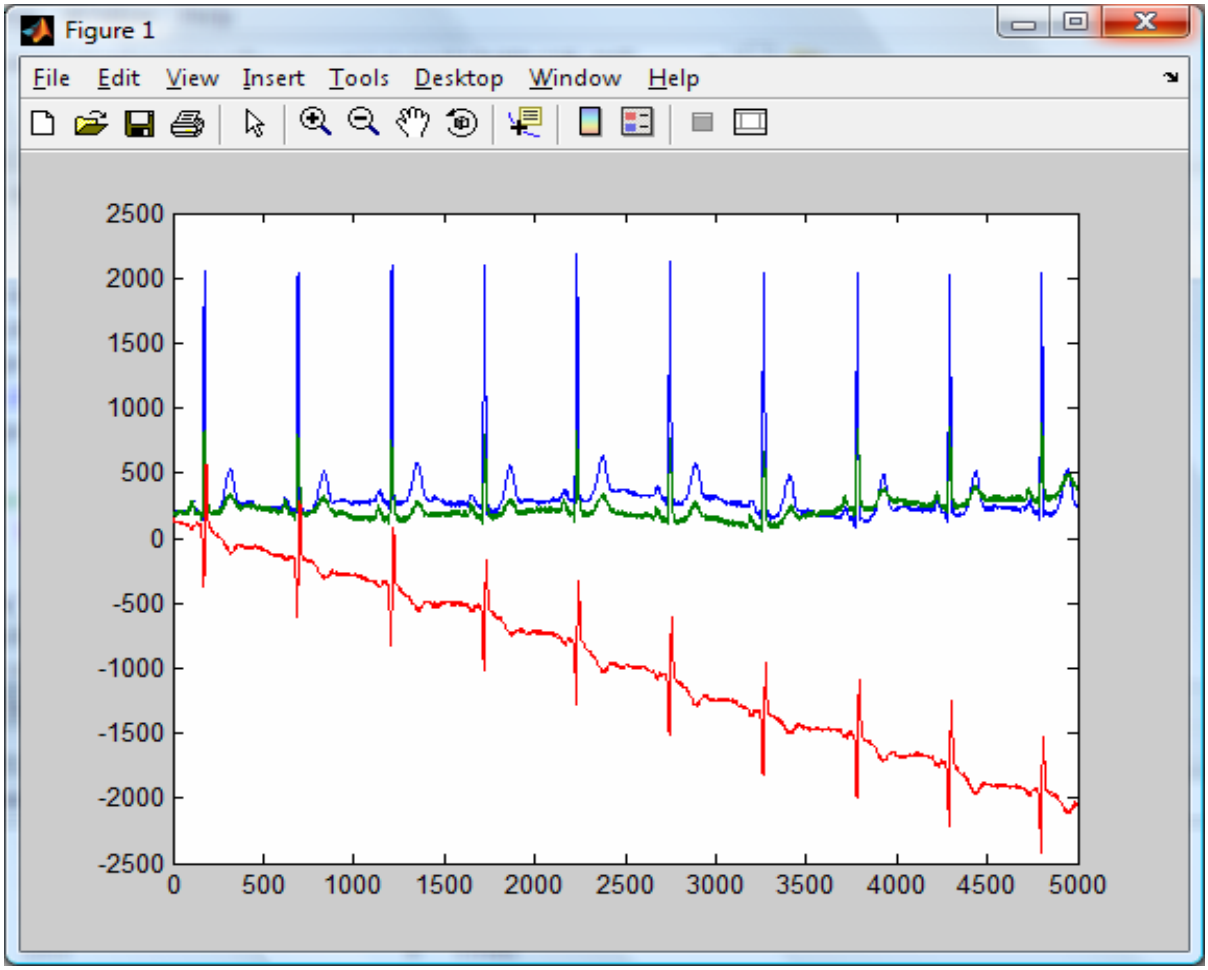
6 – Počítání průchodů nulou.

7 – Detektor překročení prahové hodnoty. Pokud počet průchodů nulou klesne pod prahovou hodnotu, je dán začátek intervalu, který později slouží k určení přesné polohy R vlny. Jakmile se signál vyjadřující počet průchodů nulou opět vrátí nad tento práh, je celý interval vymezen.

8 – Určení přesné polohy R vlny, případně statistické vyhodnocení úspěšnosti detekce.

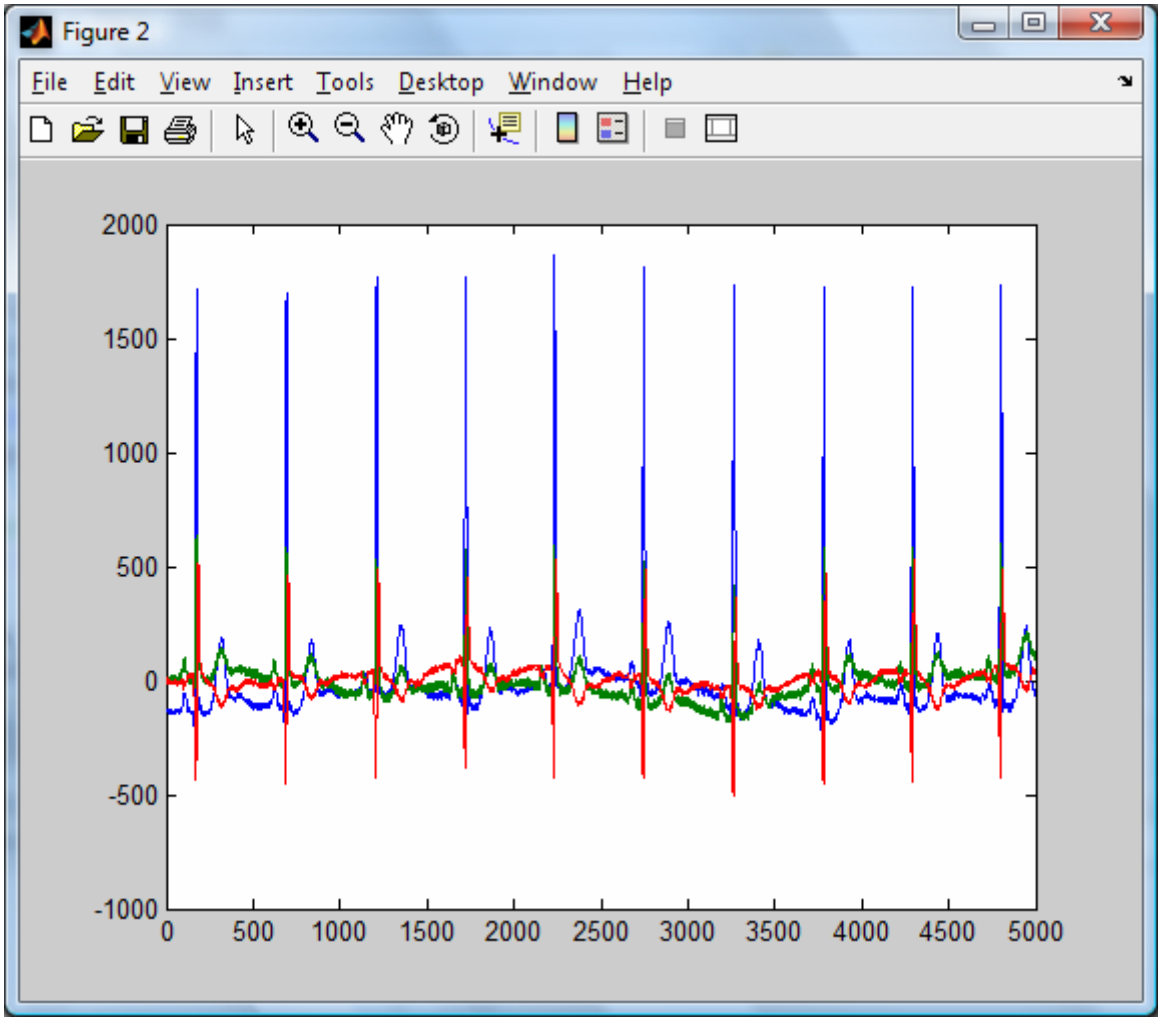
5.2 Předzpracování

Program k detekci QRS komplexů je navržený v prostředí MATLAB a přímo vychází z literatury [5]. Po načtení signálu se zobrazí jeho průběh ve všech svodech. Signál byl testován na standardních dvanáctisvodových záznamech a záznamech z ortogonálních svodů, tedy třísvodových. Obrázek 5.2. ukazuje průběh originálního EKG záznamu z databáze CSE. Jedná se o desetivteřinový záznam EKG signálu získaného ze tří ortogonálních svodů. Ty byly zvoleny pro lepší přehlednost obrázku. Vzorkovací frekvence je zde 500 Hz.



Obrázek 5.2. – Původní záznam EKG z ortogonálních svodů.

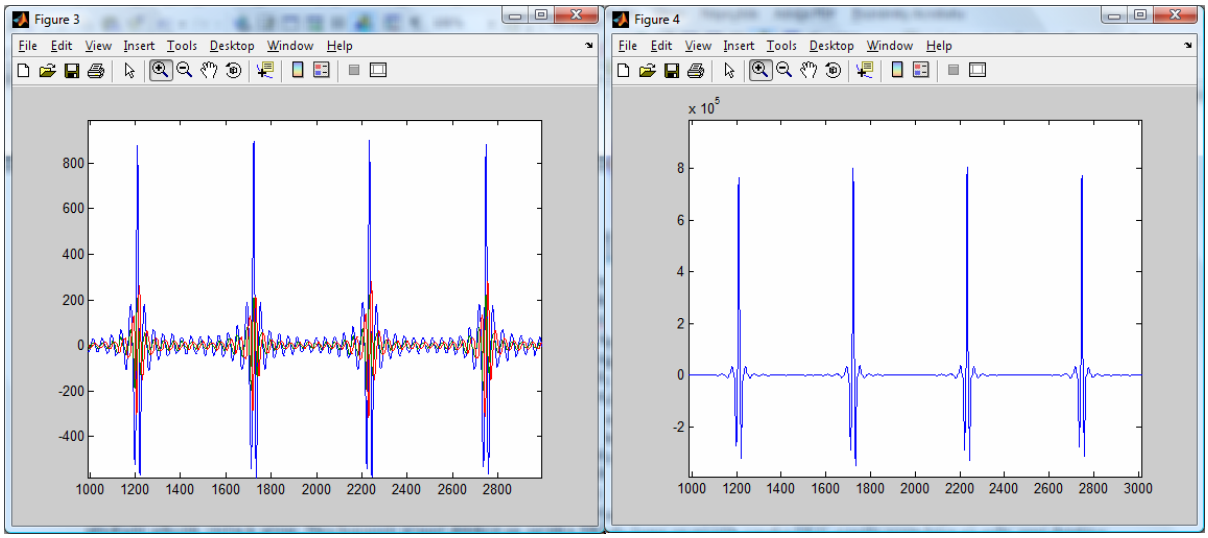
Prvním krokem zpracování EKG signálu je v tomto případě eliminace sklonu EKG záznamu, který je dobře patrný na obrázku 5.2. Toho je dosaženo pomocí funkce `detrend(x)`, která ve vektoru potlačuje jeho sklon. Obrázek 5.3. ukazuje takto upravený signál. Pro tento typ detekce QRS komplexu je fáze eliminace sklonu důležitá zejména kvůli počítání průchodů nulovou hladinou. Pokud by nebyla provedena, signál by se stal nepoužitelným, protože by v některých místech nulou vůbec procházet nemusel.Výkyvy nulové izolinie jsou způsobeny především pomalými pohyby například při dýchání, či elektrochemickými ději na rozhraní pokožky snímané osoby a elektrody. Na obrázku 5.3. je použit stejný signál jako v případě obrázku 5.2.



Obrázek 5.3. – eliminace sklonu

Dalším důležitým krokem pro detekci QRS komplexu je potlačení frekvenčních složek částí EKG signálu mimo QRS komplex. Pokud by například nebyly odstraněny frekvence, které přibližně odpovídají vlně T, vedlo by to k nesprávné detekci vlny R. Spektrum je ze vzorků signálu získáno pomocí diskrétní Fourierovy transformace (DFT). Ta je vypočítána algoritmem rychlé Fourierovy transformace (FFT, *Fast Fourier Transform*). Vhodným zvolením mezních frekvencí poté získáme filtr typu pásmová propust, který potlačuje frekvence, které neodpovídají spektru QRS komplexu. V programu je možno mezní frekvence filtru měnit. Toto nastavení probíhá hned v úvodní části programu, kde je možnost vybrat spodní mez propouštěného pásma, horní mezní kmitočet a zvolit vzorkovací frekvenci.

Po filtraci pásmovou propustí je signál podroben nelineární transformaci. V podstatě se jedná o umocnění signálu, kdy se zvýrazní především vyšší harmonické složky, které v případě EKG signálu odpovídají QRS komplexu. Tento krok se provádí především kvůli potřebě zřetelných rozdílů v počtu průchodů nulovou hladinou během QRS komplexu a mimo něj. Do této fáze zpracování již nejsou přiváděny všechny kanály, tedy signály z různých svodů společně, ale pouze kanál, který byl vybrán pro detekci (tento výběr si určuje uživatel). Obrázek 5.4. ukazuje signál po filtraci pásmovou propustí a EKG signál po nelineární transformaci. Jedná se o výřez ze stejného signálu jako je na obrázku 5.2.



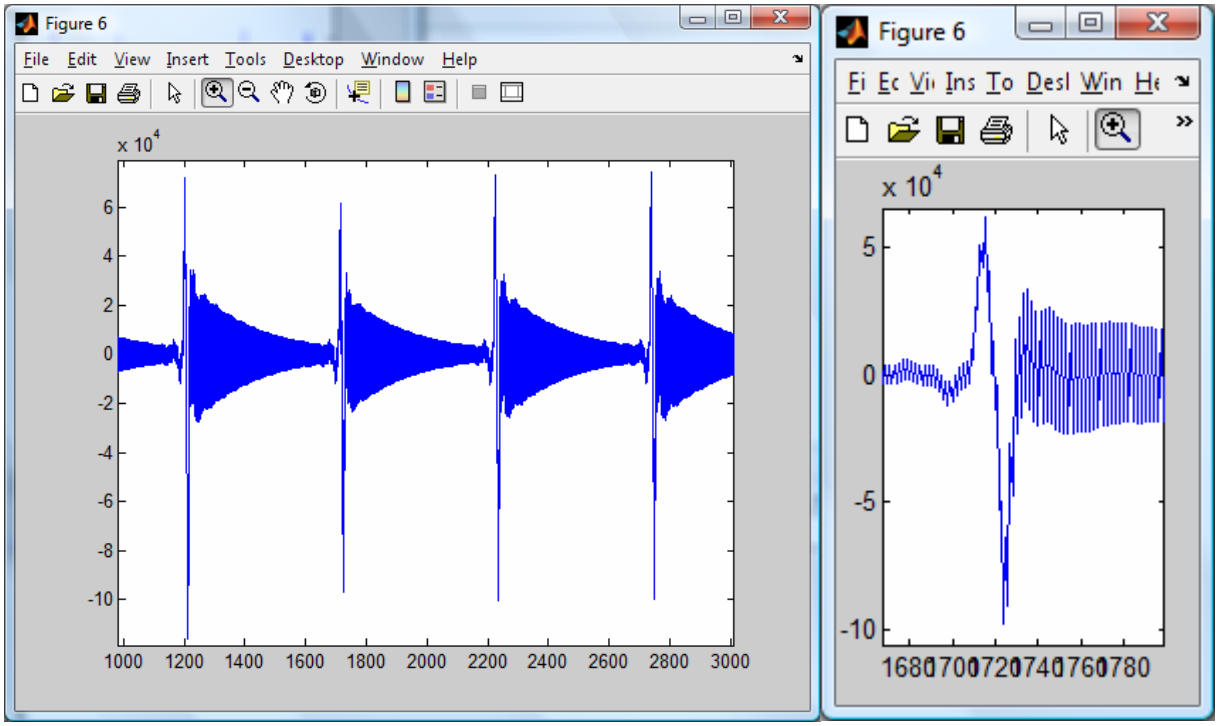
Obrázek 5.4. – Levý panel: signál po filtraci pásmovou propustí s mezními kmitočty na 12-40 Hz. Pravý panel: nelineární transformace signálu .

5.3 Aditivní šum

Transformovaný signál se stává základem pro hodnocení amplitudy šumu, který má být k signálu přidán (rovnice 4.3.). Pokud má detektor správně fungovat, je třeba řádně nastavit parametry. Prvním, velmi citlivým parametrem na nastavení, je váhování dat z minulosti. Jelikož výpočet amplitudy šumu se adaptuje na EKG signál, při nevhodném zvolení tohoto parametru by se mohlo stát, že se signál se šumem, který kolísá kolem nulové linie příliš k této linii přiblíží (pokles amplitudy šumu) a následkem toho poklesne při sebemenší výchylce EKG signálu počet průchodů nulou a bude nesprávně detekován QRS komplex.

Dalším parametrem, který je vhodné nastavit je hodnota šumu pro první vzorek. Pokud je hodnota amplitudy šumu na prvním vzorku EKG signálu ponechána na nule, není detektor schopen pracovat na počátečním úseku EKG signálu o délce cca 1,5 sekundy. Toto nemusí být problémem u delších EKG záznamu, nebo je-li možnost před analyzovaný záznam předřadit několik vteřin k učení. Neschopnosti účinné detekce na začátku EKG signálu je možno předejít explicitním stanovením amplitudy na prvním vzorku, například jako průměr z absolutních hodnot všech vzorků. V rovnici 4.3. je rovněž nastavitelný konstantní zisk (c). Jako optimální pro detekci se jeví nastavení parametru c v intervalu od 4 do 6-ti.

Samotný signál sekvence vzniká přidělením +1 lichým a -1 sudým vzorkům po celé délce EKG signálu a vynásobením příslušnou hodnotou amplitudy šumu. Signál na obrázku 5.5. je součtem transformovaného EKG signálu a signálu sekvence. Na tomto signálu probíhá v dalším bloku počítání průchodů nulou a s výjimkou určování přesné polohy R vlny je to poslední část zpracování, kde se pracuje s původním, i když pozměněným EKG signálem. Jedná se o stejný výřez jako v případě obrázku 5.4. Obrázek 5.5. vpravo ukazuje pro názornost detail poklesu počtu průchodů nulou během QRS komplexu.



Obrázek 5.5. – Vlevo transformovaný signál se šumem, vpravo je detailní snímek QRS komplexu.

5.4 Průchody nulovou hladinou

Po přičtení signálu šumu k transformovanému EKG signálu následuje blok, kde jsou počítány průchody nulovou hladinou. Detekce průchodů nulovou hladinou je popsána rovnicí 5.1. [5].

$$d(n) = \left| \frac{sign[z(n)] - sign[z(n-1)]}{2} \right| , \tag{5.1.}$$

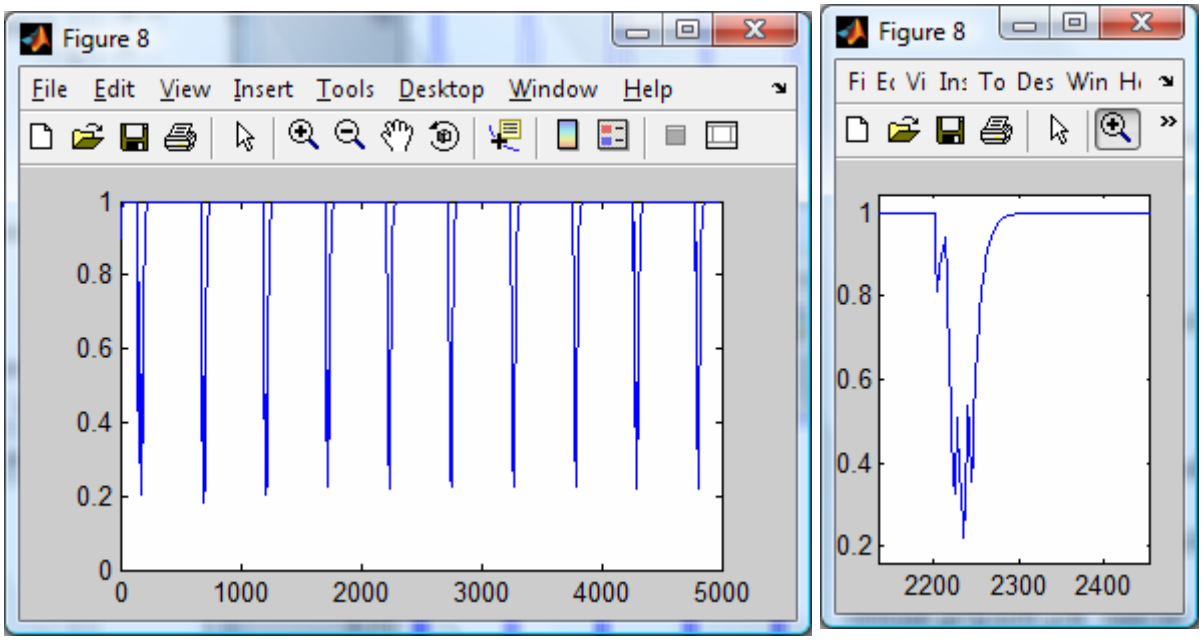
kde *z(n)* značí signál vzniklý součtem transformovaného EKG signálu a šumu (viz obrázek 5.5.) a *d(n)* je označení pro detekci průchodů nulou.

Na základě detekovaných průchodů nulou je poté vytvořen charakteristický signál dle rovnice 5.2.[5], který počet průchodů nulou kombinuje s váhováním do minulosti. Podobně jako u nastavování úrovně šumu je i zde možnost nastavení parametrů pro první vzorek a koeficientu, který určuje právě zapomínání do minulosti.

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1-\lambda_D) d(n) , \tag{5.2.}$$

kde *d* značí totéž co v rovnici (5.1.) a λ_D váhování do minulosti.

Obrázek 5.6. ukazuje počet průchodů nulou u signálu z obrázku 5.2. Na první pohled je patrné, že počet průchodů nulovou hladinou na segment je mimo QRS komplex roven jedné, a uvnitř komplexu klesá hluboko pod 1 průchod na segment (vzdálenost mezi sousedními body). Z toho vyplývá, že je vhodné zvolit hodnotu D pro první vzorek poblíž hodnoty 1. Pokud je D(1) ponecháno na nule, opět je velmi pravděpodobné, že první část signálu nebude správně zpracována a QRS komplex nebude detekován, nebo bude detekován mylně.



Obrázek 5.6. – Vlevo počet průchodů nulovou hladinou, vpravo detail poklesu počtu průchodů nulou během jednoho QRS komplexu.

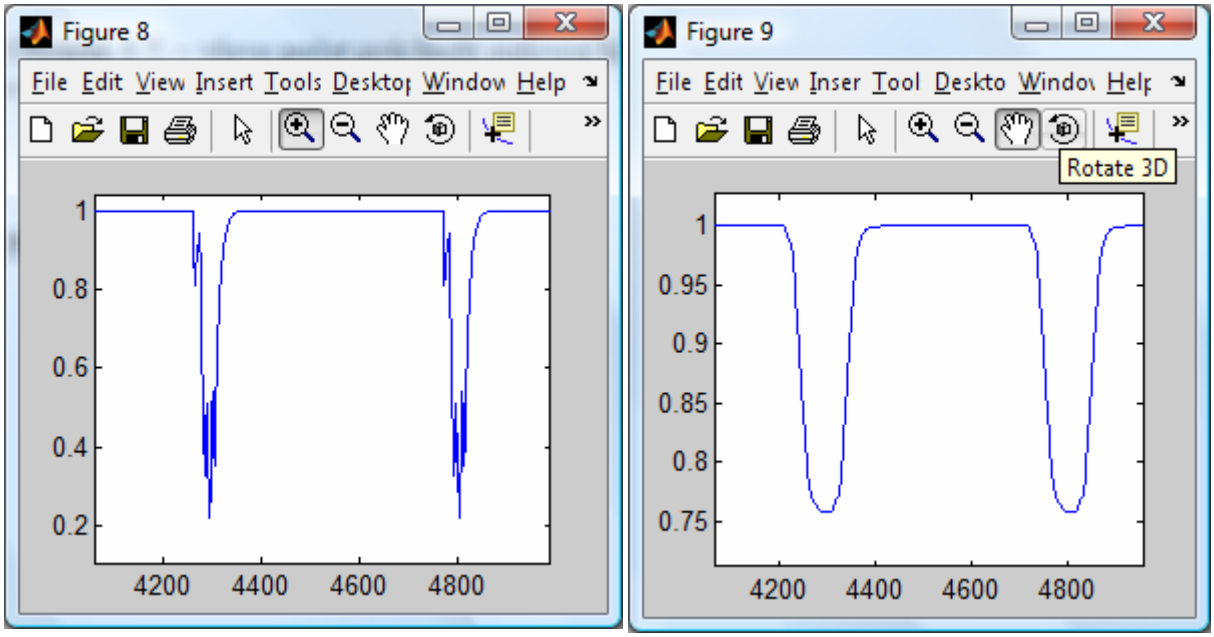
Jak je patrné z pravé části obrázku 5.6. ideální signál zobrazující počet průchodu nulou (obrázek 4.2.) má poměrně daleko od skutečnosti. Jedná se zejména o to, že pokles počtu průchodů nulou má ve většině případů pík značně nehomogenní, což způsobuje problém zejména poté, co je signál podroben detekci překročení prahu. Proto je nutné toto „roztřepení“ píku odstranit. Autoři v [5] provedli tento krok s využitím okna, které porovnává vzdálenost jednotlivých překročení prahu. Pokud je během očekávaného QRS komplexu více překročení přes práh než jedno v každém směru, jsou intervaly jednotlivých překročení spojeny (viz kapitola 4.3) .

Alternativním přístupem může být vyhlazení píku. A právě tento princip je použit v programu. Na obrázku 5.7. jsou patrné rozdíly mezi původním signálem a signálem po vyhlazení. Míru vyhlazení signálu je rovněž možno v programu měnit. Operace je prováděna funkcí MATLABu „smooth“ (Rovnice 5.3.).

```
Z = SMOOTH(Y,SPAN),                                    (5.3.)
```

kde `Z` značí výstupní signál, `Y` signál vstupní a `SPAN` určuje míru vyhlazení. Jedná se o koeficient určující z kolika bodů v okolí bude vypočten každý prvek vektoru `Z`.

Toto vyhlazení má za následek mírné rozšíření poklesu počtu průchodů nulou i do částí signálu z okolí očekávaného QRS komplexu, kde je počet průchodů nulou roven dvěma. Výsledná oblast pro hledání R vlny je poté zvětšena, ale při rozumně zvoleném koeficientu vyhlazení to účinnost detekce negativně neovlivní.



Obrázek 5.7. – Vlevo počet průchodů nulovou hladinou na segment, vpravo totéž po vyhlazení.

5.5 Detekční práh

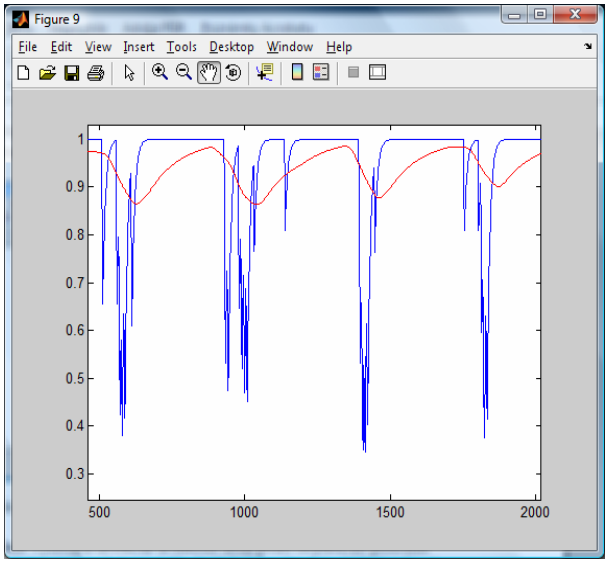
Detekce překročení prahu slouží k vymezení intervalu, ve kterém bude posléze určována přesná poloha R vlny. Práh použitý v programu je stejný jako použili autoři v [5] a charakteristikou výpočetního postupu je analogický určování počtu průchodů nulou či určování amplitudy sekvence. Rovnice 5.4. popisuje výpočet detekčního prahu pro jednotlivé vzorky signálu.

$$\Theta(n) = \lambda_{\Theta}\Theta(n-1) + (1-\lambda_{\Theta})D(n) \quad , \tag{5.4.}$$

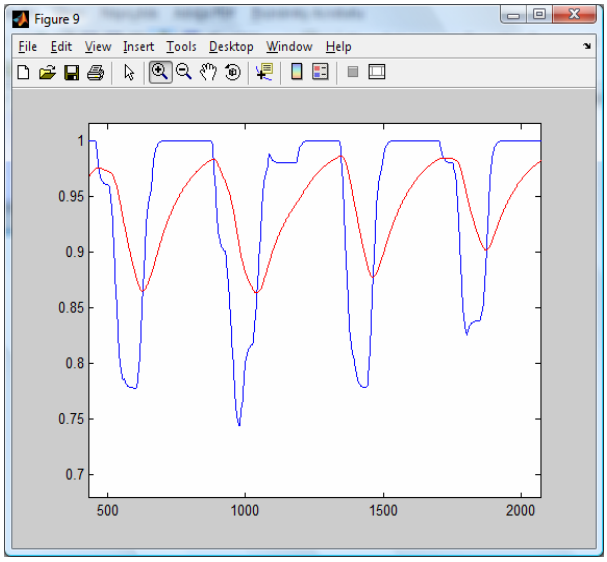
kde λ_θ určuje váhování do minulosti.

Detekční práh θ(n) je porovnáván s hodnotami signálu vyjadřujícího počet průchodů nulou D(n). Pokud hodnota signálu D(n) klesne pod tento práh, jedná se o začátek intervalu pro pozdější hledání R vlny. Interval končí jakmile je opět signál D(n) nad prahem θ(n). V ideálním případě na jeden QRS komplex připadá jeden interval pro přesnou lokalizeci R vlny. Pokud ovšem tvar píku zobrazujícího pokles počtu průchodů nulou není vyhlazen a vykazuje „roztřepení“ popsané v kapitole 5.4, může nastat situace, kdy signál D(n) poklesne a opět se nad práh vrátí několikrát během jednoho QRS komplexu. Toto může v některých případech poněkud zkomplikovat pozdější lokalizaci R vlny.

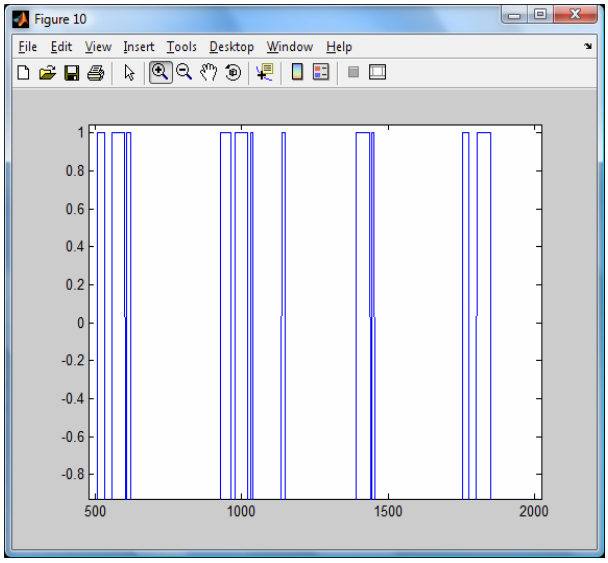
Obrázek 5.8. ukazuje pro názornost, jak vypadá vymezení intervalu prahem v ideálním případě a v případě, kdy není pík homogenní a nebyl vyhlazen.



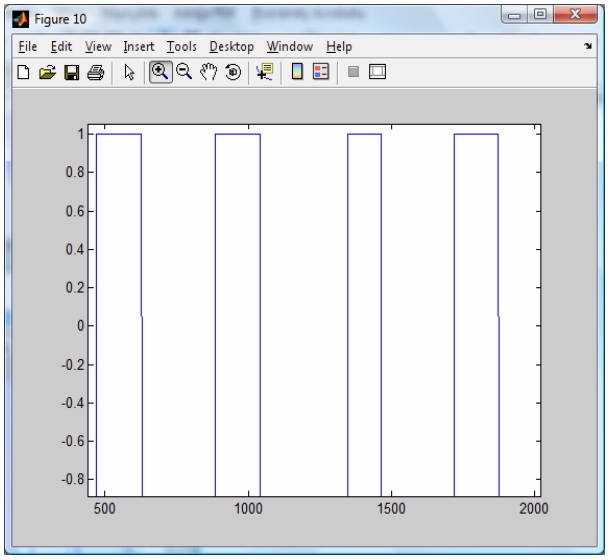
5.8. a)



5.8. c)



5.8. b)

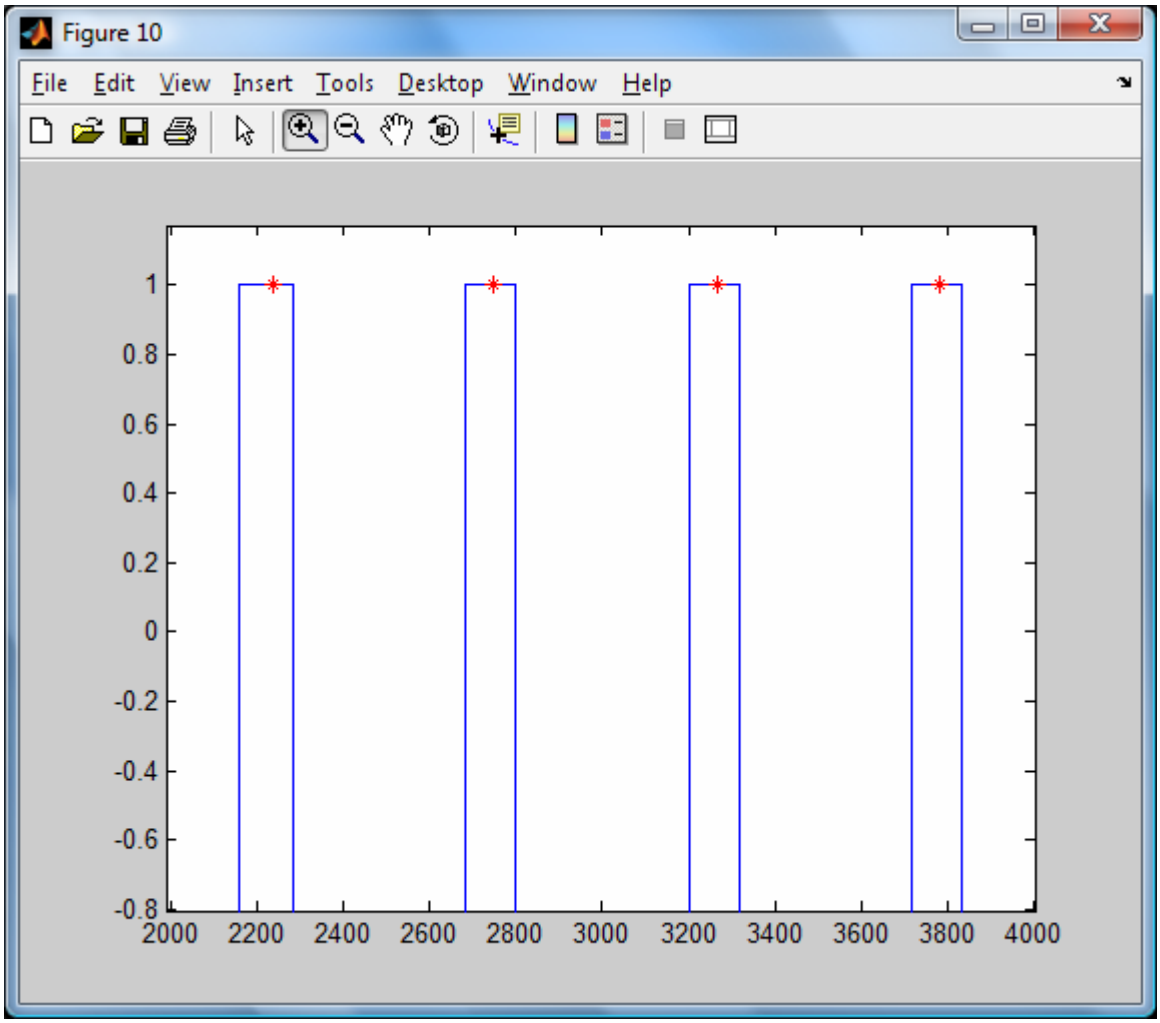


5.8. d)

Obrázek 5.8. – a) počet průchodů nulou bez vyhlazení a detekční práh (na obrázku znázorněn červenou barvou);
b) intervaly pro lokalizaci R vlny na místech, kde bylo detekováno překročení prahu v signálu z obrázku 5.8. a);
c) počet průchodů nulou s vyhlazením a detekční práh. Použit stejný úsek signálu jako v případě obrázku 5.8. a);
d) intervaly pro lokalizaci R vlny na místech, kde bylo detekováno překročení prahu v signálu z obrázku 5.8. c).

5.6 Lokalizace R vlny

Posledním krokem zpracování EKG signálu v programu je určení přesné polohy R vlny v intervalech, které jsou vymezeny překročením prahu (viz kapitola 5.5). K tomuto účelu je použit EKG signál, který byl filtrován pásmovou propustí a transformován. Obrázek 5.4. (vpravo) ukazuje tento signál. Pro účely detekce jsou však použity pouze ty části tohoto signálu, které odpovídají intervalům kde byl překročen detekční práh a je tak zamezeno hledání maxim mimo tyto intervaly. Po nalezení píků v transformovaném signálu jsou jejich polohy vyneseny na odpovídající místa jednotlivých intervalů. Obrázek 5.9. ukazuje intervaly (na obrázku modrou barvou) s vynesenými polohami R vln (na obrázku červeně).



Obrázek 5.9. – Určení polohy R vlny

Aby nedošlo k situaci, kdy je v jednom intervalu nalezeno více maxim, je detekce maximálních hodnot v transformovaném EKG časově omezena. Toto omezení je nastaveno tak, že během intervalu, kdy není předpoklad výskytu více R vln, program detekuje pouze jedno maximum. Toto omezení doby je v programu nastaveno na pětinu vzorkovací frekvence, tedy 0,2 vteřiny.

Jako výstup detekce poté program vypíše polohy R vln, které určil a které je možno využít pro další analýzu EKG signálu jako základních bodů pro měření intervalu. Získané hodnoty lze též porovnat s hodnotami referenčními a zhodnotit tak úspěšnost detekce.

Tabulka 5.1. ukazuje referenční polohy R vln signálu W008 z databáze CSE a polohy, které byly v tomto signálu určeny v 1. svodu navrženým detekčním programem. Vzorkovací frekvence signálu je 500 Hz. Z toho vyplývá, že odchylka o jeden bod (vzorek signálu), znamená časový posun lokalizace o 2 ms.

Program vyhodnotí R vlnu jako správně detekovanou, pokud se její poloha neliší o více než 50 ms od polohy referenční R vlny. Při užití vzorkovací frekvence 500 Hz je tedy přípustná odchylka 25 vzorků. Z tabulky 5.1. je patrné, že v případě tohoto signálu byla detekce 100% úspěšná s minimálními odchylkami od referenčních hodnot.

Tabulka 5.1.

	Polohy R vln									
Referenční	174	693	1212	1726	2235	2749	3264	3778	4292	4801
Detekované	175	693	1211	1723	2234	2747	3266	3784	4293	4801

5.7 Optimalizace parametrů algoritmu

Pro automatický průběh detekce je v případě tohoto programu nutné nastavit předem hodnoty parametrů algoritmu. Aby nemusely být pro každý signál nastavovány zvlášť, což by vzhledem k jejich množství a citlivosti detekci značně prodlužovalo a komplikovalo, bylo třeba hodnoty optimalizovat. Během testování byl tedy program na tyto optimální hodnoty nastaven a prováděla se změna pouze vzorkovací frekvence v závislosti na vzorkování použitého vstupního signálu. Tedy 500 Hz u databáze CSE a 200 Hz pro signály z Holterovského monitorování.

V první části optimalizace byly nalezeny vhodné mezní frekvence pro pásmovou propust. Nejlépe se osvědčila propust pro 12-40 Hz, která je v programu použita. Autoři v [5] užili mezní kmitočty 18-35 Hz rovněž vykazující poměrně dobré výsledky.

Dalším úkolem bylo nalézt vhodné váhy dat z minulosti, neboli faktory zapomínání. Tyto jsou v různých částech programu použity celkem třikrát a jsou velmi citlivé na nastavení. Obecně je interval pro jejich hledání omezen na rozsah 0 až 1. Hodnoty jsou nastaveny na 0,995 pro váhování amplitudy aditivního šumu, 0,950 pro počet průchodů nulovou hladinou a 0,991 pro váhování detekčního prahu.

Pro zlepšení detekční účinnosti na začátku EKG signálu, kdy se program v podstatě učí a adaptuje, jsou explicitně počet průchodů nulou a hodnota detekčního pro první vzorek stanoveny na 0,9, respektive 0,8. Úroveň aditivního šumu pro první vzorek EKG signálu je stanovena jako průměr absolutních hodnot všech vzorků signálu.

6 Hodnocení algoritmů

6.1 Způsoby hodnocení

Pro hodnocení se využívá standardizovaných databází, většinou MIT nebo CSE. Problémem je, že ne všechny algoritmy jsou hodnoceny podle těchto databází, tudíž srovnávání jejich výsledků s algoritmy, které byly podrobeny testování není reprodukovatelné. Autoři v [2] tedy algoritmy rozdělily do skupin podle toho, zda byly algoritmy testovány na standardizovaných databázích, pouze na částech těchto databází nebo nebyly na standardizovaných databázích testovány vůbec.

Rovněž se na základě výsledků detekční účinnosti nedá příliš objektivně posoudit princip, na kterém je detekční metoda založena, jelikož výsledek může být značně ovlivněn způsobem realizace metody, nastavením volitelných parametrů jako jsou například velikosti oken, faktory zapomínání, sekundárními filtry odstraňujícími chybné detekce a v neposlední řadě také složitostí algoritmu, který je k detekci použit. To je dobře patrné například u metod detekce QRS komplexů využívajících digitální filtry.

Obecně lze říci, že sensitivita a pozitivní prediktivita 99% je postačující pro klinické využití *on line* a zároveň dosažitelná většinou algoritmů bez vysokého výpočetního zatížení. Pro účely výzkumu je potřeba výsledků takřka stoprocentních, ale zde může detekce probíhat ve většině případů s využitím velmi sofistikovaných výpočetních metod a s velkou výpočetní zátěží. Rovněž zde není jednou z hlavních priorit použitého algoritmu rychlost detekce a zpracování EKG signálu, jako je tomu u detekčních zařízení sloužících v klinické praxi.

Dalším aspektem je tzv. robustnost algoritmu vůči nežádoucím vlivům jako je například rušení myopotenciály při zátěžovém EKG, detekce QRS komplexů v signálech ovlivněných patologií, či náhlé změny velikosti a tvaru QRS komplexů. Zde mohou vynikat algoritmy nedosahující nijak přesvědčivých výsledků u klasických, míněno nijak výrazně znehodnocených EKG signálů ale s velkou schopností adaptovat se na nestandardní podmínky. Například algoritmy využívající umělých neuronových sítí.

6.2 Klasifikace

Velmi dobrých výsledků detekce QRS komplexů bylo dosaženo autory v [5] s využitím metody založené na průchodech nulovou hladinou a to konkrétně sensitivity 99,70% a pozitivní prediktivity 99,57% (testováno na databázi MIT-BIH). Nesporným kladem této metody je právě robustnost vůči rušení a do značné míry nezávislost na velikostních a tvarových změnách QRS komplexu. Další výhodou je nízká výpočetní zátěž.

V [4] je porovnáváno devět metod sloužících k detekci QRS komplexu z hlediska citlivosti na rušení v signálu. Nejlepších výsledků bylo dosaženo pomocí algoritmu založeného na digitálních filtrech při rušení kombinovaným šumem. Algoritmy využívající pro detekci charakteristického tvaru QRS komplex, tedy jeho strmosti a amplitudy, se ukázaly jako nejlépe imunní vůči rušení myopotenciály. Ovšem je zde otázka validity údajů vzhledem k faktu, že ne všechny algoritmy byly na standardizovaných databázích testovány. Rovněž

článek je starý 20 let a během této doby došlo ke značnému rozvoji výpočetních technologií i jednotlivých metod zpracování EKG signálů.

Autoři [2] neuvádí přesné výpočty spolehlivosti algoritmů ze kterých by se dal explicitně určit princip, který je pro detekci QRS komplexů nejvhodnější. Jednotlivé algoritmy jsou seřazeny podle toho, zda byly testovány na standardizované databázi a podle přesnosti detekce. Z těch, které byly testovány na standardizované databázi dosáhly sensitivity a pozitivní prediktivity >99% algoritmy využívající k detekci digitální filtry, banky filtrů, vlnkové transformace (ve [3] dosaženo sensitivity 99,29%) či průchody nulovou hladinou. Pod touto hranicí byl algoritmus založený na digitálních filtrech MOBD (*multiplication of backward difference*), který dosáhl detekční účinnosti 95-99%.

Zde je dobře patrné, že nelze říci, který detekční princip je pro algoritmus nejlepší ze srovnání několika metod tyto principy využívající, protože zatímco ve [2] algoritmus využívající digitální filtry MOBD dosáhl nejnižší spolehlivosti z algoritmů testovaných na standardizované databázi, ve [4] byl hodnocen nejlépe a ve [2] metoda digitální filtrace založená na detekci píku zobrazená na obrázku 2.1. měla detekční účinnost také přes 99%.

7 Závěr

7.1 Hodnocení

Cílem této bakalářské práce byl popis metod používaných k detekci QRS komplexů v EKG signálu, vytvoření programu schopného detekovat QRS komplexy založeného na principu počítání průchodů nulovou hladinou a jeho následné otestování na standardizované databázi CSE. Tyto body byly splněny a program byl navíc testován na záznamech pacientů z Holterovského vyšetření.

Program byl navržen na základě metodiky publikované autory v [5], kteří testovali výše popsanou metodu na databázi MIT s dosaženou sensitivitou 99,70% a pozitivní prediktivitou 99,57% při toleranci detekované R vlny oproti referenční ±75 ms.

Jako kladné vlastnosti navrženého detektoru hodnotím do jisté míry nezávislost na velikosti amplitudy QRS komplexu, relativně vysokou účinnost detekce, a to i na začátku signálu EKG. Metoda také vykazuje poměrně značnou robustnost vzhledem k patologickým vlivům, které se v EKG signálu mohou vyskytovat, například rušení signálu či rozpoznání QRS komplexu od extrasystoly.

Autoři [5] rovněž dobře hodnotí výpočetní náročnost algoritmu a nezávislost na nastavení parametrů. V případě mnou navrženého programu je výpočetní zátěž poněkud diskutabilní a zcela jistě bych ji nezařadil mezi kladné vlastnosti tohoto algoritmu. Při testování na krátkodobých záznamech například z databáze CSE se zátěž nijak neprojevuje. Ovšem při detekci R vln na záznamech z Holterovských monitorování je znát nelineární růst nároků na software.

V [5] je uvedeno, že je algoritmus citlivý pouze na nastavení pásmové propusti a další parametry již tak náchylné na přesné nastavení nejsou. Dle mého názoru je patrně největší překážkou tohoto programu pro jeho efektivní využití právě množství volitelných parametrů a velmi vysoká citlivost na jejich přesné nastavení. To se týká především koeficientů určujících váhování do minulosti. V programu jsou sice použity hodnoty optimalizované, ale jejich nalezení je časově velmi náročné.

7.2 Výsledky

V první fázi byl program testován na CSE databázi. Pro testování bylo použito signálu z klasických 12-ti svodů. Testování proběhlo na 1. a na 4. svodu. R vlna byla považována za správně detekovanou, pokud její poloha ležela uvnitř referenčního QRS komplexu. Úspěšnost detekce byla v tomto případě 99,58%. Na stejné databázi byl testován algoritmus navržený autory v [6] s dosaženou detekční účinností 98,56%.

Při následném testování na záznamech z Holterovských vyšetření, které byly snímány ze tří, ortogonálních svodů bylo dosaženo sensitivity 99,41% a pozitivní prediktivity 99,33% (průměr ze všech svodů). Výsledky detekce jsou uvedeny v tabulce 7.1. Sensitivita a pozitivní prediktivita byly vypočítány podle rovnic 7.1. respektive 7.2.

$$\text{Sensitivita} = TP/(TP+FN), \tag{7.1.}$$

$$\text{Pozitivní prediktivita} = TP/(TP+FP), \tag{7.2.}$$

kde TP (*true positive*) značí počet správně detekovaných QRS komplexů, obecně tedy skutečně pozitivní, FN (*false negative*) počet QRS komplexů, které nebyly detekovány – falešná negativita a FP (*false positive*) počet nesprávně detekovaných QRS komplexů, tedy falešnou pozitivitu.

Tabulka 7.1.

Celkem QRS komplexů	TP	FN	FP	Sensitivita	Pozitivní prediktivita
63353	62563	369	421	99,41	99,33

8 Použitá literatura

[1] Wilhelm, Z. et al. (2005) Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. Brno.

[2] Kohler, B.U., Hennig, C. and Orglmeister, R. (2002). The principles of software QRS detection. IEEE Eng Med Biol Mag 21, 42-57.

[3] Vítek, M. and Kozumplík, J. (2009). Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojité vlnkové transformaci. Elektrorevue, 1-5.

[4] Friesen, G.M., Jannett, T.C., Jadallah, M.A., Yates, S.L., Quint, S.R. and Nagle, H.T. (1990). A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. IEEE Trans Biomed Eng 37, 85-98.

[5] Kohler, B.U., Hennig, C. and Orglmeister, R. (2003). QRS detection using zero crossing counts Progress in Biomedical Research 8, 138-145.

[6] Chouhan, V.S. and Mehta, S.S. (2008). Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Treshold. International Journal of Computer Science and Network Security 8, 9.