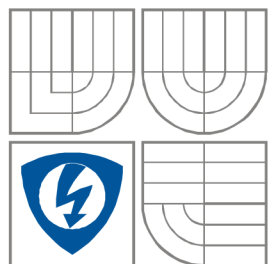


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VÍCESVODOVÁ ROZHODOVACÍ PRAVIDLA V ROZMĚŘOVÁNÍ SIGNÁLŮ EKG

MULTILEAD DECISION RULES IN DELINEATION ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

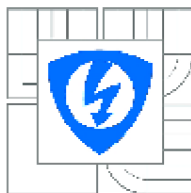
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Zdeněk Richter

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Martin Vitek, Ph.D.

BRNO, 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Zdeněk Richter

ID: 98208

Ročník: 2

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Vícesvodová rozhodovací pravidla v rozměřování signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS a rozměřování signálů EKG. Nastudujte a popište metody vhodné ke shlukování hodnot a výběru reprezentativních hodnot. 2) Navrhněte a realizujte jednoduchý detektor komplexů QRS. Detektor otestujte na kompletní CSE databázi signálů EKG. Navrhněte a otestujte alespoň dvě metody kombinující výsledky z jednotlivých svodů, za účelem zvýšení spolehlivosti a přesnosti detekce komplexu QRS. 3) Veškeré dosažené výsledky diskutujte a srovnajte s výsledky dosaženými jinými autory a metodami na databázi CSE. 4) Navrhněte a realizujte jednoduchý algoritmus rozměření signálu EKG. Algoritmus otestujte na kompletní CSE databázi signálů EKG. Navrhněte a otestujte alespoň dvě metody kombinující výsledky z jednotlivých svodů, za účelem zvýšení spolehlivosti a přesnosti detekce jednotlivých významných bodů signálu EKG. 5) Veškeré dosažené výsledky diskutujte a srovnajte s výsledky dosaženými jinými autory a metodami na databázi CSE.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B. U., 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] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, vol. 51, no. 4, pp. 570-581.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Martin Vitek, Ph.D.

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

Abstrakt

Tato práce pojednává o snímání EKG signálu a metodách jeho zpracování. Srovnává různé přístupy detekce QRS komplexu a popisuje některé z testovacích databází. Tato práce zpracovává realizaci detektoru QRS komplexu, založeného na metodě průchodů nulovými hladinami. Také uskutečňuje kombinaci výsledků jednotlivých svodů do jednoho pro zlepšení účinnosti detekce. Dále se tato práce zabývá návrhem a realizací rozměrování EKG signálu. Na závěr jsou výstupy tohoto rozměření srovnány s výsledky jiných autorů.

Klíčová slova

Elektrokardiografie (EKG), QRS detekce, rozměření EKG signálu, detekce P vlny, detekce T vlny, průchody nulou, vlnková transformace

Abstract

This work deals with ECG signal measuring and methods of its processing. It compares some of the QRS detection methods and describes some of the testing databases. In this work a detector of QRS complex is realized, it is based on the approach of zero crossings. Next section makes combination of results from separate leads to one, which improves efficiency of detection. One section of this work deals with design and realization delineation of ECG signal. In the last part outputs of this delineation are compared with the results of the other authors.

Keywords

Electrocardiography (ECG), QRS detection, ECG delineation, P wave detection, T wave detection, zero crossings, wavelet transform

Bibliografická citace

RICHTER, Z. *Vícesvodová rozhodovací pravidla v rozměřování signálů EKG: Diplomová práce*. BRNO: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vitek, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Vícesvodová rozhodovací pravidla v rozměřování signálů EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením 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 18. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 18. května 2012

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod	6
2.	EKG signál	7
2.1.	Popis EKG	7
2.2.	Snímání EKG.....	7
2.2.1.	Eithovenovy svody	7
2.2.2.	Goldbergovy (unipolární) svody	8
2.2.3.	Hrudní svody	9
2.2.4.	Příklady dalších užívaných svodů.....	9
2.3.	Úseky EKG signálu	9
2.3.1.	P-vlna	9
2.3.2.	T-vlna.....	10
2.3.3.	Interval PQ (PR)	10
2.3.4.	Interval QT	10
2.3.5.	Úsek ST	10
2.3.6.	U-vlna	10
2.4.	QRS komplex	11
2.4.1.	Popis QRS komplexu.....	11
2.4.2.	Popis depolarizace komor	11
2.4.3.	Použití QRS komplexu	11
3.	Metody detekce QRS komplexu	12
3.1.	Obecný detektor QRS	12
3.2.	Přístupy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech	13
3.2.1.	Algoritmy založené na derivacích	13
3.3.	Detekce QRS založené na vlnkové transformaci	14
3.3.1.	Vlnková transformace a detekce jedinečnosti.....	14
3.3.2.	Banka filtrů.....	15
3.3.3.	Shrnutí	15
3.4.	Přístupy podle neuronových sítí	15
3.4.1.	Neuronové sítě	15
3.4.2.	Neuronové sítě jako nelineární přizpůsobivé prediktory	16

3.5.	Genetické algoritmy	16
3.6.	Další přístupy detekce QRS	17
3.7.	Porovnání metod podle úspěšnosti detekce a složitosti výpočtu	20
3.8.	Databáze testovacích vzorků	20
3.8.1.	Databáze CSE.....	20
3.8.2.	Ostatní databáze	21
3.9.	Určení úspěšnosti detekce.....	21
3.9.1.	Sensitivita	21
3.9.2.	Pozitivní predikce	21
4.	Rozměrování EKG signálu.....	22
4.1.	Vlnková transformace	22
4.1.1.	Spojité vlnková transformace.....	22
4.1.2.	Diskrétní vlnková transformace	23
4.2.	Obecný algoritmus rozměření	24
4.3.	Metody rozměrování	24
4.3.1.	Rozměření EKG založené na vlnce (11)	24
4.3.2.	Biortogonální vlnková transformace pro odhad EKG parametrů	26
4.3.3.	Detekce charakteristických bodů užitím vlnkové transformace	26
4.3.4.	Detekce P a T vlny pomocí testování prahu s užitím nového rysu.....	27
5.	Metody kombinování svodů.....	29
5.1.	Shluková analýza.....	29
5.2.	Transformace svodů	30
5.2.1.	Metoda EASI.....	30
5.2.2.	Rekonstrukce 12-ti svodového EKG z redukovaných svodů.....	31
5.2.3.	Odvození 12-ti svodového EKG založeného na Frankově modelu trupu	31
5.2.4.	Lineární afinní transformace mezi 3 svodovým VKG a 12-ti svodovým EKG.....	31
6.	Detektor QRS komplexu	33
6.1.	Předzpracování signálu	33
6.2.	Detekce průchodů nulou	36
6.3.	Detekce události	37
6.4.	Časová lokalizace R vlny	39
6.5.	Kombinace svodů	40
6.5.1.	Metoda navržená v této práci	41
6.5.2.	Metoda nejbližšího souseda	42

6.5.3.	Porovnání jednosvodové a vícesvodových metod	44
6.5.4.	Srovnání výsledků.....	48
7.	Rozměření EKG signálu.....	49
7.1.	Hranice QRS	49
7.2.	P vlna.....	51
7.3.	Srovnání výsledků	54
8.	Závěr	55
	Seznam použité literatury:	57
	Seznam zkratk:.....	60
	Seznam symbolů:	61
	Seznam souborů na přiloženém CD:	62

Seznam obrázků

2-1 Rozdělení EKG signálu na jednotlivé části (1), (2)	7
2-2 Einthovenův trojúhelník	8
2-3 Goldbergovy (unipolární) svody	9
3-1 Struktura obecného detektoru QRS	12
3-2 Blok předzpracování	12
3-3 Rozhodovací blok	12
4-1 Časové-měřítkové dyadické vzorkování (8).....	23
4-2 Obecný rozměrovací algoritmus EKG signálu (10), (11)	24
6-1 Původní EKG signál	33
6-2 EKG signál po lineární filtraci FIR filtrem	34
6-3 Filtrovaný signál po nelineární transformaci	35
6-4 Transformovaný signál s přidanou vysokofrekvenční složkou.....	36
6-5 Rys signálu	37
6-6 Práh signálu	38
6-7 Porovnání rysu signálu s prahem	39
6-8 Původní EKG signál W001 s označenými QRS komplexy	40
6-9 EKG signál W001 – bez kombinace svodů	41
6-10 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda 1	42
6-11 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda shlukové analýzy	43
6-12 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda shlukové analýzy	43
6-13 EKG signál W117 – bez kombinace svodů.....	44
6-14 EKG signál W117 – S kombinací svodů metoda 1	45
6-15 EKG signál W117 – S kombinací svodů shlukovou analýzou	45
6-16 EKG signál W065 - bez kombinace svodů	46
6-17 EKG signál W065 – s kombinací svodů 1. metodou.....	47
6-18 EKG signál W065 – s kombinací svodů shlukovou analýzou	47
7-1 W017 Hranice QRS komplexu – bez kombinace svodů	50
7-2 W017 Hranice QRS komplexu – kombinace svodů navrhovanou metodou.....	50
7-3 W017 Hranice QRS komplexu – kombinace svodů shlukovou analýzou.....	51
7-4 W066 Hranice P vlny - bez kombinace svodů	52
7-5 W066 Hranice P vlny - s kombinací svodů metodou 1	53
7-6 W066 Hranice P vlny - s kombinací svodů shlukovou analýzou	53

Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání metod (5)	20
Tabulka 2 Srovnání metod testovaných na 12-ti svodové CSE databázi (3).....	48
Tabulka 3 Srovnání výsledků rozměření EKG	54

1. Úvod

EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Na rozdíl od centrálního nervového systému vykazuje práce srdce daleko větší synchronicitu a periodicitu. Signál se šíří z myokardu poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován. EKG signál proto můžeme zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu. Popis EKG signálu je uveden na obrázku 2-1 v kapitole 2.1.

QRS komplex zobrazuje elektrickou aktivitu srdce během ventrikulárního stažení. Jeho tvar a pravidelnost výskytu nám podává důležité informace o aktuálním stavu srdce a je používán při automatizovaném určování srdeční frekvence pro klasifikační systémy srdečního cyklu. Dále se používá v algoritmech pro kompresi EKG dat.

Cílem této diplomové práce je seznámit se s EKG signálem, QRS komplexem a metodami jeho softwarové detekce a srovnání těchto přístupů pomocí jejich úspěšnosti.

V jedné z částí je proveden popis rozměření EKG signálu na jednotlivé složky. Jsou zde uvedeny principy pro určení hranic počátku a konce QRS komplexu, P vlny a T vlny.

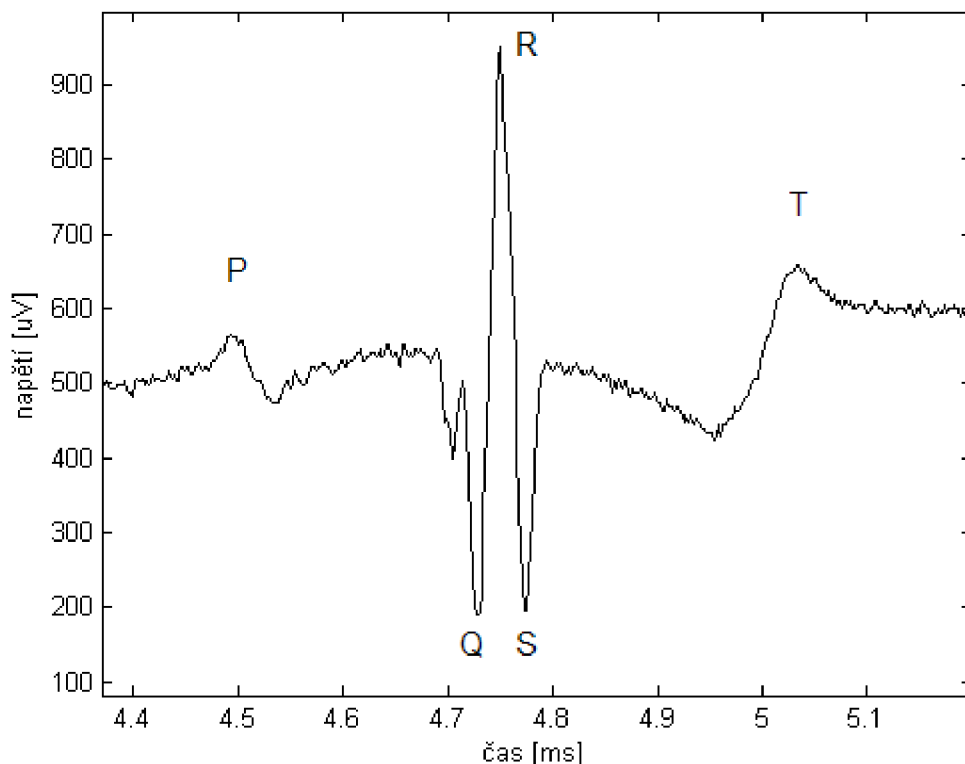
Dalším úkolem je návrh a realizace detektoru, kterým budou lokalizovány pozice QRS komplexu v jednotlivých svodech. Dále jsou zde provedeny metody kombinace z těchto svodů pro zvýšení detekce QRS komplexu.

Poslední částí je návrh a realizace metody pro určení hranic QRS komplexu, počátku a konce P vlny. Nakonec jsou zde srovnány výsledky rozměření s výstupy prací jiných autorů.

2. EKG signál

2.1. Popis EKG

Jak je možno vidět na obrázku 2-1, je EKG signál složen z několika vln, intervalů a segmentů znázorňujících různé fáze srdečního cyklu.



2-1 Rozdělení EKG signálu na jednotlivé části (1), (2)

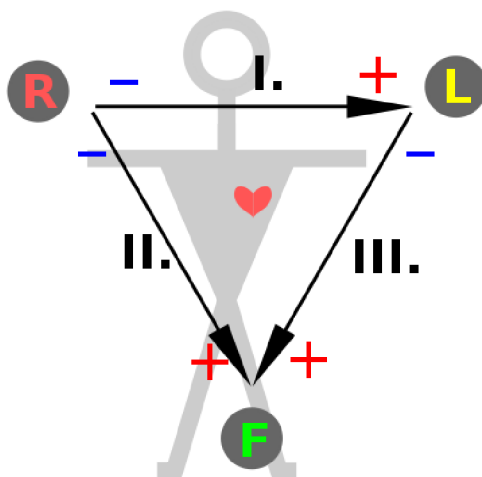
2.2. Snímání EKG

Elektrokardiografie je neinvazivní metoda sloužící pro sledování elektrické aktivity srdce, které je prováděno elektrokardiografem. Výsledek záznamu se nazývá kardiogram.

2.2.1. Eithovenovy svody

Poprvé byla elektrokardiografie pro klinické účely provedena holandským lékařem E. W. Einthovenem, který snímal aktivitu srdce strunovým galvanometrem, přičemž na tělo upevnil tři elektrody. První připevnil na zápěstí levé ruky a druhou na pravou ruku, které označil jako L a R, tímto vzniklý signál L-R je nazýván jako I. Eithovenův svod, třetí poté připojil na levou nohu poblíž kotníku značenou F. Tím pádem byla možnost měřit rozdílový

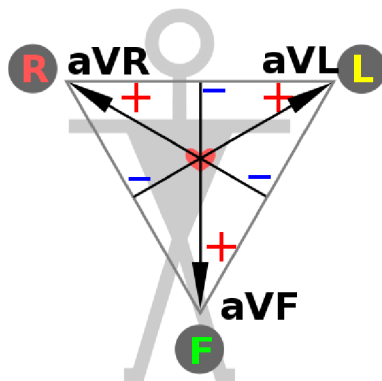
potenciál R-F na nově vzniklém II. Einthovenově svodu, třetí poté vznikne pro měření F-L, kde L je elektroda upevněna na levé noze poblíž kotníku. Tyto svody dohromady vytvoří rovnostranný Einthovenův trojúhelník.



2-2 Einthovenův trojúhelník

2.2.2. Goldbergovy (unipolární) svody

Vznikly rozšířením Einthovenových svodů o další směry. Virtuální střed neboli Wilsonova svorka byla vytvořena spojením končetinových elektrod přes stejně velké odpory. Do tohoto středu byly připojeny tři referenční vstupy diferenciálních zesilovačů. Na obrázku 2-3 můžeme vidět nové svody vedoucí z Wilsonovy svorky do elektrod R, L a F, tyto nové svody jsou poté nazývány VR, VL, a VF. Wilsonovy svody získávaly nízké hodnoty napětí (jen 58 %), proto byly nahrazeny Goldbergovými svody, které mají zisk 87% napětí. Toho docílíme tak, že nebudeme vycházet z Wilsonova svodu, ale ze středu protilehlých stran, tudíž jejich délka bude prodloužena (augmentována) o $\frac{1}{2}$. Tyto svody se používají dodnes a jsou označovány aVR, aVL a aVF.



2-3 Goldbergovy (unipolární) svody

2.2.3. Hrudní svody

Tyto elektrody se začali užívat z důvodu nutnosti pozorování pohybu srdečního vektoru v prostoru. Z toho vyplývá, že byla potřeba umístit tyto elektrody v rovině kolmé na tuto rovinu. Toho bylo dosaženo zavedením šesti elektrod V1 – V6 umístěných na hrudník vyšetřované osoby, které byly zapojeny takto V1 a V2 leží ve čtvrtém mezižebří napravo a nalevo od sternu a dále vlevo V3 a dále stále ekvidistantně umístěvané elektrody V4, V5 a V6 leží v pátém mezižebří. V4 v čáře probíhající středem levého klíčku, V5 v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky a V6 v čáře pod středem podpažní jamky (3).

2.2.4. Příklady dalších užívaných svodů

V současnosti se nejčastěji používá 12 svodů uvedených v předcházejících kapitolách. Ale můžeme narazit také na mnoho dalších typů svodů a to například:

- Jícnové svody (E nebo Oe)
- Nehbův trojúhelník (bipolárními svody D, A, I)
- Frankův korigovaný ortogonální systém (využívá 7 elektrod)
- Korigovaný ortogonální systém McFee-Parungao (9-ti svodový systém)

2.3. Úseky EKG signálu

2.3.1. P-vlna

Projevuje se při depolarizaci síní, její hlavní vektor je směřován ze sinoatriálního (SA) uzlu do atrioventrikulárního (AV) uzlu a je vyzařován z pravé síně do levé síně. Nárůst P-vlny by

měl být strmý, pozitivní by vlna měla být u svodů II, III a aVF a převrácená ve svodu aVR. Pokud je vlna ve svodech II, III, aVF a V1-V6 negativní, znamená to, že se jedná o junkční rytmus. Případ, že se P-vlna v EKG signálu nevyskytuje, může značit, že došlo k fibrilaci síní či flutteru a komorové nebo supraventrikulární tachykardii.

2.3.2. T-vlna

T-vlna představuje depolarizaci (zotavení) komor. Prodleva od začátku QRS komplexu po špičku T-vlny se nazývá refrakterní fáze a poslední polovina T-vlny je poměrná refrakterní fáze. U většiny svodů je T-vlna pozitivní, jen u svodu aVR je negativní. Svod V1 může mít pozitivní, negativní a dvoufázovou T-vlnu.

2.3.3. Interval PQ (PR)

Jde o interval měřený od začátku P-vlny k počátku komorového komplexu Q-kmitu nebo v jeho nepřítomnosti R-kmitu. Tento interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavy až do komorové svaloviny neboli pracovního myokardu komor. Obvykle je izotermický a trvá 0,12 - 0,20 sekundy. Při tachykardii se interval zkracuje a při bradykardii prodlužuje.

2.3.4. Interval QT

Tento interval značí elektrickou systolu. Začíná kmitem Q, pokud se v EKG nenachází, tak kmitem R a trvá do konce vlny T. Jeho hodnoty jsou výrazně ovlivňovány tepovou frekvencí, proto se v praxi užívají hodnoty QTc, tj. hodnota QT s korekcí na frekvenci.

2.3.5. Úsek ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a počátkem vlny T. Znázorňuje depolarizaci komor. Bod přechodu z QRS komplexu na úsek ST se značí J, znamenající junkční bod. Obvykle je ve stejné linii jako konec intervalu PQ a v hrudních svodech je obvykle zvýšen. Úsek ST společně s bodem J tvoří nejlabilnější část EKG křivky.

2.3.6. U-vlna

U-vlna je patrná jen na některých EKG a dosud se nepodařilo zjistit její příčiny. Následuje za T-vlnou a nejlépe se nachází pomocí svodů II, aVL, a V2-V4. Normálně je pozitivní a obvykle menší než T-vlna. U-vlna reprezentuje depolarizaci papilárních svalů či Purkyňových vláken. Obvykle je pozorovatelná jen u mladých lidí a sportovců.

Dalším úsekem EKG křivky je QRS komplex a pro jeho důležitost v této práci je mu věnována podkapitola 2.4 (4).

2.4. QRS komplex

QRS komplex je nejpozoruhodnější křivka v EKG signálu odpovídající depolarizaci komor.

2.4.1. Popis QRS komplexu

Skládá se ze 3 kmitů, jednoho pozitivního kmitu R a dvou negativních kmitů a to Q předcházející R a S následující R kmit. Velikost QRS komplexu předčí P-vlnu, protože komory obsahují více svalové hmoty než síně. Navíc systém Purkyňových vláken koordinuje depolarizaci komor, proto QRS komplex inklinuje k hledání špiček, spíše než ke kulovitým průběhům z důvodu zvyšování rychlosti svodů. Obvykle trvá 0,08-0,12 sekundy v čase reprezentovaném třemi a méně malými čtverci, ale jelikož některé abnormality svodů trvají déle, může být QRS komplex širší. Při výchylce nad 5 mm se značí QRS a pod 5 mm qrs (3).

2.4.2. Popis depolarizace komor

Depolarizace komor je postupná, nejdříve se depolarizuje septum z levého Tawarova raménka, poté jsou současně aktivovány subendokardální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. Ne všechny QRS komplexy obsahují kmity Q, R, a S, například komorový QS komplex je tvořen jedním negativním kmitem bez pozitivního kmitu R. Pouze některé kombinace těchto kmitů mohou být brány jako QRS komplexy (4).

2.4.3. Použití QRS komplexu

Doba trvání, amplituda a morfologie QRS komplexu jsou prospěšné při určování srdečních arytmií, jako jsou abnormality svodů, ventrikulární hypertrofie, infarkt myokardu, poruchy elektrolytů a jiných nemocí.

Q-vlny mohou fyziologické (normální) či patologické. Patologické Q-vlny jsou vyšší než 25 % R-vlny stejného svodu a/nebo mají délku trvání delší než 0,4 sekundy. Tyto vlny reprezentují depolarizaci intravertikulárního septa, proto odkazují na septální Q-vlny, čehož může být doceněno u postranních svodů I, aVL, V5 a V6.

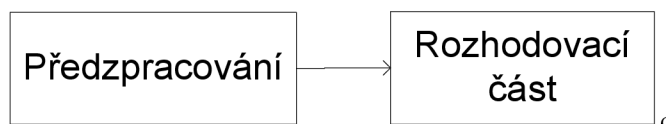
Q-vlny větší než 1/3 R-vlny ve společném svodu s dobou trvání větší než 0,04 sekundy nebo v pravém prekardiálním svodu jsou považovány za abnormální a mohou ukazovat na infarkt myokardu.

Uvnitř QRS vlny je schována vlna síňové depolarizace, která se podobá obrácené P-vlně. Její velikost je daleko menší než u vlny QRS a proto je jí zastíněna.

3. Metody detekce QRS komplexu

3.1. Obecný detektor QRS

QRS detekce je důležitá pro zpracování EKG signálu. Obecně se detektor QRS komplexu skládá ze dvou základních bloků a těmi jsou předzpracování a rozhodovací část, jak je uvedeno na obrázku 3-1. Každý z těchto bloků můžeme dále rozdělit. QRS detektor musí být schopen detekovat velké množství různých tvarů. QRS detekce nesmí připojovat určité druhy rytmů, ale musí zpracovávat další možné detekce, jako by se mohli vyskytovat kdekoliv. Parametry filtru typu dolní propust užitý pro předzpracování, musí zachovat spektrální obsah signálu (např. zvětšení QRS komplexu či utlumení P- a T-vlny). Její typické mezní frekvence jsou 10-25 Hz a šířka pásma je 5-10 Hz (5).



3-1 Struktura obecného detektoru QRS

Rozdělení bloku předzpracování je uvedeno na obrázku 3-2. Skládá se tedy z lineární filtrace a nelineární transformace. Lineární filtrace slouží ke zvětšení QRS komplexu ze základního šumu, kde zdůrazňuje ty segmenty, které obsahují velké přechody (např. QRS komplex). Nelineární transformace produkuje jednotlivé vrcholy pozitivní hodnoty pro každý QRS komplex. Pro jejich realizaci jsou využívány například vyhlazené kvadráty, ale ty jsou vhodné jen pro signály s velkou amplitudou a dlouhou dobou trvání.



3-2 Blok předzpracování

Na obrázku 3-3 můžeme vidět rozčlenění rozhodovací části. Rozhodovací pravidla určují zda QRS komplex nastal či ne. To může být stanoveno buď podle pevného prahu η a nebo pomocí přizpůsobivého prahu, který je užit v případech, kdy dojde k výskytu drastických změn amplitudy a tvaru QRS komplexu. Tyto změny mohou nastat v průběhu několika sekund. V případě obecného detektoru jsou tyto pravidla vhodná jen při rozhodování pomocí amplitudy. Dále jsou tyhle rozhodovací pravidla využitelná při měření šumu.



3-3 Rozhodovací blok

Dříve se používali metody založené na derivacích signálu a číslicových filtrech, ze kterých je v kapitole 3.2 uveden přístup založený na derivacích signálu.

Dnes se používají například metody umělých neuronových sítí, genetických algoritmů, či vlnkové transformace a mnoho dalších metod.

3.2. Přístupy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech

Frekvence QRS komplexu je obvykle $10 \div 25$ Hz, proto většina algoritmů pro detekci QRS užívá apriorní stupeň filtru spíše než ten aktuální. Děje se tak proto, aby byly sníženy složky jiných signálů a artefaktů, jako jsou P-vlna, T-vlna, základní drift, které jsou zeslabovány horní propustí nebo náhodný šum filtrovaný dolní propustí. Kombinací těchto propustí dostaneme filtraci pásmovou propustí s mezními frekvencemi $10 \div 25$ Hz. Filtrované signály jsou poté využity pro generaci hlavního signálu, ve kterém je detekce QRS komplexu provedena porovnáním rysu proti rysu s pevnými či proměnnými prahy. Poté jsou ještě obvykle použity rozhodovací pravidla pro odstranění falešně-pozitivních detekcí.

3.2.1. Algoritmy založené na derivacích

Pro detekci QRS komplexu pomocí derivací mohou být použity různé typy algoritmů. Těmi mohou být výpočty pomocí amplitudy a první derivace, pomocí první a druhé derivace nebo pouze s užitím první derivace nebo algoritmus založený na číslicových filtrech.

Nejčastěji se používá první derivace z rovnice 3.1. Někdy se používá i druhá derivace podle rovnice 3.2. Typické rysy potom můžeme určit pomocí samotných signálů dle rovnice 3.3. nebo lineární kombinací velikostí první a druhé derivace dle rovnice 3.4. či lineární kombinací vyhlazené první derivace a velikostí druhé derivace podle 3.5 (5).

$$y_1(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad 3.1$$

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2) \quad 3.2$$

$$z(n) = y_1(n) \quad 3.3$$

$$z(n) = 1,3 |y_1(n)| + 1,1 |y_2(n)| \quad 3.4$$

$$z(n) = \widetilde{y}_1(n) + 1,1 |y_2(n)| \quad 3.5,$$

kde $\widetilde{y}_1(n) = \{0,25; 0,5; 0,25\} * |y_1| + |y_2(n)|$ a $*$ je lineární operátor konvoluce.

Samotná detekce QRS komplexu je provedena porovnáním rysu proti prahu, které je provedeno pomocí rovnice

$$\theta_A = 0,3 \dots 0,4 \times \max[x] \quad 3.6.$$

Aby se zredukoval počet falešně-positivních detekcí, používají se další rozhodovací pravidla, která určují, zda se jedná o úsek s nebo bez QRS části a nachází omezení na časovém nastavení (5).

3.3. Detekce QRS založené na vlnkové transformaci

3.3.1. Vlnková transformace a detekce jedinečnosti

Funkce vlnkové transformace $f(t)$ je definována jako integrální transformace

$$W_f(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad 3.7,$$

kde $\Psi^*(t)$ značí komplexně sdruženou funkci $\Psi(t)$, což bylo uvedeno v (5). Transformace umožňuje zobrazit časové měřítko čas-frekvence podobně jako je tomu u pomalé Fourierovy transformace STFT. Narozdíl od ní, ale vlnková transformace využívá sady analyzačních funkcí, které nám umožní časovou proměnnost a rozlišení frekvence pro různá frekvenční pásma. Tato sada $\Psi_{a,b}(t)$, je odvozena z mateřské vlnky $\Psi(t)$

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \Psi \frac{t-b}{a} \quad 3.8,$$

kde a a b jsou parametry stupnice a přepočtu. Parametr stupnice a vlnkové transformace je srovnatelný s frekvenčním parametrem pomalé Fourierovy transformace.

Diskrétní vlnková transformace vyplývá z diskretizace stupnice a přepočtových parametrů. Pokud zvolíme $a = 2^j$ a $b = 2^j n$, kde j a n jsou celá čísla. Pokud a a b zvolíme takto, dostaneme dvojici (dyadickou) diskrétní vlnkovou transformaci

$$W_f(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{2^j, b}^*(t) dt \quad 3.9$$

a

$$\Psi_{2^j, b}(t) = \frac{1}{2^{\frac{j}{2}}} \Psi \left(\frac{t}{2^j} - n \right) \quad 3.10.$$

Ačkoli je popisována jako integrální transformace, její použití se obvykle vyskytuje u dvojího použití banky filtrů. Vstupním signálem této banky filtrů je vzorkovaný EKG signál.

Většina případů detekce vrcholu s využitím vlnek je založena na Mallatově a Hwangově přístupu. Shoda je zkoumána mezi lokálními maximy vlnkové transformace $W_f(a, t)$ a jedinečnostmi funkce $f(t)$. Třídění vrcholu je provedeno počítáním jedinečných stavů, například pomocí lokální Lipschitzovy pravidelnosti. Ta je určena pomocí rozkladu vlnkových koeficientů.

Při hodnocení výsledků je úspěšnost diskrétní vlnkové transformace větší než 99 % a pokud vezmeme dyadickou vlnkovou transformaci tak dosáhneme úspěšnosti detekce mezi 95 a 99 %.

Podrobněji bude vlnková transformace a možnosti jejího dalšího využití popsána v kapitolách 4 a 4.1, kde se budeme zabývat rozměřováním EKG signálu.

3.3.2. Banka filtrů

Banky filtrů jsou velmi blízké vlnkovým metodám. V tomto případě máme k dispozici 32-pásmovou banku filtrů, kterou využíváme pro generování podvzorkovaných signálů dílčích pásem. Předpokládejme, že QRS komplex se vyznačuje simultánním vznikem frekvenčních součástí EKG v dílčích pásmech W_l , kde $l = 1, \dots, 4$. Z těchto dílčích pásem můžeme odvodit tři rysy p_1 , p_2 a p_3

$$p_1(n) = \sum_{i=1}^3 |W_i(n)| \quad 3.11$$

$$p_2(n) = \sum_{i=1}^4 |W_i(n)| \quad 3.12$$

$$p_3(n) = \sum_{i=2}^4 |W_i(n)| \quad 3.13$$

Nakonec jsou aktuální detekce provedeny sofistikovanou kombinací těchto rysů.

Úspěšnost této metody při detekci QRS komplexu v EKG signálu je více než 99 %. Vzhledem k nízkým výpočtovým požadavkům a již zmíněné úspěšnosti je tato metoda vhodná pro detekci.

3.3.3. Shrnutí

Dalšími metodou, která je založena na vlnkové transformaci, může být přístup na základě jedinečnosti.

Tyto metody mohou být použity například pro detekci nedávných komorových potenciálů ručně článkovaných EKG signálů či pro sledování proměnlivé srdeční frekvence (HRV).

3.4. Přístupy podle neuronových sítí

3.4.1. Neuronové sítě

Umělé neuronové sítě jsou aplikovány při nelineárním zpracování, třídění a optimalizaci signálu. Ve zpracování EKG signálu je většinou používán vícevrstvý perceptronový režim, funkce sítě na základě parasků a znalosti vektorové kvantizace. Vícevrstvé perceptronové sítě jsou složeny z několika vrstev propojených neuronů, kde každý neuron reprezentuje zpracovávající funkci (5)

$$y = f(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i) \quad 3.14$$

kde w_i je váha přidělena vstupu x_i a $f(\cdot)$ je lineární či nelineární funkce.

Sítě na základě parasků jsou implementací funkce

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i e^{-\frac{x(n)-c_i}{\sigma_i}} \quad 3.15$$

kde $\mathbf{x}(n)$ značí vektor vstupních dat. Počet N neuronů, koeficienty w_i , střední vektor \mathbf{c}_i a standardní odchylka σ_i jsou parametry sítě. Výhodou těchto sítí oproti vícevrstevným perceptronovým sítím je jejich podobnost s fuzzy-logikou, to nám umožňuje vyšší předvídatelnost výsledků a tedy i spolehlivost.

Sítě založené na znalosti vektorové kvantizace jsou složeny ze vstupní, konkurenční a lineární vrstvy. Konkurenční vrstva se automaticky učí klasifikovat vstupní vektory do podtříd, kde maximální počet podtříd N je počet neuronů konkurenční vrstvy. Lineární vrstva kombinuje podtřídy první vrstvy s uživatelsky definovanými cílovými podtřídami.

K tomu, aby byl vykonán aplikačně-závislý úkol, parametry sítě musí být zpracovány. Zatímco vícevrstvé perceptronové a sítě založené na paprscích jsou vycvičeny dohlížet na učební algoritmy, sítě se znalostí vektorové kvantizace jsou přizpůsobeny bezdohledovým způsobu.

Tyto metody mají úspěšnost detekce přes 99 %, ale jejich nevýhodou je vysoká výpočetní náročnost.

3.4.2. Neuronové sítě jako nelineární přizpůsobivé prediktory

Neuronové sítě pro detekci QRS komplexu jsou nejčastěji využívány jako nelineární prediktory. Jejich úkolem je určit aktuální hodnotu z hodnot minulých.

Protože se EKG signál téměř výhradně skládá z částí bez QRS komplexu, neuronová síť konverguje k bodu, kde jsou vzorky s částí bez QRS dobře předvídatelné. Části s QRS komplexem následují jiné statistiky a způsobují náhlé zvýšení předpovědní chyby $e(n)$, která tedy může být využita jako rys signálu pro detekci QRS.

Kvůli nelineárnímu chování základního šumu můžeme očekávat od nelineárního prediktivního filtru lepší výkon než od filtru lineárního. Tato výstupní předpověď nelineárního filtru je dále zpracována přizpůsobeným filtrem, který nám utlumí zbytkový šum.

3.5. Genetické algoritmy

Genetické algoritmy byly navrženy jako kombinace optimálních polynomických filtrů pro předzpracování EKG a parametrů rozhodovacího stupně. Polynomické filtry jsou definovány jako

$$y_n = \sum_{k_1=0}^M \sum_{k_2=0}^M \cdots \sum_{k_N=0}^M$$

pro

$$\sum k_j \leq M$$

a

$$a_{k_1 k_2 \dots k_N} x_{n-d_1}^{k_1} x_{n-d_2}^{k_2} \dots x_{n-d_N}^{k_N} \quad 3.16,$$

kde d_j označuje zpoždění s ohledem na čas n . Tato metoda byla prozkoumána pro tři typy těchto polynomických filtrů, a to - kvazilineární filtry s po sobě jdoucími vzorky

- kvazilineární filtry s vybranými vzorky

- kvadratické filtry s vybranými vzorky.

Hlavní částí rozhodovacího stupně je rozhodovací práh, který srovnáváme proti filtrovanému EKG signálu. Potom jsou tyto polynomické filtry a rozhodovací stupeň optimalizovány pomocí genetického optimalizačního algoritmu.

Úspěšnost metody detekce QRS komplexu za pomoci banky filtrů je vyšší než 99 % a podle výpočetní zátěže spadá do kategorie středně náročných algoritmů.

3.6. Další přístupy detekce QRS

Adaptivní filtry jsou podobné nelineárním případům, jejich úkolem je odhadnout hodnotu aktuálního vzorku přes váženou superpozici z minulých hodnot signálu

$$\hat{x}(n) = \sum_{i=1}^P a_i(n) x(n-i) \quad 3.17$$

s časově proměnnými koeficienty $a_i(n)$, $i = 1, \dots, P$. Tyto filtry se přizpůsobují podle změny statistik signálu. Na provedení těchto přizpůsobení může být aplikována metoda nejmenších čtverců, která je popsána algoritmem

$$\mathbf{a}(n+1) = \mathbf{a}(n) + \lambda_e \mathbf{x}(n) \quad 3.18$$

kde $\mathbf{a}(n) = [a_1(n), a_2(n), \dots, a_p(n)]^T$ značí koeficienty vektoru v čase n . λ je velikost kroku, $e(n) = x(n) - \hat{x}(n)$ je předpovědní chyba a $\mathbf{x}(n) = [x(n-1), x(n-2), \dots, x(n-P)]^T$ vektor zpožděných vzorků EKG signálu (5). Autoři v (6) použili pro návrh rysů přizpůsobenou filtraci, přičemž využili rozdílů koeficientů vektoru \mathbf{a} v čase n a $n-1$ a kombinace rozdílů mezi krátkodobou energií zbytkové chyby ze dvou po sobě jdoucích částí.

$$D(n) = \sum_{i=1}^P |a_i(n) - a_i(n-1)|^2 \quad 3.19$$

Skryté Markovovy modely určené k detekci QRS komplexu v EKG signálu, modelují pozorovanou posloupnost dat pomocí pravděpodobnostní funkce. Tato funkce se potom mění podle stavu skrytých Markovových řetězců. Cílem algoritmu je odvozovat základní stav sekvence z pozorovaného signálu. Výhodou tohoto algoritmu je, že můžeme detekovat nejen QRS komplex, ale zároveň i P- a T-vlnu. Problémem této metody je dělení signálu na

tyto segmenty pro trénink před analýzou záznamu. Obvyklá úspěšnost detekce se pohybuje mezi 95 a 99 %. Nevýhodou tohoto algoritmu je jeho výpočetní složitost.

Metoda transformace délky a energie je většinou aplikována na vícekanálových signálech EKG. Samotná transformace probíhá dle vzorců uvedených v (7):

$$L(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad 3.20$$

$$E(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2 \quad 3.21,$$

kde n je počet kanálů EKG signálu, i je index času, q je délka okna a $\Delta x_{i,j} = x_{j,k} - x_{j,k-1}$. Tyto vzorce lze užít za předpokladu, že derivace kanálů EKG signálu budou brány jako prvky vektoru. Délka transformace představuje dočasně vyhlazený časový průběh délky vektoru a je určena jako druhá odmocnina druhé sumy z rovnice 3.20. Transformace energie může být interpretována jako krátkodobý odhad energie vektoru. Úspěšnost detekce této metody se pohybuje nad 99 % a její výpočtová složitost se pohybuje na střední úrovni.

Matematická morfologie je metoda, která vzniká při zpracování obrazu a je aplikována při odstranění jednorázového šumu. Metoda je založená na podmínkách eroze a roztažení. Nechť $f: F \rightarrow I$ a $k: K \rightarrow I$ značí diskrétní funkce a sady F a K nabývají hodnot $F = \{0, 1, \dots, N-1\}$ a $K = \{0, 1, \dots, M-1\}$. I je sada celých čísel. Eroze funkce f funkcí k je definována jako

$$(f \ominus k)(m) = \min_{n=0, \dots, M-1} f(m+n) - k(n) \quad \text{pro } N > M \text{ a } m = 0, \dots, N-M \quad 3.22,$$

kde k je nazýváno jako prvek struktury. Výsledné hodnoty jsou vždy menší než hodnoty z funkce f . Roztažení je definováno jako

$$(f \oplus k)(m) = \max_{n=0, \dots, M-1} f(n) + k(m-n) \quad \text{pro } N > M \text{ a } m = M-1, \dots, N-1 \quad 3.23.$$

Výsledné hodnoty jsou vždy větší, než ty z funkce f . Jako dodatečná operace je použita kombinace eroze a roztažení. Začátky značené \circ jsou eroze následované roztažením. Konce značené \bullet jsou roztažení následované erozemi. Začátky sekvence f s plochou strukturou prvku k odstraní všechny vrcholy. Konce se stejnou strukturou odstraní všechny záporné špičky. Tyto začátky a konce jsou využity pro odstranění šumu

$$\tilde{x} = \frac{[(x \circ k) \bullet k] + [(x \bullet k) \circ k]}{2} \quad 3.24,$$

kde k je plochý prvek struktury. Generace rysů je potom provedena pomocí

$$z = \tilde{x} - [(\tilde{x} \circ B) \bullet B] \quad 3.25.$$

kde B je aktuálně nejvyšší prvek struktury. QRS komplex je nakonec určen pomocí porovnání rysu signálu proti přizpůsobivému prahu. Oproti předchozím metodám má matematická morfologie horší úspěšnost detekce QRS komplexu, která se pohybuje v rozmezí 90 až 95 %. Její výhodou je nízká výpočetní složitost.

Jako další metody by bylo možno použít přizpůsobené filtry, detekci založenou na Hilbertově transformaci, syntaktické metody či detekci založenou na odhadu maximum a posteriori.

3.7. Porovnání metod podle úspěšnosti detekce a složitosti výpočtu

Tabulka 1: Porovnání metod (5)

Přehled uvedených metod pro detekci QRS komplexu		
Metoda	Úspěšnost detekce	Výpočetní složitost
Založená na derivacích	99% <	Střední - vysoká
Vlnková transformace	99% <	Vysoká
Vlnková dyadická transformace	95% - 99%	Střední
Banka filtrů	99% <	Nízká
Neuronové sítě	99% <	Vysoká
Genetické filtry	99% <	Střední
Adaptivní filtry	95% - 99%	Vysoká
Markovovy skryté modely	95% - 99%	Vysoká
Transformace délky a energie	99% <	Střední
Matematická morfologie	90% - 95%	Nízká
Průchody nulovou hladinou	99% <	Nízká

3.8. Databáze testovacích vzorků

Tyto databáze slouží pro vyhodnocení softwarových detekčních QRS algoritmů. Testy na těchto databázích nám umožní snadnou porovnatelnost a reprodukci výsledků. Jelikož tyto databáze obsahují velké množství určitých signálů, můžeme v nich nalézt jak často měřené signály, tak i signály zřídka pozorované, ale důležité pro klinické účely.

3.8.1. Databáze CSE

Je to databáze běžných elektrokardiografických záznamů (CSE), které se užívají pro hodnocení diagnostických EKG analyzátorů. Tato databáze se skládá z počtu asi 1000 multisvodových záznamů, které jsou vzorkovány frekvencí 500 Hz. Tyto záznamy mají délku trvání asi 10 s a jsou snímány ze 12 klasických svodů a někdy 3 dalších ortogonálních svodů. Referenčními body této databáze jsou P-vlna, T-vlna, začátek a konec QRS komplexu. Její nevýhodou je uvedení referenční hodnoty významných bodů jen u jednoho cyklu celého záznamu (5).

3.8.2. Ostatní databáze

Databáze AHA Americké srdeční asociace se užívá pro hodnocení detektorů srdečních arytmii. Je složena ze 155 nahrávek ambulantních EKG signálů digitalizovaných vzorkovací frekvencí 250 Hz při rozlišení 12 bitů na rozsahu 20 mV. Každý záznam se skládá z 2,5 hodinových neohlášených signálů a je následován 30 minutovým ohlášeným úsekem. Záznamy jsou uspořádány do osmi skupin. Nahrávky od 1001 do 1020 první skupiny neukazují žádné další stahy. Mezitím záznamy 8001 až 8010 obsahují EKG s fibrilací komor (5).

Knihovna elektrogramů Ann Arbor obsahuje intrakardiální elektrogramy a povrchové EKG, kterých je více než 800. Každá nahrávka je složena z jednopólových a dvoupólových elektrokardiogramů a povrchového EKG. Tato databáze nachází své využití při hodnocení algoritmů pro implementované srdeční zařízení.

MIT-BIH databáze se skládá z deseti databází pro různé testovací účely. První tři databáze jsou požadovány ANSI při testování ambulantních EKG zařízení.

3.9. Určení úspěšnosti detekce

Úspěšnost detekce QRS komplexu se většinou vyjadřuje pomocí dvou základních parametrů, kterými jsou sensitivita a pozitivní predikce. Správnost detekce QRS komplexů v rámci této práce byla testována na celé databázi CSE, a to jak na tří-svodové XYZ databázi, tak i na databázi dvanácti-svodové.

3.9.1. Sensitivita

Sensitivita se vyjadřuje pomocí vztahu

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad 3.26,$$

kde TP je počet pozitivních detekcí a FN značí počet falešných negativ.

3.9.2. Pozitivní predikce

Pozitivní predikce se vyjadřuje jako

$$+P = \frac{TP}{TP+FP} \quad 3.27,$$

kde TP opět značí počet pozitivních detekcí a FP je počet falešných pozitiv.

4. Rozměřování EKG signálu

4.1. Vlnková transformace

Vlnková transformace není jediná transformace. Jedná se o typ transformací se společnými rysy, které jsou odlišeny tvarem zvolené báze funkce, která je zde nazývána vlnkou. Ortogonální báze je zde vyjádřena pomocí lineární kombinace bázevých funkcí. Báze je volena tak, aby umožňovala časovou lokalizaci i v získaném spektru. Tato transformace umožňuje časově-frekvenční analýzu.

Tento typ transformací má nenulové hodnoty na konečném časovém intervalu, případně jsou hodnoty vně tohoto intervalu zanedbatelné. A proto každá hodnota spektra získaná pomocí této vlnky, je ovlivněna pouze příslušnou částí analyzovaného signálu. Platí také, že vlastnosti, jež jsou popsány hodnotou spektra, mohou být přiřazeny k danému časovému intervalu, čímž je dán základní rozdíl vlnkových transformací proti klasickým přístupům. Celková informace o signálu je zachována, neboť analyzovaný signál je pomocí bázevých funkcí pokryt po částech (8).

4.1.1. Spojitá vlnková transformace

Vlnková transformace se spojitým signálem (WT) $x(t)$ je definována pomocí vztahu 4.1

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad 4.1,$$

kde $x(t)$ je vstupní signál, $\psi(t)$ je mateřská vlnka. Tento vzorec reprezentuje časově-měřítkový rozklad, který může být interpretován jako korelace mateřské vlnky se vstupním signálem. Jedná se o komplexně sdruženou funkci, která je zde označena *, a to z toho důvodu, že sama vlnka může být komplexní. Vlnková transformace má nulovou střední hodnotu a své označení získala díky tvarové podobě s vlnkou. Výsledná funkce je popsána dvěma parametry a, b , kde parametr a určuje frekvenční spektrum dané vlnky a parametr b je časový posun vlnky.

Zvláštním případem tohoto typu vlnkové transformace je diskrétní vlnková transformace se spojitým časem (DWT). DWT se od WT liší hodnotami parametrů a, b u této funkce jsou jejich hodnoty $a = a_0^m$ a $b = b_0^m kT$, kde $a_0 > 1$, $T > 0$ a m, k jsou celá čísla. Nejčastějším případem této funkce je tzv. dyadická DWT (DyDWT), která má hodnoty parametrů $a = 2^m$ a $b = 2^m kT$, pro kterou platí, že $m > 0$. Výsledný vztah pro tuto funkci potom je 4.2

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^*(2^{-m}t - kT) dt \quad 4.2,$$

kde T je konstanta určující hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé frekvenční úrovně, které jsou dány indexem m . Kmitočtové měřítko je zde označeno jako m ,

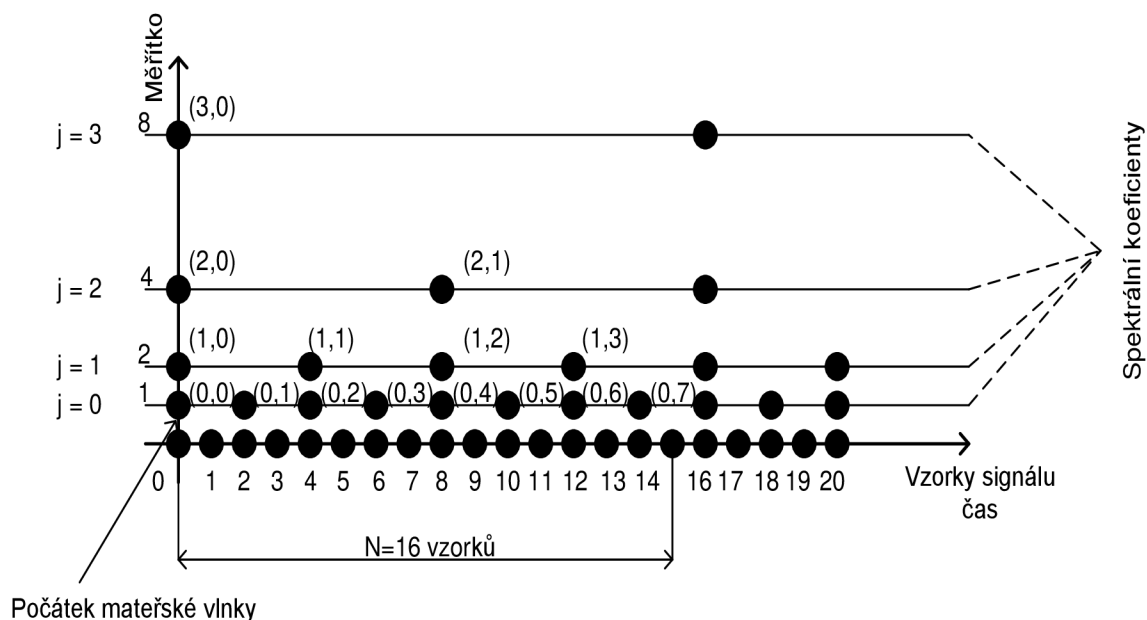
časovému měřítku potom odpovídá k . Hodnota konstanty T je dána $T = \frac{1}{2B}$, kde B je šířka pásma mateřské vlnky (9).

Pokud budeme pracovat s těmito vlnkovými transformacemi podle vztahu 4.1, musíme si uvědomit, že integrál v něm obsažený se řeší numerickými metodami. I když zde hovoříme o spojité vlnkové transformaci, tak ve skutečnosti se jedná o diskrétní vstupní signál i transformaci.

4.1.2. Diskrétní vlnková transformace

Pro získání diskrétní spektrální reprezentace, kterou by bylo možné vyjádřit číslicově, je nutné dvojdimenzionální spojitou transformaci vzorkovat. Z mnoha hledisek je vhodné užití dyadického vzorkování, které má hodnoty parametrů $a = 2^m$, $b = 2^m k = ka$, kde j, k jsou celá čísla a $m \geq 1$. V tomto případě je časová osa τ dělena rovnoměrně a měřítko a je vzorkováno dyadické posloupnosti.

Zvláštním případem je situace, kdy se krok časového posunu rovná délce vlnky v kterémkoliv měřítku. Aby nastala tato situace, musí být mateřská vlnka $\psi(1,0)$ podporována na $t \in \langle 0,1 \rangle$. V takto stanovených bodech, viz. obrázek 4-1, nesou vzorky spektra celou informaci o původním signálu. Ten lze poté dokonale rekonstruovat užitím koeficientů spektra $S_{WCT}(a, b)$. Časová rozlišovací schopnost se zmenšuje s rostoucím měřítkem a , což je dáno tím, že delší vlnka potřebuje delší čas k vytvoření koeficientu $S_{WCT}(a, b)$, pomocí korelačního vztahu 4.1.



4-1 Časové-měřítkové dyadické vzorkování (8)

Dále je nutné pro získání dyadické diskretní vlnkové transformace (DyDWT), provést vzorkování analyzovaného signálu konečné délky vzorkovací periodou T. Toto vzorkování lze poté popsat jako důsledek užití vzorkovaných vlnek místo spojitých. Pro definici tohoto typu vlnkové transformace je nutné definiční integrál nahradit součtem a původní proměnné a, b jsou vystřídány proměnnými indexy j, k, které náleží dyadickému schématu. Provedením těchto operací je získán vztah 4.3:

$$S_{DWT}(j, k) = \sum_{n=0}^{N-1} s_n j,k w_n \quad 4.3,$$

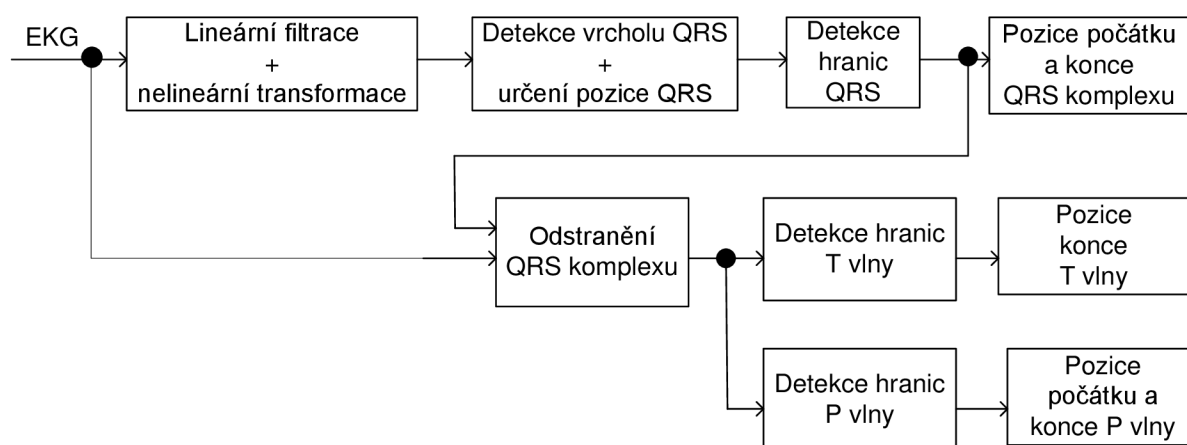
kde $s_n=s(nT)$ jsou vzorky signálu, N je počet vzorků signálu a $j,k w_n$ n-tý vzorek k-té posunuté diskretní vlnky s měřítkem 2^j .

Inversní vlnková transformace je potom dána lineární kombinací používaných vlnek. Je definována vztahem 4.4:

$$s_n = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{\log_2 N} \sum_{k=0}^{\text{int}(\frac{N}{2^{j+1}})} S_{j,k} j,k w_n \quad 4.4,$$

kde N je počet vzorků signálu, s_n je výsledný signál, $\log_2 N$ je počet měřítek, $\frac{N}{2^{j+1}}$ je počet spektrálních koeficientů na určité úrovni, $S_{j,k}$ jsou koeficienty DyDWT a $j,k w_n$ n-tý vzorek k-té posunuté diskretní vlnky s měřítkem 2^j .

4.2. Obecný algoritmus rozměření



4-2 Obecný rozměřovací algoritmus EKG signálu (10), (11)

4.3. Metody rozměrování

4.3.1. Rozměření EKG založené na vlnce (11)

Teorie detekce QRS komplexu jako takového, je popsána v kapitole 3. Tato část práce se bude zabývat rozměření QRS komplexu a pozic ostatních důležitých bodů EKG signálu.

Po stanovení pozic QRS komplexu, následuje určení umístění jeho počátku a konce. Konec QRS komplexu se bude nacházet napravo od detekované pozice komplexu a na levé straně se bude nacházet jeho počátek.

Pozice počátku QRS komplexu se určuje tak, že se hodnota signálu na daném místě testuje vůči prahu. Pokud je hodnota větší, tak se posuneme o pozici doleva a provedeme test znovu. Tento postup se opakuje do té doby než je nalezena pozice, kde není práh překročen. Poslední pozici, na které je práh překročen lze poté považovat za počátek QRS komplexu.

Konec QRS komplexu se poté zjišťuje podobným způsobem, pouze se jedná o posuv doprava. Potom lze pozici, na které jako poslední dojde k překročení prahu považovat za konec komplexu.

Prvním krokem při detekci a rozměření T vlny je definování vyhledávacích oken pro jednotlivé údery. Tyto okna se vztahují k pozici QRS komplexu a jsou závislé na intervalu RR. Ten je určen pomocí rekurzivně pomocí výpočtu. Uvnitř tohoto okna jsou poté hledány lokální maxima. Pokud alespoň dvě z těchto maxim převyšují hodnotu prahu ϵ_T , lze T vlnu považovat za aktuální. Potom mohou být lokální maxima vlnkové transformace s amplitudou větší než γ_T považována za místa s významnými sklony vlny a pozicím vrcholů těchto vln odpovídají nulové přechody mezi nimi (11).

T vlně může odpovídat jedna z šesti různých morfologií, kterými jsou pozitivní (+), negativní (-), jen klesající, jen rostoucí a dvě varianty bifazické (+/- a -/+). T vlny jsou k jednotlivým typům morfologií přiřazovány na základě počtu a polarity nalezených lokálních maxim.

Jestliže se T vlna nenachází v daném měřítku, opakujeme proces na jiném měřítku. Zde mohou nastat dvě situace, a to že T vlna je nebo není nalezena. Vrcholy vlny budou korespondovat s průchody nulou na měřítku 2^3 tehdy, když je T vlna nalezena, pro případ že není, budou vrcholy odpovídat průchodům na měřítku 2^k .

Hranice T vlny lze poté detekovat pomocí kritérií, která byla použita již při určování pozic počátku a konce QRS komplexu v kapitole 4.3.

Při detekci a rozměřování P vlny se používá vyhledávací okno závislé na intervalu RR. Princip pro určení P vlny je stejný jako u algoritmu pro detekci a rozměření T vlny, s použitím odpovídajících prahů ($\epsilon_P, \gamma_P, \xi_{P_{on}}, \xi_{P_{end}}$).

U tohoto typu vlny mohou nastat pouze čtyři typy morfologií, kterými jsou pozitivní (+), negativní (-), a dva druhy bifazické (+/- nebo -/+) (11).

4.3.2. Biortogonální vlnková transformace pro odhad EKG parametrů

Další metodou, kterou lze využít pro rozměření EKG signálu je užití biortogonální vlnkové transformace (12). Parametry pro odhad jsou získávány pomocí dyadického rozkladu, kdy dochází k rozkladům signálu na nízkopásmové a vysokopásmové složky. Signál dělíme tak dlouho, dokud nezískáme požadovaný počet měřítek. V (12) jsou to čtyři měřítka, a to 2^1 až 2^4 . Po fázi rozkladu se dostáváme k části metody, kdy je vybrán úsek délky 1,5 až 2 s. Kritériem pro výběr je, že daný úsek musí obsahovat alespoň jeden EKG cyklus.

V dalším kroku se vybere měřítko vhodné pro detekci určité pozice, za prvé se vybere měřítko 2^1 pro nalezení pozice R vlny a určení doby trvání QRS komplexu. Pozice R vlny je určena jako průchod nulou mezi dvěma extrémy. V následném kroku určíme, tzv. spouštěcí body n_{11} a n_{12} , tyto body značí pozice, od kterých se v transformovaném signálu začínají rozvíjet extrémy. Z těchto dvou bodů, které jsou získány z měřítek 2^1 a 2^2 se určí délka segmentu potřebného pro výpočet doby trvání QRS komplexu a tedy i samotné hranice QRS komplexu.

Po detekci počátku a konce QRS komplexu následuje lokalizace P vlny a její rozměření. Podle (12) je vhodnou oblastí pro hledání P vlny 80 vzorků nalevo od počátku QRS komplexu a za koncovou hodnotu pro analýzu se považuje konec T vlny předchozího cyklu. Pozice vlny P a doba jejího trvání se určuje stejným způsobem, jako tomu bylo u QRS komplexu, ale s tím rozdílem, že zde se nepoužijí měřítka 2^1 a 2^2 , ale 2^3 a 2^4 .

Pro detekci T vlny se podle (12) používá oblast, která má velikost 120 vzorků a vyskytuje se napravo od konce QRS komplexu. Zde může nastat problém s tím, že těchto 120 vzorků může zasahovat do dalšího cyklu. Tento problém byl odstraněn pomocí vzdálenosti následujícího cyklu (RR). Poté tedy bude mít interval velikost (RR – 30) vzorků. Pozice T vlny a doba jejího trvání je poté určena stejným způsobem jako v případě vlny P, včetně užitých měřítek 2^3 a 2^4 .

4.3.3. Detekce charakteristických bodů užitím vlnkové transformace

V (13) je popsána metoda detekce charakteristických bodů užitím vlnkové transformace. Po detekci R vlny následuje určení hranic QRS komplexu. V (13) je brána za počátek QRS komplexu vlna Q. Pokud nastane případ, že se v daném komplexu nenachází, tak se za počátek považuje vlna R. Za pozici konce QRS komplexu je považována vlna S, pokud se v komplexu nenachází je za konec QRS považována opět vlna R.

Vlny Q a S se obvykle vyznačují vyšší frekvencí a nižší amplitudou a proto se pro jejich detekci a tím i pro detekci počátků a konců QRS komplexů používá měřítko 2^1 (13). Počátek QRS komplexu odpovídá prvnímu maximu za dvojicí maxim, které jsou vytvořeny R vlnou. Za konec QRS komplexu je potom považována pozice posledního maxima následujícího po stejné dvojici maxim. Pozice počátku a konce QRS komplexu jsou hledány pomocí

časových oken na měřítku 2^1 . Důvodem pro užití detekce na tomto měřítku namísto užití původního signálu je to, že v originálním signálu je příliš velký šum izolinie.

Po detekci hranic QRS komplexů následuje nalezení P a T vlny. Podle výkonového spektra EKG signálu se tyto dvě vlny vyskytují hlavně na měřítku 2^4 a 2^5 (13). Pro detekci P a T vlny se z těchto dvou měřítek používá 2^4 , protože v měřítku 2^5 je opět velký šum izolinie.

T vlna je tvořena dvojicí maxim, přičemž každé z nich má rozdílné znaménko. Její detekce probíhá pomocí časového okna za pozicí špičky R vlny. Jelikož je T vlna téměř symetrická dle svého vrcholu, tak jeho pozice je dána průchodem nulou mezi dvěma maximy se zpožděním 7 vzorků. Počátek a konec T vlny odpovídá páru maxim se zpožděními. Pro počátek je to -7 a pro konec +22 vzorků. V (13) bylo testováním určeno, že tyto zpoždění nejsou přesná a byla nahrazena zpožděními -2 a +17 vzorků.

Vrchol, počátek a konec P vlny se potom určuje stejným způsobem pomocí časového okna na měřítku 2^4 , ale s tím rozdílem, že detekce probíhá před vrcholem vlny R.

4.3.4 Detekce P a T vlny pomocí testování prahu s užitím nového rysu

Jedná se o přístup, kdy se vychází z toho, že jsou známé pozice QRS komplexů. Prvním krokem této metody uvedeně v (14) je nalezení oblasti bez QRS komplexu. Poté dochází k extrakci oblasti signálu bez QRS komplexu, ve kterém probíhá detekce P a T vlny. Tato extrahovaná oblast se nazývá rys signálu, značí se F_{NQ} a složena z pěti složek. Algoritmus detekuje a vymezuje složky bez QRS komplexu v každém vyhledávacím intervalu. Tohle vymezení je přechodné a je provedeno jednotně na základě velikosti prahu z extrahovaného rysu signálu bez QRS. Přechodné vymezení je provedeno obdélníkovými značkovacími pulsy a označuje je jako C_{NQ} , neboli kandidáty na P a T vlnu. Algoritmus identifikuje P a T vlny z těchto kandidátů podle jejich prostorového umístění v každém vyhledávacím intervalu s ohledem na počátek a konec QRS komplexu. Detekované P a T vlny jsou vyznačeny značkovacími pulsy MP_P a MP_T . Pro rozlišení zda se jedná o P nebo T vlnu byly použity různé velikosti těchto pulsů (14).

Pro určení F_{NQ} , který značí oblast bez QRS komplexu je nutné vypočítat jednotlivé složky tohoto rysu signálu fc_1 až fc_5 . V (14) jsou tyto složky určeny:

- fc_1 je odvozena pomocí derivace z původního EKG signálu
- fc_2 je dána gradientem filtrovaného signálu
- fc_3 je získána vynásobením filtrovaného gradientu a signálu
- fc_4 je dána kombinací fc_1 , fc_2 , fc_3 a absolutní hodnoty EKG signálu
- fc_5 je dána jinou kombinací fc_1 , fc_2 , fc_3 a absolutní hodnoty EKG signálu než u fc_4 .

Sumou těchto složek je získán signál $pre_{F_{NQ}}$, který je využit pro určení oblasti F_{NQ} . Poté dochází k samotné extrakci oblasti bez QRS komplexu. Poté dojde k samotné detekci P a T vlnu.

V prvním kroku této části algoritmu dojde k vyřazení náhodného malého šumu, což je provedeno vyřazením těch částí rysu signálu, které nedosahují 2 % velikosti maxima tohoto rysu. To provede tak, že pozice, na kterých je hodnota větší než 2 % se označí pulsem o velikosti 0,5 a ty pozice, kde je hodnota menší než 2 % se označí 0. Tyto hodnoty se zapisují do proměnné $C_{NQ}(n)$. Ty pozice, kde je uložena hodnota 0,5 jsou považovány za kandidáty na P a T vlny (14).

Poté se testují pozice těchto kandidátů vůči prahu s ohledem na pozici QRS komplexu. Dalším krokem je rozdělení nalezených pozic na P a T vlny uvnitř každého intervalu. Aby nedocházelo k vícenásobným detekcím P a T vln, je algoritmus opatřen podmínkou, že pokud je nalezeno více potencionálních vln v RR intervalu, tak je vybrána pouze ta nejvyšší a označena za P či T vlnu. Samotné hledání P vlny probíhá testováním vůči prahu nalevo od QRS komplexu a T vlny napravo od QRS komplexu (14).

5. Metody kombinování svodů

5.1. Shluková analýza

Shluková analýza se snaží o identifikaci shluků objektů ve vícerozměrném prostoru a následnou redukci vícedimenzionálního problému, kategorizací objektů do zjištěných shluků, přičemž k dispozici je několik metod lišících se hlavně měřením vzdáleností mezi jednotlivými objekty a algoritmem pro jejich spojování do shluků. Liší se také způsobem interpretace výsledku. Jedním z výstupů shlukové analýzy je dendrogram.

U hierarchického shlukování dochází k postupnému vytváření shluků a to do tak dlouho, dokud není vytvořen jeden shluk obsahující všechny data z analyzovaného souboru. Samotná analýza se skládá ze dvou částí, kterými jsou výběr použité metriky podobnosti (vzdálenosti) a výběr shlukovacího algoritmu.

Pro shlukovou analýzu se v programovacím prostředí matlab používají tyto typy vzdáleností: euklidovská vzdálenost, Mahalanobisova vzdálenost, Minkowského metrika, Manhattanská vzdálenost (City Block), Hammingova vzdálenost a některé další.

U metody nejbližšího souseda dochází ke spojení objektů, mezi kterými je nejmenší vzdálenost, naopak u nejbližšího souseda je to potom spojení objektů se vzdáleností největší. Dalším způsobem shlukování je metoda průměrných vzdáleností, která se dále dělí na další dvě varianty, a to váhované a neváhované průměrování, která spojuje objekty dle průměrných vzdáleností shluků. U neváhované metody je odstraněn vliv velikosti shluku, který se u váhovaného způsobu shlukování projevuje. Další variantou je tzv. centroidní metoda, někdy též nazývaná metoda středospojných vzdáleností, u které dochází spojování podle vzdáleností centroidů shluků. Tato metoda má opět váhovaný i neváhovaný způsob tvoření shluků. U Wardovy metody dochází ke shlukování takovým způsobem, aby nový shluk co nejméně ovlivnil sumu čtverců vzdáleností objektů od centroidů jejich shluků.

Samotné shlukování začíná výpočtem asociační matice (matice vzdáleností/ podobnosti). Následuje spojení dvou nejpodobnějších údajů a dojde k přepočítání asociační matice, přičemž spojené objekty již vystupují jako jeden. Znovu se spojí dva nejpodobnější údaje z přepočítané asociační matice a dojde k jejímu přepočítání. Tento postup se opakuje, dokud nedojde ke spojení všech objektů.

Nehierarchická metoda nevytváří hierarchickou strukturu, ale rozkládá výchozí množinu do podmnožin tak, aby bylo splněno určité kritérium.

Metodou nehierarchického shlukování je například metoda nejbližších středů, v anglicky psané literatuře označovaná jako k-means clustering. Tato metoda je obdobou Wardovy metody v hierarchickém shlukování. Počet shluků se určuje před započítáním shlukování a výběr vhodného počtu se zpravidla provádí dvěma metodami, jednou z nich je metoda expertní a druhou je analýza vzdáleností uvnitř shluku a mezi shluky.

Prvním krokem je tedy výběr k objektů, které budou považovány za počáteční středy shluků, následně jsou ostatní objekty zařazeny do k shluků takovým způsobem, aby byla splněna podmínka minimální sumy čtverců vzdáleností objektů k centroidům jejich shluků. Veškeré výpočty u této metody jsou realizovány s pomocí Euklidovské vzdálenosti, v případě nutnosti užití jiné metriky by vznikla povinnost kombinace tohoto typu shlukování s některou z jiných metod.

5.2. Transformace svodů

Základním principem v systémech s limitovaným počtem svodů je transformace informace ze zdrojových svodů do jiných, tzv. cílových svodů. Tato idea se opírá o identifikaci sady transformačních koeficientů, které pracují se signály ze systému se zdrojovými svody, tak aby vytvořily systém cílových svodů. V praxi to znamená, že EKG signály mohou být měřeny jen z určitého počtu zdrojových svodů a signály z neměřených míst, neboli cílové svody jsou potom odhadovány užitím váhovaného součtu měřených signálů (15). Každý nový svod je potom definován rovnicí 5.1.

$$NL = c_1 * L_1 + c_2 * L_2 + \dots + c_n * L_n \quad 5.1,$$

kde NL je odhadovaný EKG signál, L_1, \dots, L_n jsou hodnoty měřených svodů a c_1, \dots, c_n jsou hodnoty váhovacích koeficientů. Přesnost odhadu EKG signálu závisí na tom, jestli byl zaznamenán dostatek informací z aktuálního měřeného signálu a na přesnosti váhovacích koeficientů, které mohou být odvozeny dvěma způsoby. Tím prvním je statistická metoda, která se opírá o analýzu měřených dat k určení koeficientů. Druhý přístup je deterministický, který závisí na porozumění základní aktivity srdce a jak se informace o této aktivitě přenáší na povrch těla skrz tělesné tkáně (15).

5.2.1. Metoda EASI

Metoda EASI se skládá ze 4 elektrod, k nimž se ještě přidá elektroda zemnicí. Polohy těchto elektrod jsou založeny na Frankových vektorkardiografických (VKG) svodech. Z těchto 4 elektrod vytvoříme 3 měřící místa ES, AS, AI. 12-ti svodový EKG signál je odvozen z lineární kombinace těchto tří bipolárních měření použitím optimalizovaných pevných koeficientů. Pro každý odvozený svod je transformace reprezentována rovnicí 5.2.

$$V_i = a_i * V_{ES} + b_i * V_{AS} + c_i * V_{AI} \quad 5.2,$$

kde V_i je napětí v daném okamžiku pro svod i , a_i, b_i, c_i jsou odpovídající váhovací koeficienty, které jsou použity pro váhování napětí V na jednotlivých svodech ES, AS, AI. V případě (15) je pro odvození 12-ti svodů potřeba sada obsahující 36 koeficientů.

Stejně jako u všech limitovaných systémů svodů, je hlavní výhodou EASI systému to, že 12-ti svodový EKG signál může být vyjádřen pro interpretaci z méně než dříve vyžadovaných 10-ti záznamových míst. To znamená, že proces měření zabírá méně času a je méně náročný, což je výhodou například u ambulantních monitorování. Další nespornou

výhodou je, že u tohoto systému je redukována náchylnost k pohybovým artefaktům a taktéž je jednodušší nalézt na těle pozici pro umístění elektrod (15).

5.2.2. Rekonstrukce 12-ti svodového EKG z redukovaných svodů

V (16) byly vygenerovány podmnožiny všech svodů z 8 nezávislých svodů (I, II, V1 – V6), vždycky obsahující končetinové svody a nejméně jeden nekordiální svod (nacházející se na přední straně hrudníku v oblasti srdce). Celkem tedy v (16) bylo prozkoumáno 62 rozdílných redukovaných sad svodů.

EKG záznamy byly náhodně rozděleny na učební a testovací sady o stejné velikosti. Pro každou podmnožinu svodu byly hlavní rekonstrukční koeficienty pro výpočet chybějících svodů odvozeny z výchozího EKG signálu v učební sadě užitím lineární regrese. Tyto koeficienty byly následně aplikovány na EKG signály v testovací sadě. U specifických pacientů byly koeficienty odvozeny z každého základního EKG signálu v testovací databázi.

5.2.3. Odvození 12-ti svodového EKG založeného na Frankově modelu trupu

V (17) jsou pro měření a následný výpočet ostatních svodů využity svody I, II, V1 a V6. Podle fixního dipólového modelu srdce může být potenciál na povrchu popsán rovnicí 5.3.

$$V = L^T * H \quad 5.3$$

kde H a L jsou sloupcové vektory se třemi elementy, nazývané vektor svodu a vektor srdce. Vektor srdce je ekvivalentní dipólovému zdroji srdce, který se mění s časem. Vektor svodu zůstává pro člověka konstantní, protože objem vodiče trupu je považován za neměnný. Frank změřil hodnoty vektoru svodu na povrchu těla s modelem typického trupu nazvaný povrchový obraz (17).

V (17) byl Frankův obraz povrchu naskenován a vektory svodu pro modifikované svody I, II a svody V1, V6 byly precizně změřeny pomocí programu pro zpracování obrazu.

Algoritmus pro odvození 12-ti svodového EKG používá změřené signály a vektory a svodu ze svodů I, II, V1 a V6. Vektor srdce může být získán pomocí rovnice 5.4.

$$H = (Lmes^T * Lmes)^{-1} * Lmes^T * Vmes \quad 5.4.$$

Potom hodnoty pro V2 až V5 můžeme získat podle rovnice 5.3 (17).

5.2.4. Lineární afinní transformace mezi 3 svodovým VKG a 12-ti svodovým EKG

V (18) byla pro analýzu vybrána data z databáze PhysioNet. Pro odvození 12-ti svodového EKG ze známých Frankových XYZ svodů bylo vybráno 25 náhodně vybraných svodů pro učení a ostatních záznamy z 80-ti dostupných byly použity pro testování. Z každého záznamu bylo vybráno 2000 bodů, které byly vytaženy ze střední části každého signálu.

Všechny označené záznamy pro trénink byly spojeny pro generování vstupní matice hodnot známých svodů pro získání nejmenších čtverců. Proces lineární regrese byl použit s ohledem na transformaci matice pro odvození 8 svodů ze 3 známých Frankových VKG svodů. Afinní transformace se běžně používá pro odvození vícenásobných regresních modelů (18). Tyto modely mohou kompenzovat konstantní zkreslení a nekonzistentní linie EKG signálů.

Lineární regresní model předpokládá, že každý odvozený svod může být získán z lineární kombinace hodnot 3 Frankových VKG svodů, například dle rovnice 5.5.

$$Y = A * X + \varepsilon = a_0 + a_1 * x_1 + a_2 * x_2 + a_3 * x_3 + \varepsilon \quad 5.5,$$

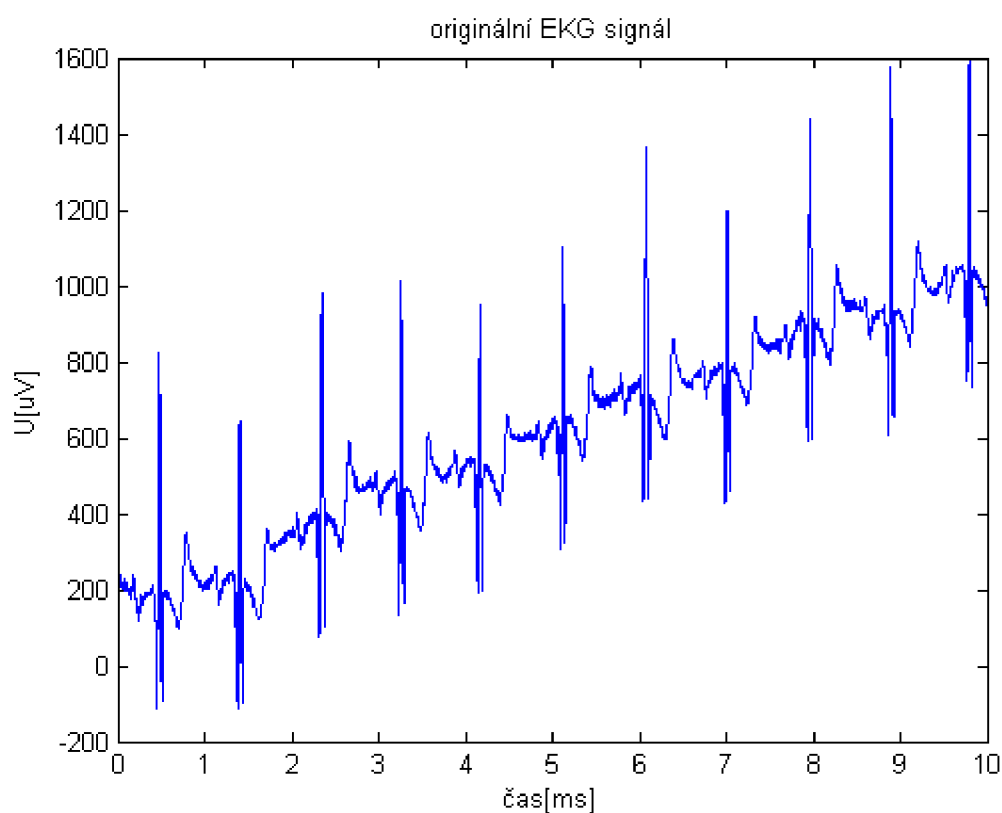
kde $Y=[y_1, y_2, \dots, y_8]^T$ jsou hodnoty 8 jednotlivých svodů (T značí transponovanou matici), $X=[x_1, x_2, x_3]$ jsou hodnoty Frankových svodů, ε je chyba, a_0, a_1, \dots, a_n jsou sloupce transformačních koeficientů a A je transformační matice (18). Potom jsou ze znalosti hodnot vstupních svodů a odpovídajících vektorů koeficientů odvozeny ostatní svody (18).

6. Detektor QRS komplexu

Pro detekci QRS komplexu je využit algoritmus, jenž byl navržen v práci (3), na principu vycházejícího z (19). Detekce je zde provedena metodou průchodů nulovými hladinami. Signály pro detekci jsou vybírány ze standardní databáze CSE, kde jsou uvedeny rozměřené EKG signály. Realizace je provedena v uživatelském prostředí Matlab.

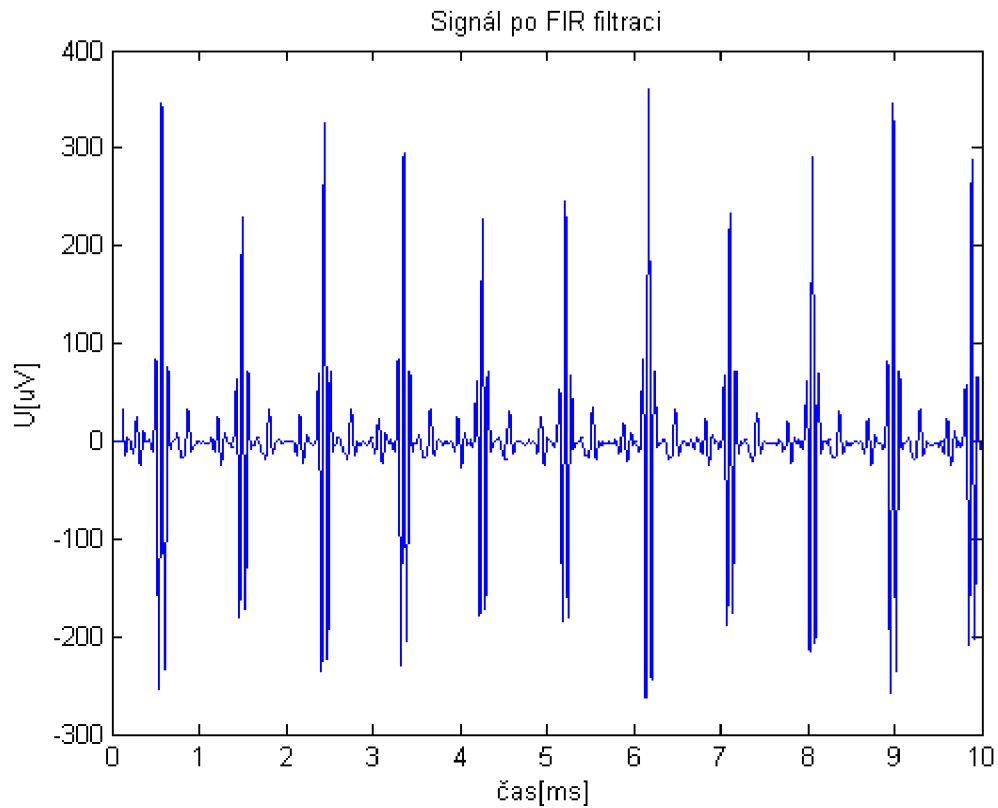
6.1. Předzpracování signálu

V první části algoritmu je uskutečněno předzpracování signálu, které spočívá v lineární filtraci, nelineární transformaci a následné úpravě poměru signál/šum.



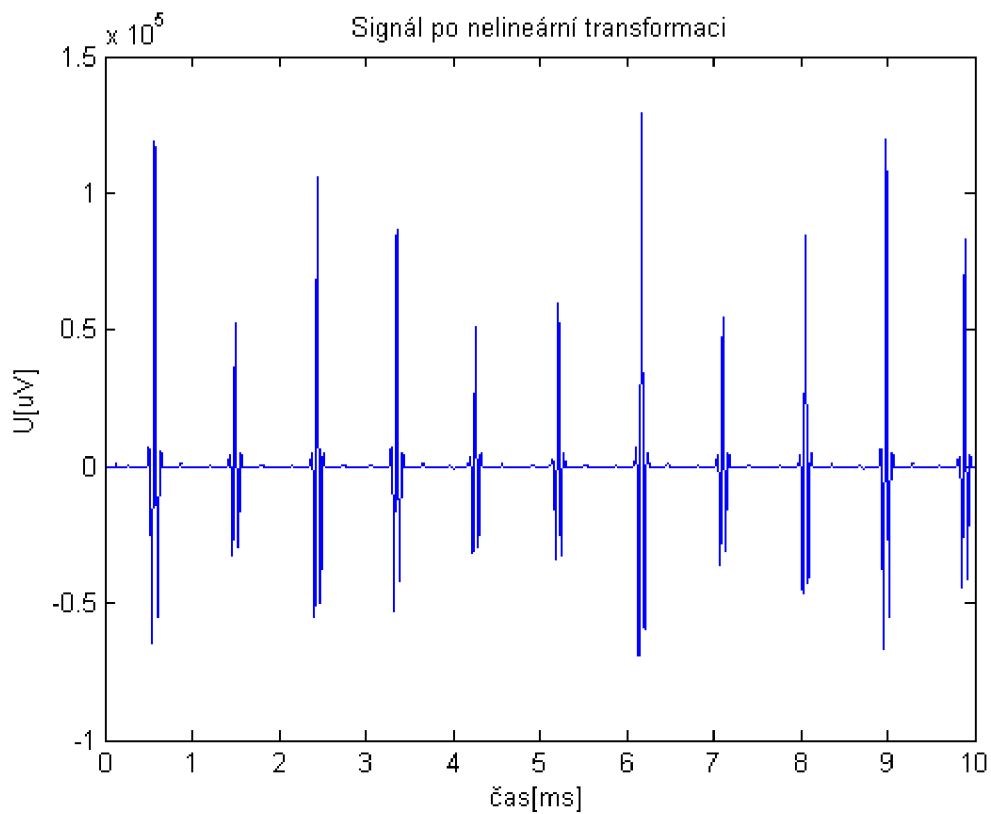
6-1 Původní EKG signál

Lineární filtrace je provedena pomocí filtru typu pásmová propust s mezními frekvencemi 19,5 a 35 Hz. Pro jeho realizaci byl vybrán FIR filtr a to díky jeho fázové charakteristice, která je lineární. K filtraci je potom použita funkce filter v matlabu (3).



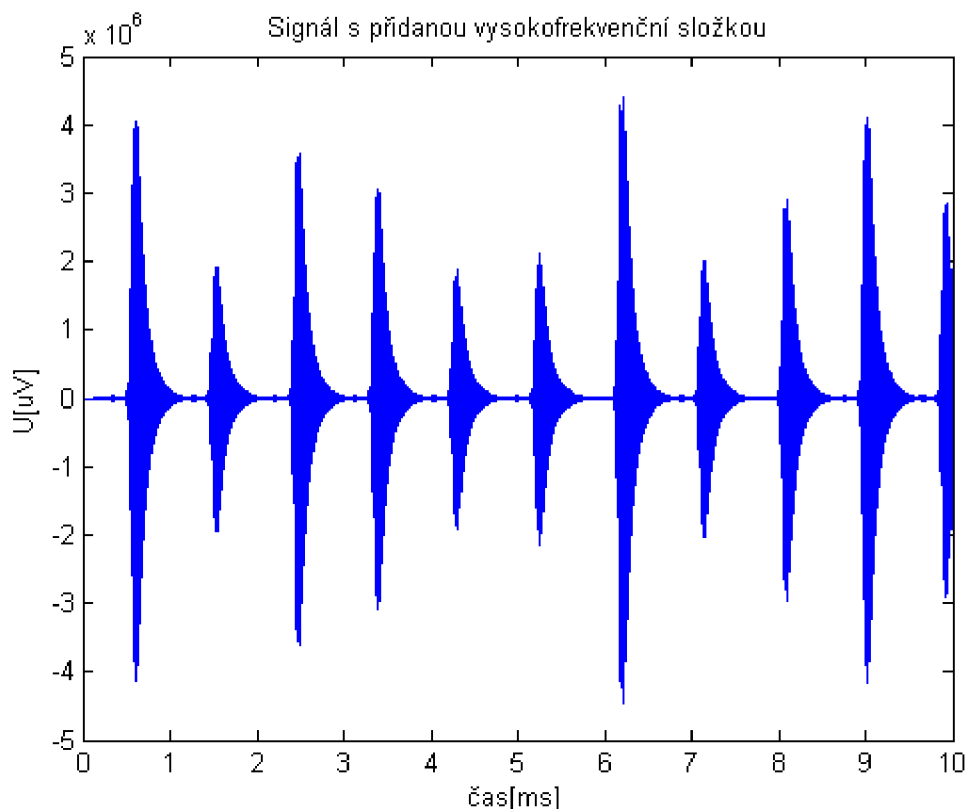
6-2 EKG signál po lineární filtraci FIR filtrem

Před provedením nelineární transformace je nutné odstranit některé z nevhodných částí signálu, což je uskutečněno jejich vynulováním. Samotná transformace je potom realizována pomocí znaménkové funkce sign, která je vynásobena umocněným filtrovaným signálem (19).



6-3 Filtrovaný signál po nelineární transformaci

Poslední částí procesu předzpracování je zvětšení poměru S/N, které je provedeno pomocí odhadu amplitudy ze signálu, vytvoření vysokofrekvenční složky a její přidání k transformovanému signálu (3).



6-4 Transformovaný signál s přidanou vysokofrekvenční složkou

6.2. Detekce průchodů nulou

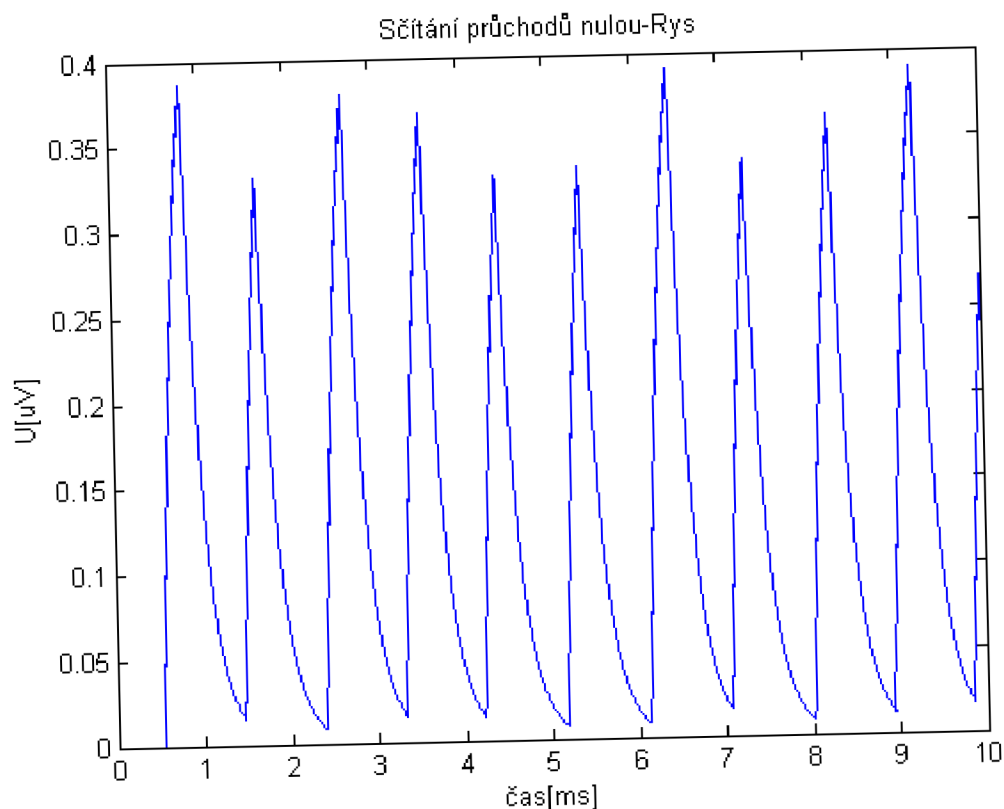
Detekce průchodů nulou byla provedena pomocí vztahu 6.1 (19):

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right| \quad 6.1,$$

kde $z(n)$ je hodnota aktuálního prvku, $z(n-1)$ předchozího vzorku. Pomocí tohoto vztahu jsou určeny vzorky, ve kterých dochází k průchodům nulou. Pro vyloučení vícenásobných detekcí byl použit práh. Dalším krokem v algoritmu pro detekci je určení rysu signálu, který je v této metodě reprezentován počtem průchodů nulou, jenž je dán pomocí výpočtu dle vztahu 6.2 (19), který je provedením filtru typu dolní propust.

$$D(n) = \lambda_D \cdot D(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot d(n) \quad 6.2,$$

kde $D(n)$ je hodnota rysu aktuálního a $D(n-1)$ předchozího vzorku, λ_D je faktor zapomnění. Hodnota $d(n)$ aktuálního vzorku nám potom značí, zda u něj došlo k detekci.



6-5 Rys signálu

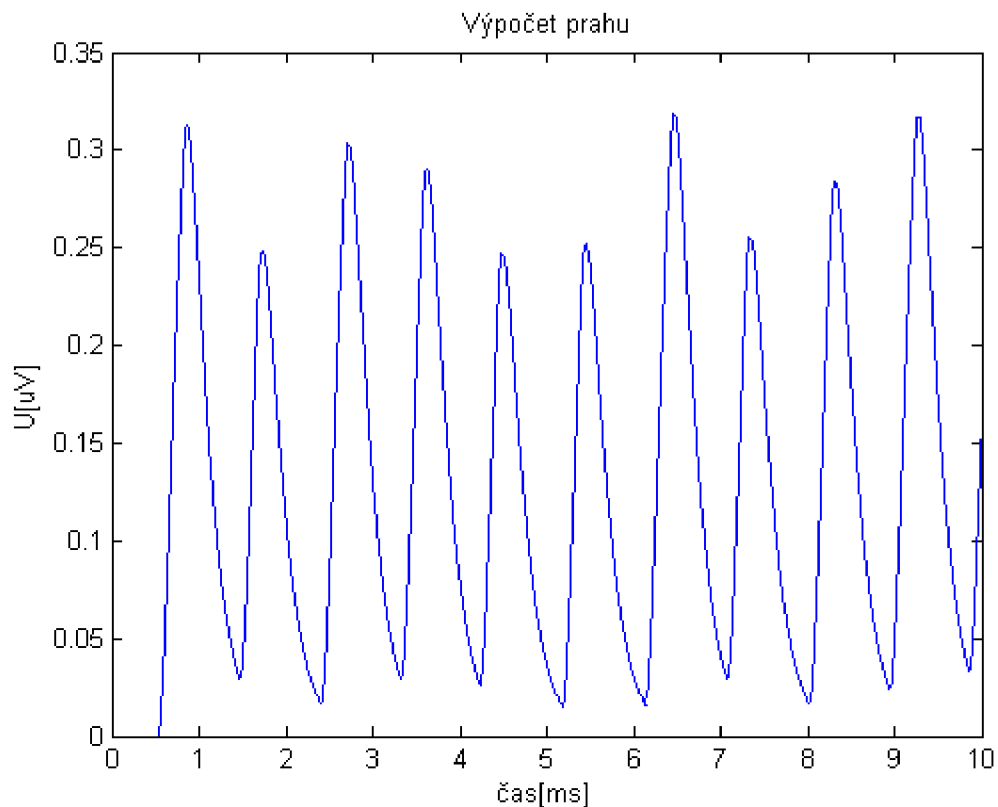
6.3. Detekce události

V této podkapitole bude provedeno nalezení pozice QRS komplexu. Algoritmus je složen z několika částí, kterými jsou určení prahu a následné porovnání jeho hodnoty s rysem signálu, vypočítaném v předchozí podkapitole. Jakmile budou porovnány všechny hodnoty, dojde k vyloučení vícenásobných detekcí.

Prvním krokem při detekci QRS komplexu je výpočet prahu pro samotnou detekci. Ten je proveden výpočtem z rysu signálu D , pomocí vztahu 6.3 (3), (19):

$$\theta(n) = \lambda_{\theta} \cdot \theta(n-1) + (1 - \lambda_{\theta}) \cdot D(n) \quad 6.3,$$

kde $D(n)$ je rys aktuálního vzorku signálu, $\theta(n)$ a $\theta(n-1)$ jsou hodnoty vypočítaných prahů aktuálního a předchozího vzorku. λ_{θ} je faktor zapomnění, jehož hodnota byla podle (3) stanovena na 0,98.

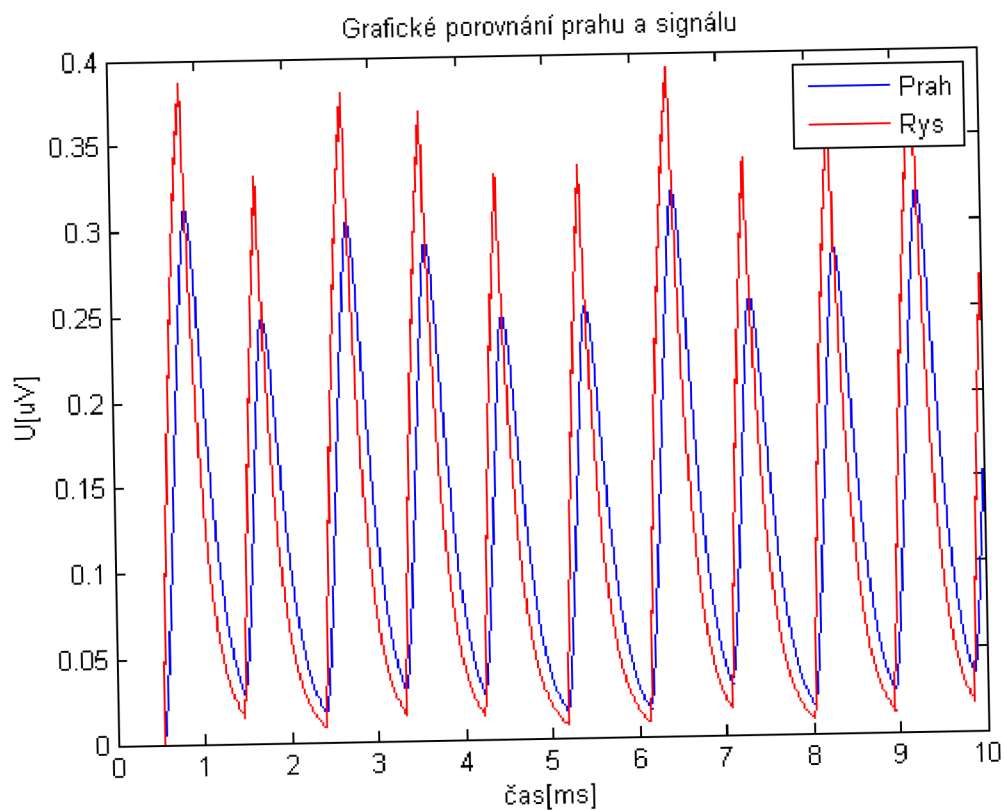


6-6 Práh signálu

Další částí algoritmu pro detekci QRS komplexu je stanovení jejich pravděpodobných pozic a odstranění vícenásobných průchodů a falešných detekcí. Tyto procesy slouží ke zlepšení účinnosti detektoru a jsou složeny ze dvou pravidel:

1. Užití hranice, která je dána jako hodnota maximálního rysu signálu D podělena hodnotou 140.
2. Maximální vzdálenosti detekovaných událostí

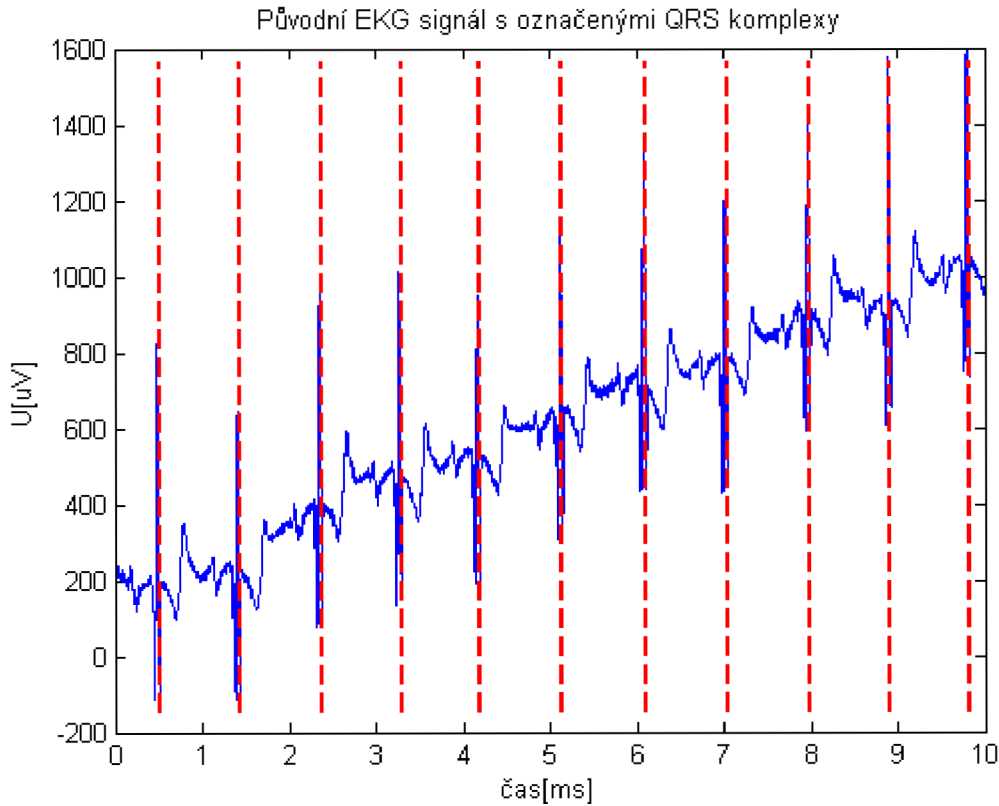
Pokud nejsou tyto podmínky splněny, tak jsou detekované události spojeny do jedné, čímž je stanovena pozice QRS komplexu (3).



6-7 Porovnání rysu signálu s prahem

6.4. Časová lokalizace R vlny

Tato poslední část algoritmu pro detekci QRS komplexu slouží k upřesnění pozice detekovaného komplexu. Tato úprava je nutná z důvodu zpoždění, které je zavedeno FIR filtrem. Teoretická hodnota tohoto posuvu je dána jako $\frac{94}{2} = 47$, kde 94 je řád filtru. Jako praktická hodnota byl použit posuv o 18 vzorků, jenž byl zjištěn experimentálně a postupně byl upřesněn (3).

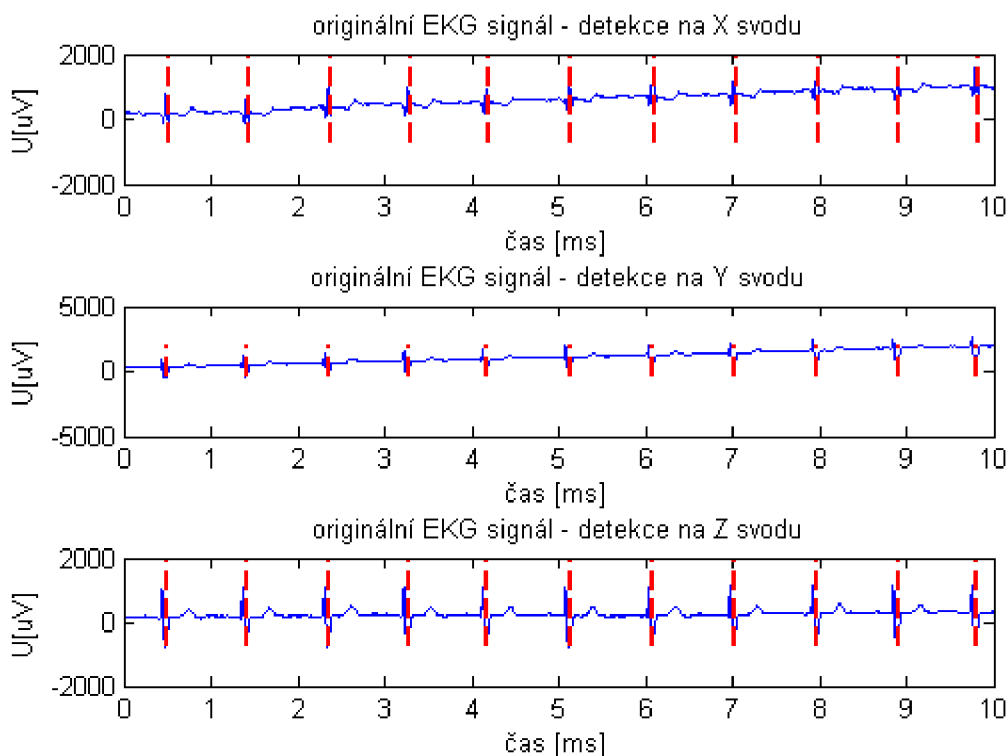


6-8 Původní EKG signál W001 s označenými QRS komplexy

6.5. Kombinace svodů

Princip metody kombinace svodů bude ukázán na signálu W001 z třísvodové XYZ databáze CSE. V úvodní části algoritmu jsou detekovány pozice QRS komplexů na jednotlivých svodech, což je ukázáno na obrázku 6.9.

V prvním kroku algoritmu pro kombinaci svodů je vytvořena matice a , která se skládá z detekovaných pozic QRS komplexů jednotlivých svodů, nacházejících se v proměnných polohyQRS1-3 (1-12 pro dvanácti svodovou databázi). Tato matice je poté pro potřeby shlukové analýzy seřazena od nejmenší hodnoty po hodnotu nejvyšší, k čemuž byla využita integrovaná matlabovská funkce *sort*.



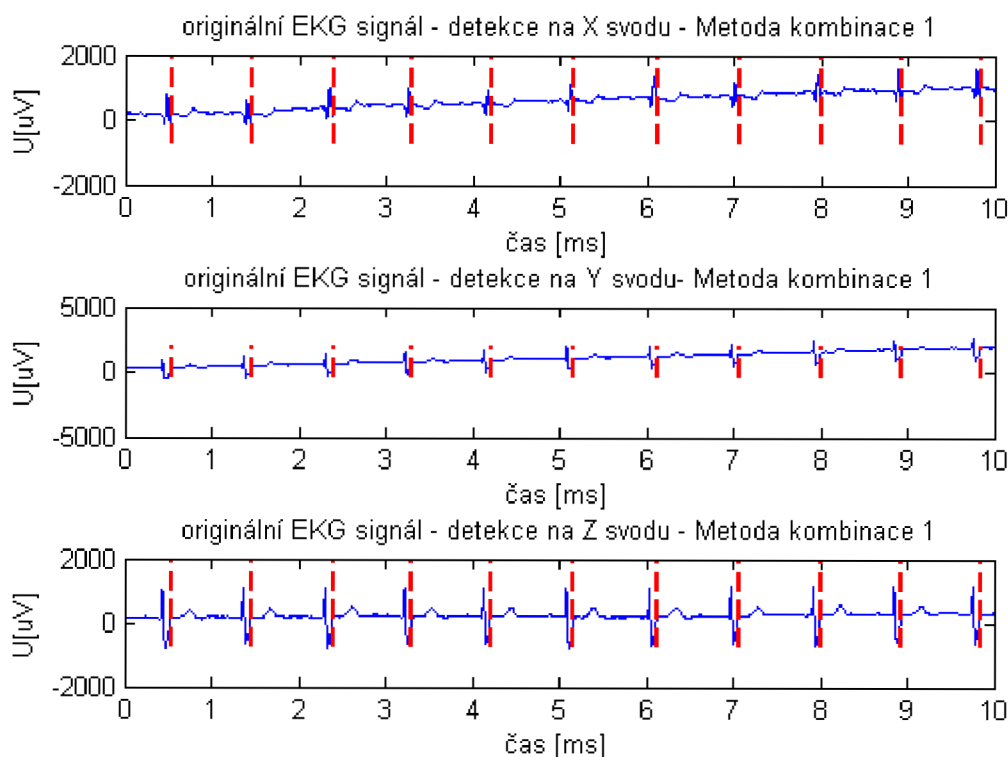
6-9 EKG signál W001 – bez kombinace svodů

6.5.1. Metoda navržená v této práci

Na úvodní fázi algoritmu pro kombinaci, která byla uvedena výše, poté navazuje samotná metoda kombinace svodů. Princip této metody je založený na vytváření shluků z QRS komplexů získaných detekcí na jednotlivých svodech. Jako pravidlo pro rozřazení shluků byla použita maximální možná vzdálenost QRS komplexů, která může být v rámci jednoho shluku 50. Tato hodnota vyšla z testování nejlépe. Kombinovanou hodnotu QRS komplexu tedy získáme jako průměr dat z jednotlivých svodů.

Jako první se u třísvodové databáze testuje, zda je vzdálenost mezi následujícími třemi prvky vzdálenost menší než 50. Pokud ano, tak je nová pozice QRS komplexu dána zaokrouhleným průměrem těchto tří hodnot a poté se v databázi seřazených hodnot posuneme se o tři pozice dále. Pokud je tato vzdálenost menší než 50, tak se provede testování se stejnou vzdáleností pouze pro první dva QRS komplexy. Pokud bude vzdálenost menší než 50, tak je pozice QRS komplexu dána průměrem těch dvou hodnot a my se posuneme o dvě pozice v seřazené databázi. Pokud je vzdálenost větší než 50, tak je pozice QRS komplexu dána původní hodnotou, a poté se opět posuneme, ale tentokrát pouze o jednu pozici. Tento postup budeme opakovat tak dlouho, dokud se nedostaneme až na konec této databáze.

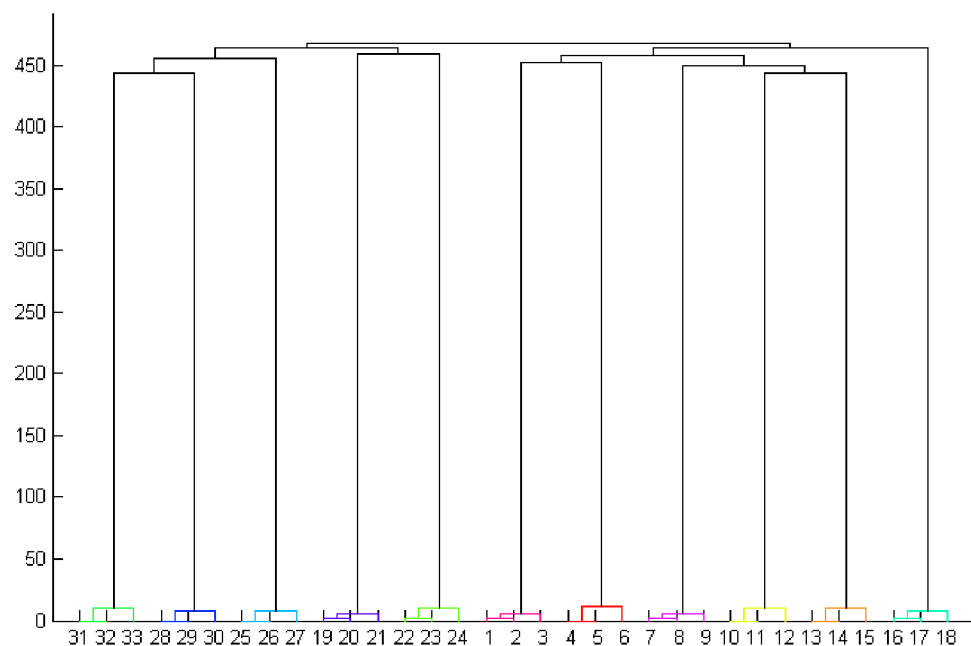
Na následujících obrázcích si můžete prohlédnout signál W001.mat s označenými pozicemi QRS komplexů po kombinaci svodů.



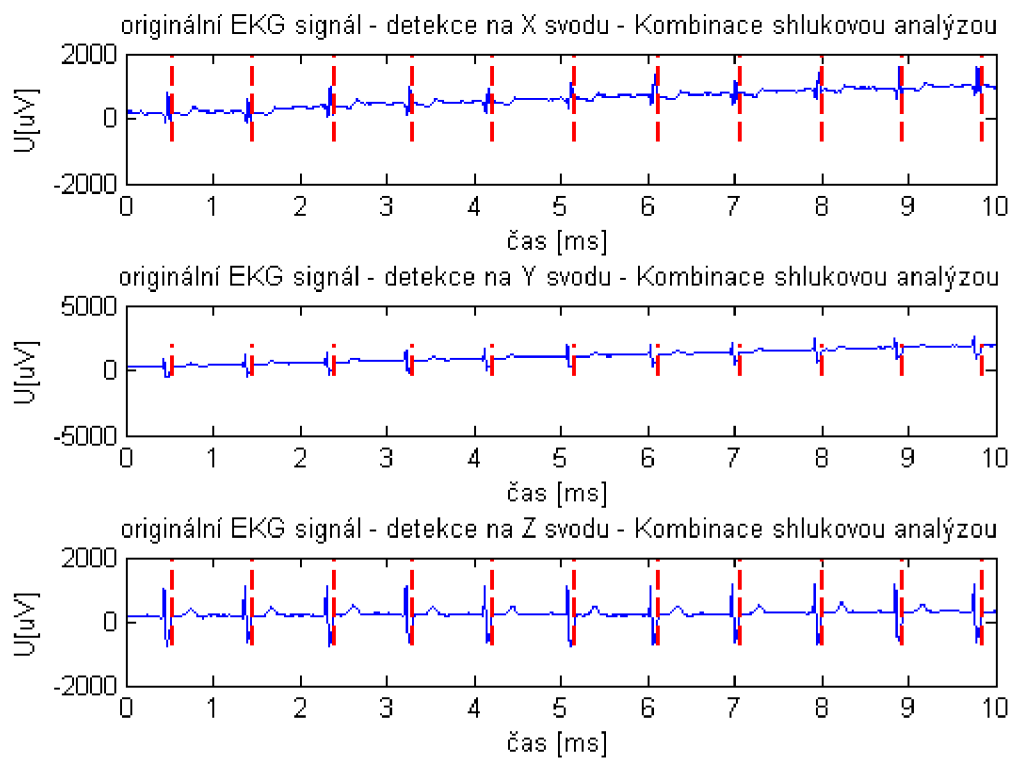
6-10 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda 1

6.5.2. Metoda nejbližšího souseda

Princip metody typu nejbližšího souseda patřícího do oblasti shlukové analýzy byl popsán v kapitole 5.1. Tento přístup byl realizován pomocí integrovaných funkcí v matlabu. Pro ukázkou je na obrázku 6.11 uveden dendrogram, který ukazuje vytváření shluků pro kombinaci svodů pomocí shlukové analýzy. Dále byla tato metoda doplněna o pravidlo testující, zda se detekované pozice nachází alespoň ve dvou svodech, čímž dochází k zabránění některých falešných detekcí. Na obrázku 6.12 je potom ukázán signál W001 s realizací kombinace svodů výše uvedeným přístupem. Pozice QRS komplexu je potom vybrána jako hodnota mediánu z pozic nacházejících se v jednotlivých shlucích.



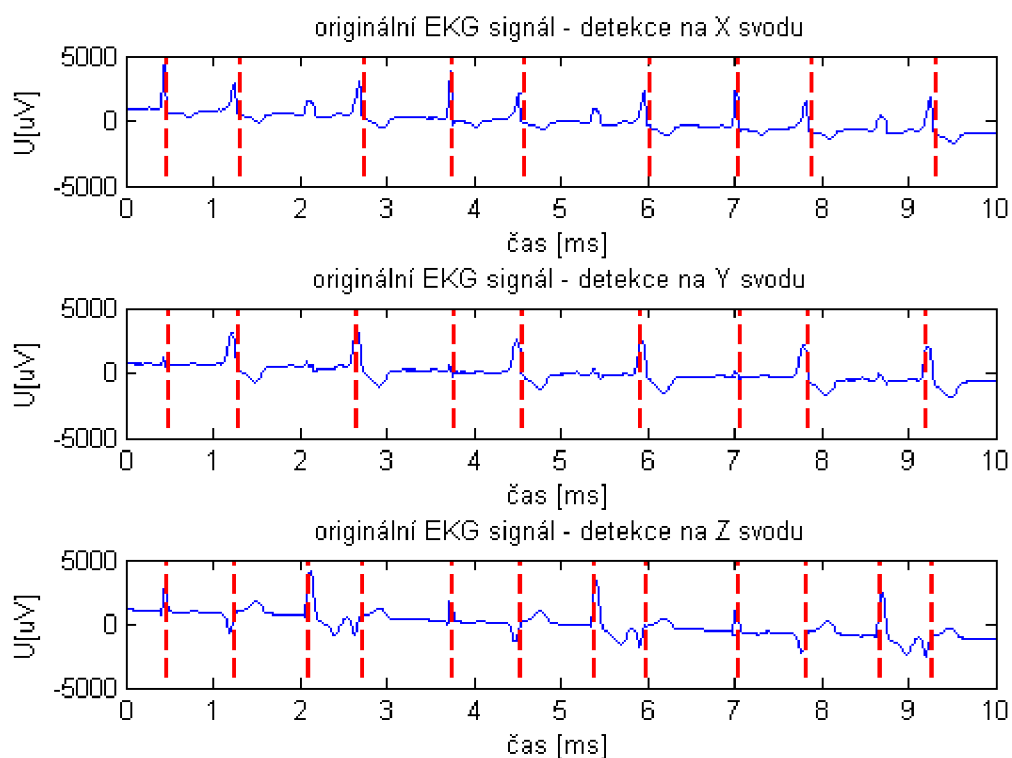
6-11 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda shlukové analýzy



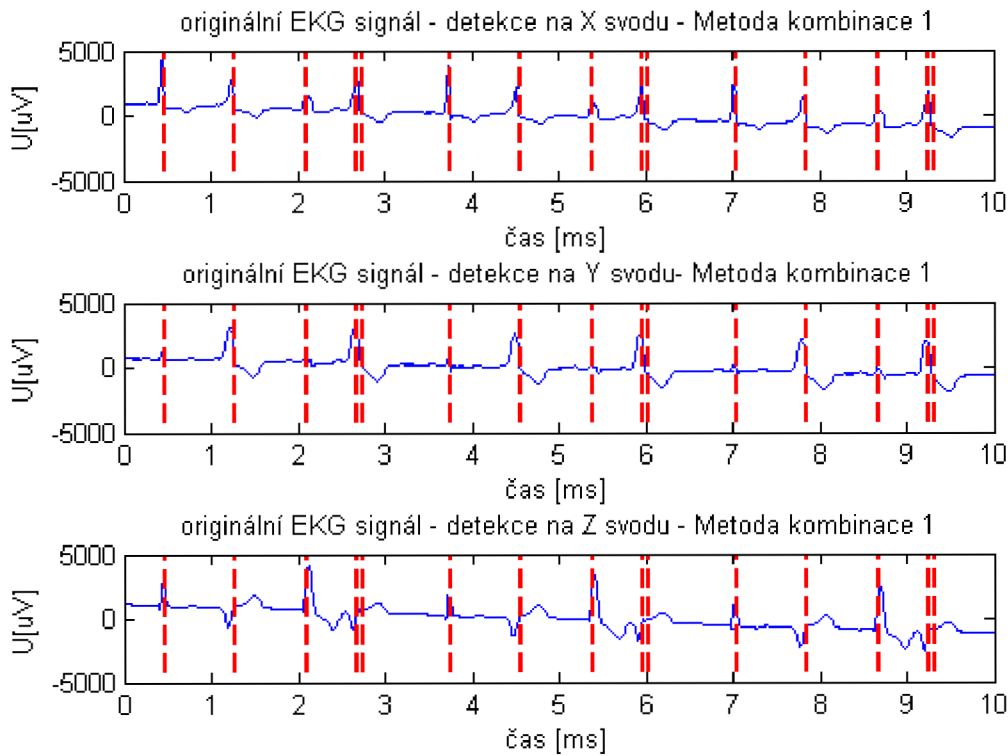
6-12 EKG signál W001 – Kombinace svodů metoda shlukové analýzy

6.5.3. Porovnání jednosvodové a vícersvodových metod

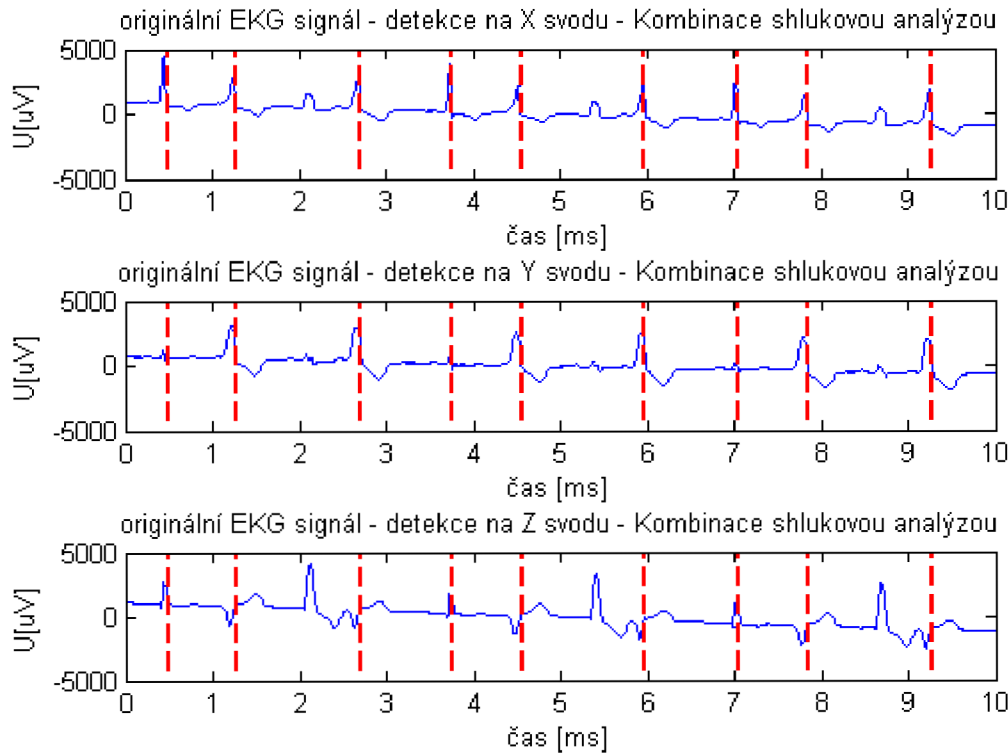
Pro ukázkou srovnání detekce budou na obrázcích 6-13 až 6-15 zobrazeny pozice QRS komplexů bez kombinace svodů a oběma metodami kombinace svodů. Zobrazená detekce byla provedena na signálu W117.mat z třísvodové databáze CSE. Sensitivita a pozitivní predikce mají pro jednotlivé svody hodnoty 83,33 % a 100,00 %. Po užití kombinace svodů se tyto hodnoty změnily na 75,00 % a 100,00% pro shlukovou analýzu. Pro metodu navrženou v této práci jsou nové hodnoty 100,00 % a 80,00 %.



6-13 EKG signál W117 – bez kombinace svodů

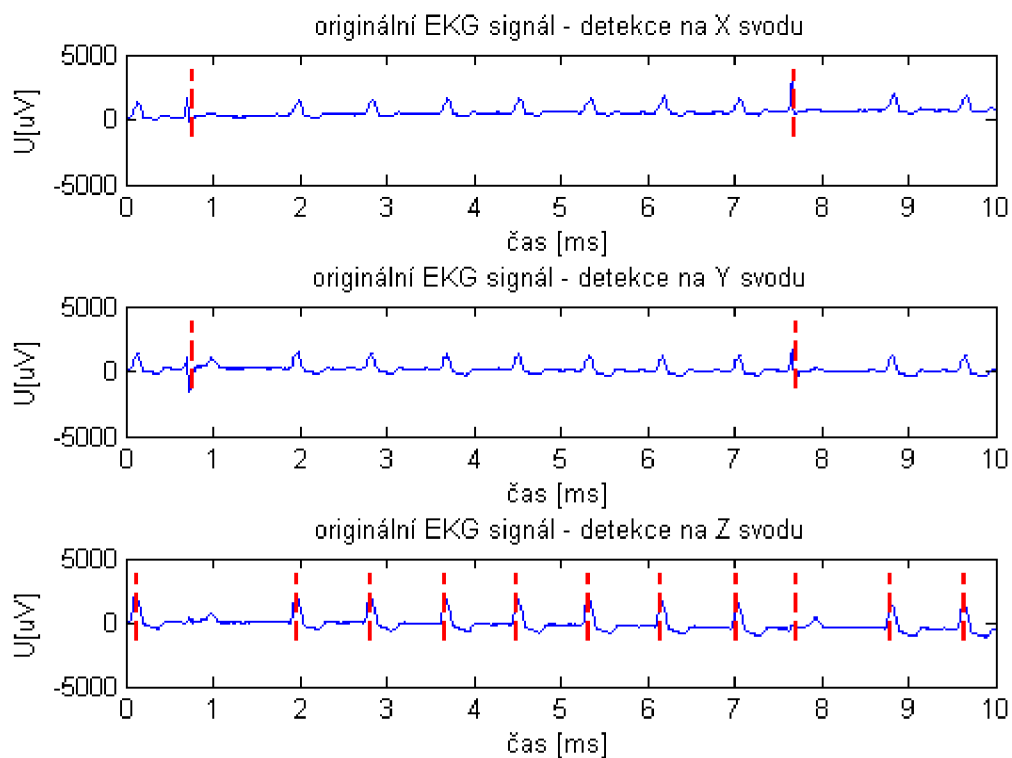


6-14 EKG signál W117 – S kombinací svodů metoda 1

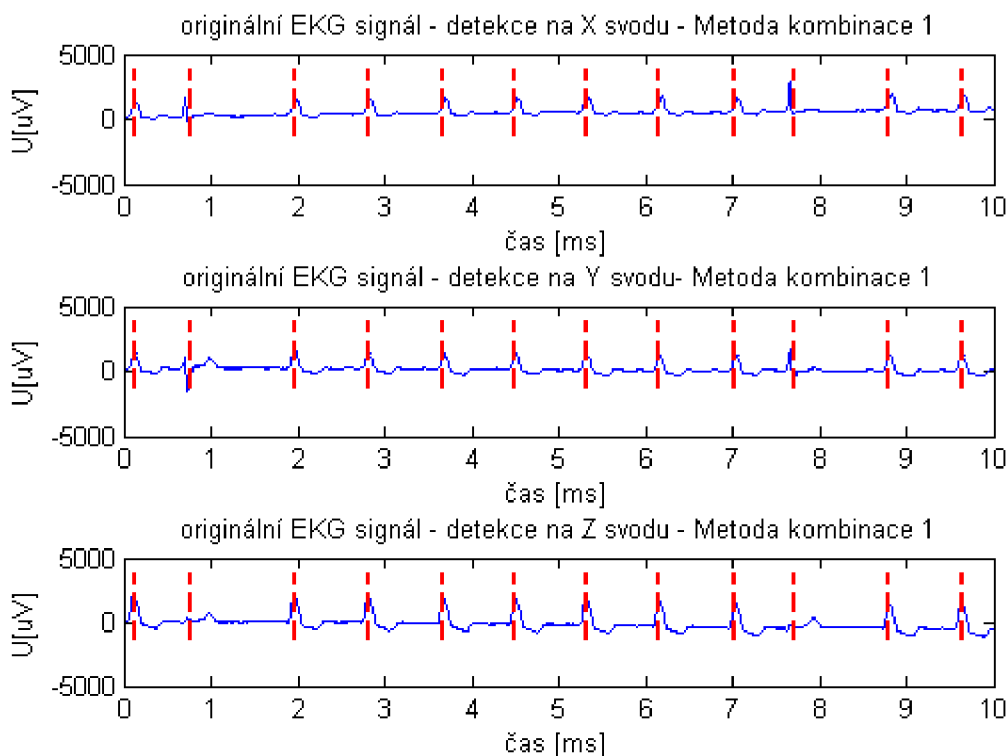


6-15 EKG signál W117 – S kombinací svodů shlukovou analýzou

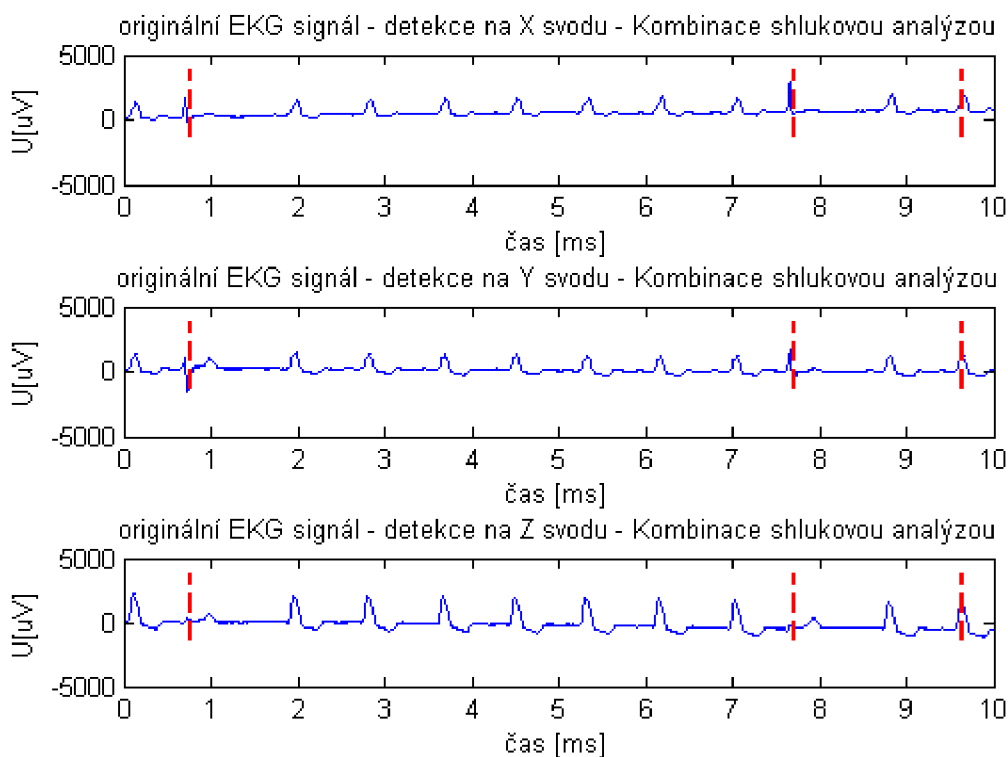
Na obrázcích 6.16 – 6.18 je zobrazena ukázka detekce na signálu W065. Hodnoty Sensitivity a pozitivní predikce pro jednosvodovou metodu jsou 42,42 % a 93,33 %. Po uplatnění shlukové analýzy došlo k poklesu hodnoty Se na 27,27 %, ale +P oproti tomu vzrostla na 100,00 %. U navrhované metody se údaje změnilly na 100,00 % a 91,67 %.



6-16 EKG signál W065 - bez kombinace svodů



6-17 EKG signál W065 – s kombinací svodů 1. metodou



6-18 EKG signál W065 – s kombinací svodů shlukovou analýzou

6.5.4. Srovnání výsledků

Detektor QRS komplexu byl otestován na ortogonálních a standardních svodech databáze CSE. Z testování byly odstraněny některé nevhodné signály. Sensitivita detektoru bez kombinace svodů dosáhla hodnot 98,00 % pro databázi XYZ a 96,93 % pro verzi 12-ti svodovou. Po aplikaci vícesvodových pravidel bylo dosaženo navrhovanou metodou hodnot 99,58 % a 99,46 %. U shlukové analýzy to potom bylo 98,68 % a 98,65 %.

Druhým parametrem, který slouží k hodnocení detekce je pozitivní predikce. Pro tento parametr jsou výsledné hodnoty nekombinovaných svodů 99,16 % pro XYZ a 98,16 % pro standardní svody. Aplikací algoritmu s kombinováním svodů pomocí shlukové analýzy bylo dosaženo zlepšení na 99,85 % a 99,39 %. U navrhované metody potom došlo k poklesu na hodnoty 97,85 % a 93,47 %.

V tabulce 2 je uvedeno srovnání různých přístupů detekce QRS komplexu podle účinnosti na 12-ti svodové databázi CSE.

Tabulka 2 Srovnání metod testovaných na 12-ti svodové CSE databázi (3)

Metoda	Se	P+
	[%]	[%]
Metoda průchodů nulovou hladinou (3)	96,93	98,71
Metoda průchodů nulovou hladinou - s kombinací svodů (shluková analýza)	98,65	99,39
Metoda průchodů nulovou hladinou - s kombinací svodů (navržená metoda)	99,46	93,47
Vylepšená detekce využívající dynamický práh (20)	98,56	99,18
Detekce QRS komplexů 12-ti svodového EKG (21)	98,56	99,18
Přístup založený na detekci pomocí matematické morfologii (22)	99,38	99,38
Identifikace a vymezení QRS komplexů pomocí Fuzzy logiky (23)	98,90	97,84
Entropie na základě algoritmu pro detekci srdečního rytmu (24)	99,93	99,13
Kombinovaná entropie založená na detekci QRS komplexů (25)	99,93	99,46
Identifikace QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG (26)	99,74	98,39
Rozměření QRS komplexu, P a T vlny v 12-ti svodovém EKG (27)	98,56	
Umělé neuronové sítě založené na QRS komplexu analyzovaného EKG (28)	99,11	

7. Rozměření EKG signálu

7.1. Hranice QRS

Pro detekci začátku QRS komplexu budeme vycházet z detekované pozice QRS komplexu a signálu y_f , což je signál získaný nelineární transformací při filtraci EKG signálu pro detekci QRS komplexu.

Postup hledání začátku je takový, že na úvod zjistíme, zda je hodnota signálu kladná či záporná, podle toho určíme další postup při detekci počátku QRS. Pokud bude hodnota záporná, tak pozice počátku je na pozici druhého přechodu přes práh, pokud bude kladná, tak pozice začátku QRS komplexu bude na pozici prvního přechodu přes práh.

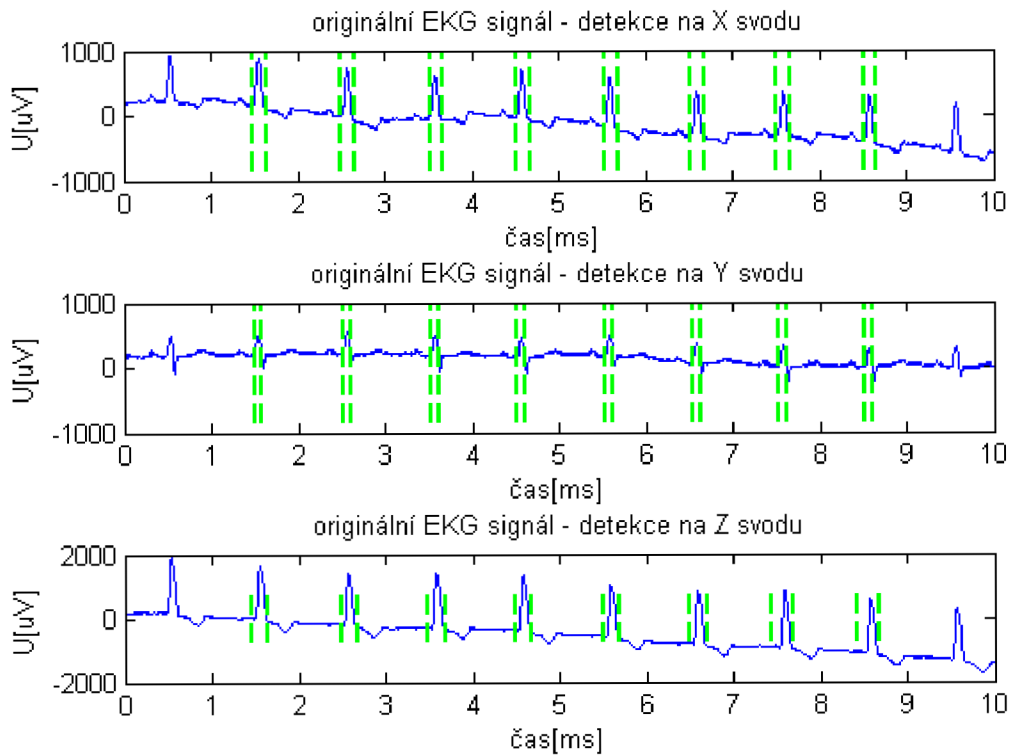
Pozice přechodů hledáme tak, že testujeme hranici, a posuneme se o jednu pozici doleva, takto se posouváme tak dlouho, dokud nesplníme výše uvedené podmínky.

Pro detekci konce QRS komplexu použijeme podobný princip jako pro hledání počátku. Na úvod opět otestujeme, zda se jedná o kladnou nebo zápornou hodnotu. Při záporné hodnotě je pozice konce QRS komplexu na pozici třetího přechodu přes práh. Při kladné hodnotě potom na pozici čtvrtého přechodu přes práh.

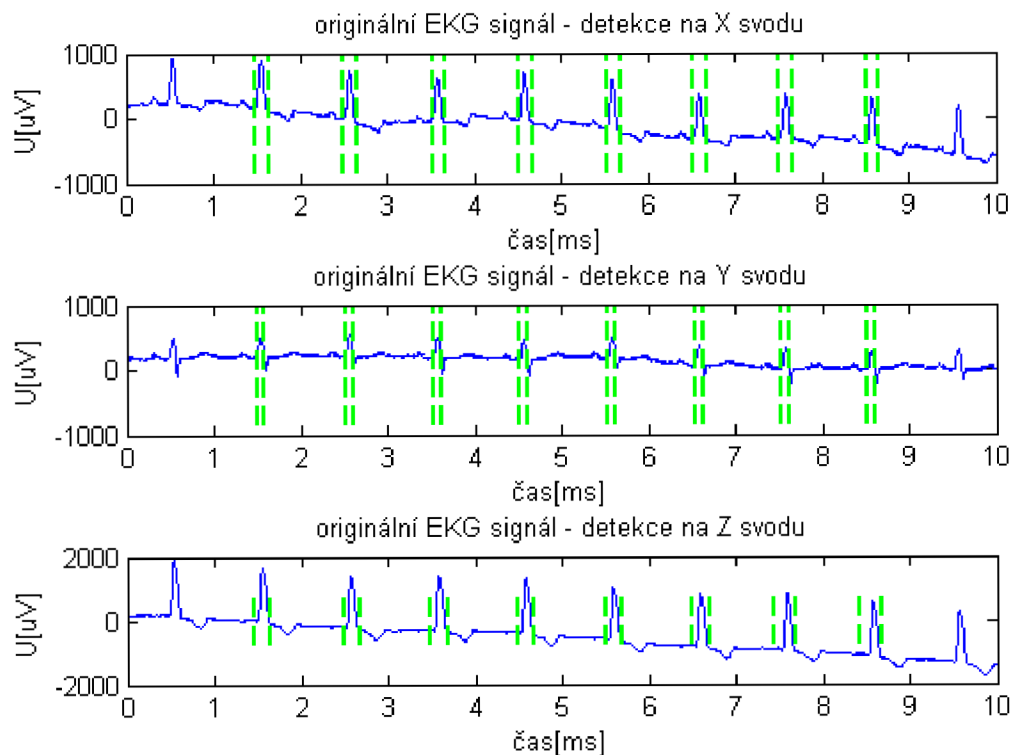
Pozice přechodů opět hledáme tak, že testujeme hranici a posunujeme se o jednu pozici doprava tak dlouho, dokud nebudou splněny výše uvedené podmínky.

Nevýhodou algoritmu navrženého v této práci je, že není schopen rozměřit signál v prvním a posledním cyklu EKG signálu.

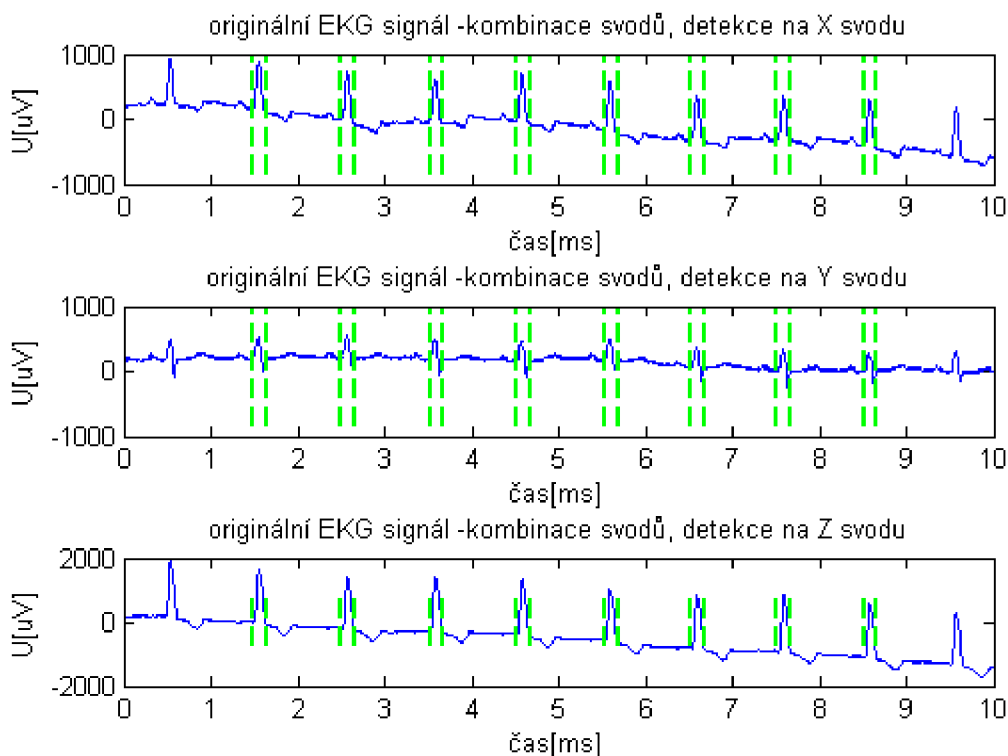
Pro základní ilustraci byl vybrán signál W017. Na obrázku 7.1 je zobrazena detekce hranic QRS komplexu bez kombinace svodů. Na obrázcích 7.2-7.3 se potom nachází ukázka po aplikaci vícesvodových metod, které jsou shodné s kombinací svodů pro u detekce QRS komplexů.



7-1 W017 Hranice QRS komplexu – bez kombinace svodů



7-2 W017 Hranice QRS komplexu – kombinace svodů navrhovanou metodou



7-3 W017 Hranice QRS komplexu – kombinace svodů shlukovou analýzou

7.2. P vlna

První fází detekce P a také T vlny je úprava EKG signálu tak, aby v něm tyto složky byly zvýrazněny. Toho se dosáhne eliminací QRS komplexu a následnou filtrací pásmovou propustí. Eliminace QRS komplexu je provedena lineární interpolací mezi pozicemi detekovaných hranic QRS komplexu. Lineární filtrace je provedena FIR filtrem neboli pásmovou propustí, jejíž mezní frekvence jsou 8 a 15 Hz. Samotná detekce hranic P vlny je potom prováděna ve dvou krocích. Jako první je detekována pozice konce P vlny, poté následuje hledání jejího konce.

Prvním krokem je hledání maxima a minima v časovém okně délky 100 vzorků, jehož koncem je pozice počátku QRS komplexu s posunem 25-ti vzorků. Pokud je pozice minima větší než maxima, tak je jako pozice konce P vlny stanovena poloha minima. V opačném případě je polohou konce P vlny pozice maxima.

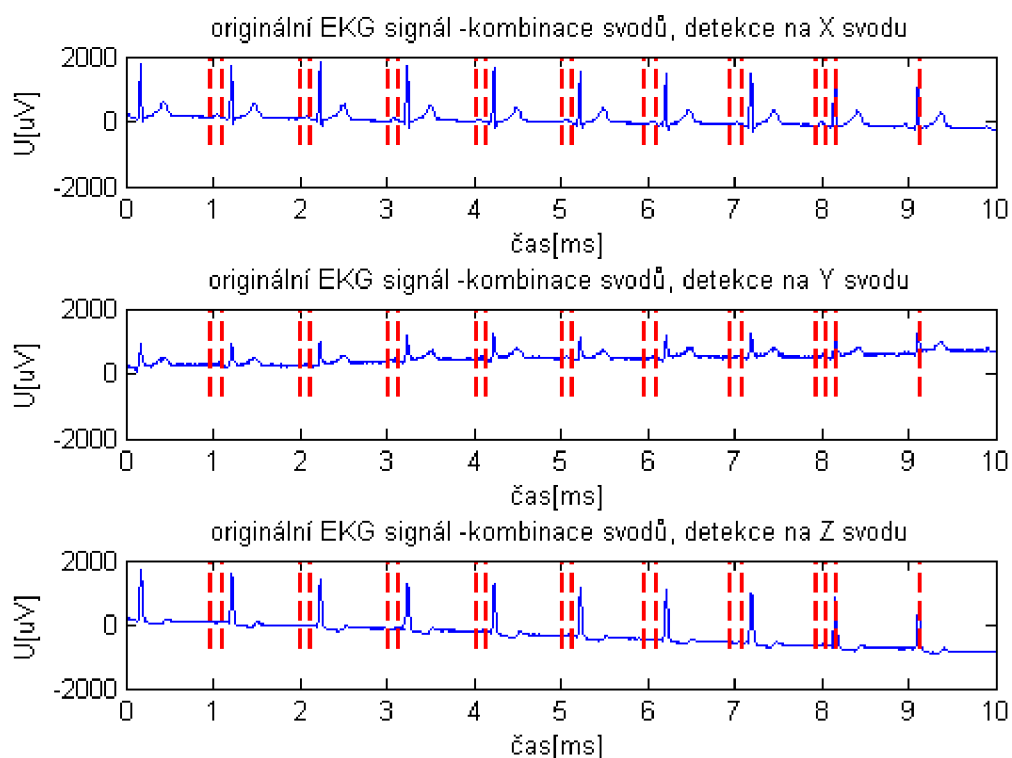
Na fázi detekce konce P vlny navazuje hledání pozice jejího počátku. Tato poloha je opět hledána pomocí maximálních a minimálních hodnot. Postup je takový, že se opět využívá vyhledávacího intervalu, tentokrát o délce 50-ti vzorků. Vychází se z polohy konce P vlny.

Pokud byla poloha P vlny stanovena minimem, tak je hledáno maximum a po jeho nalezení se hledá pozice následujícího minima směrem doleva. Nalezená pozice minima je

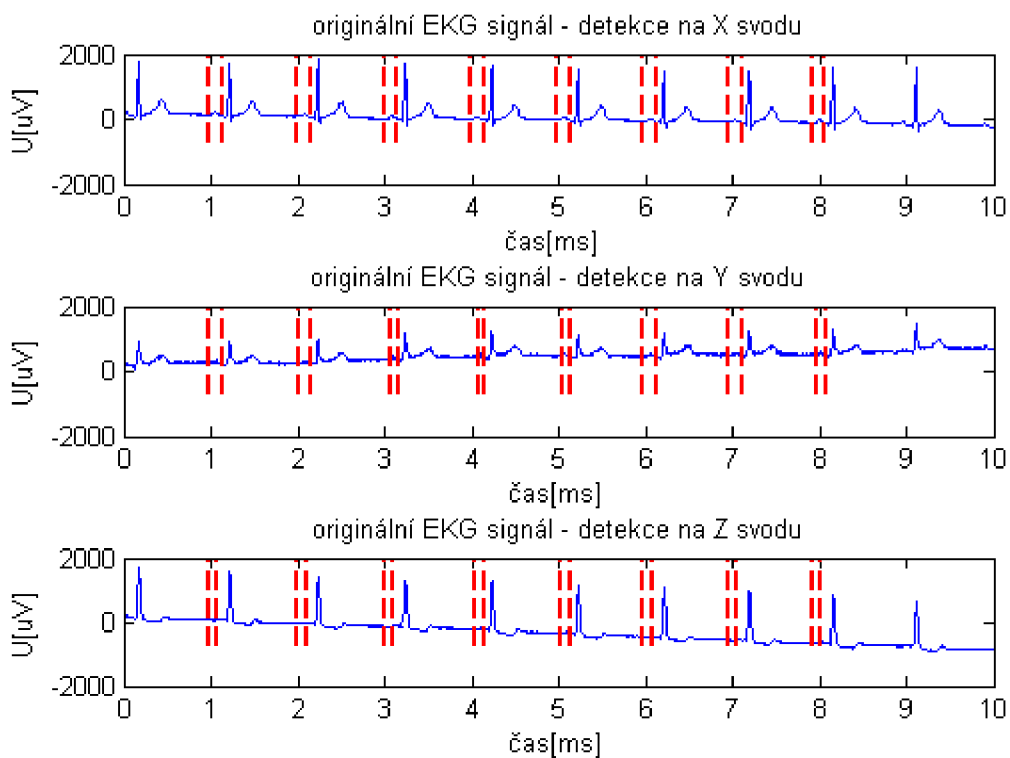
potom brána za pozici počátku P vlny. Pokud byla poloha konce P vlny dána maximem, tak se bude hledat minimum a po něm následující maximum opět směrem doleva. V tomto případě bude poloha počátku P vlny dána pozicí tohoto maxima.

Nevýhodami navrženého algoritmu je to, že stejně jako v případě detekce hranic QRS komplexu není schopen rozměřit první a poslední cyklus v EKG signálu. Navíc je problémem různorodost tvarových morfologií P vlny, jelikož algoritmus není schopen rozměřit veškeré možné tvary.

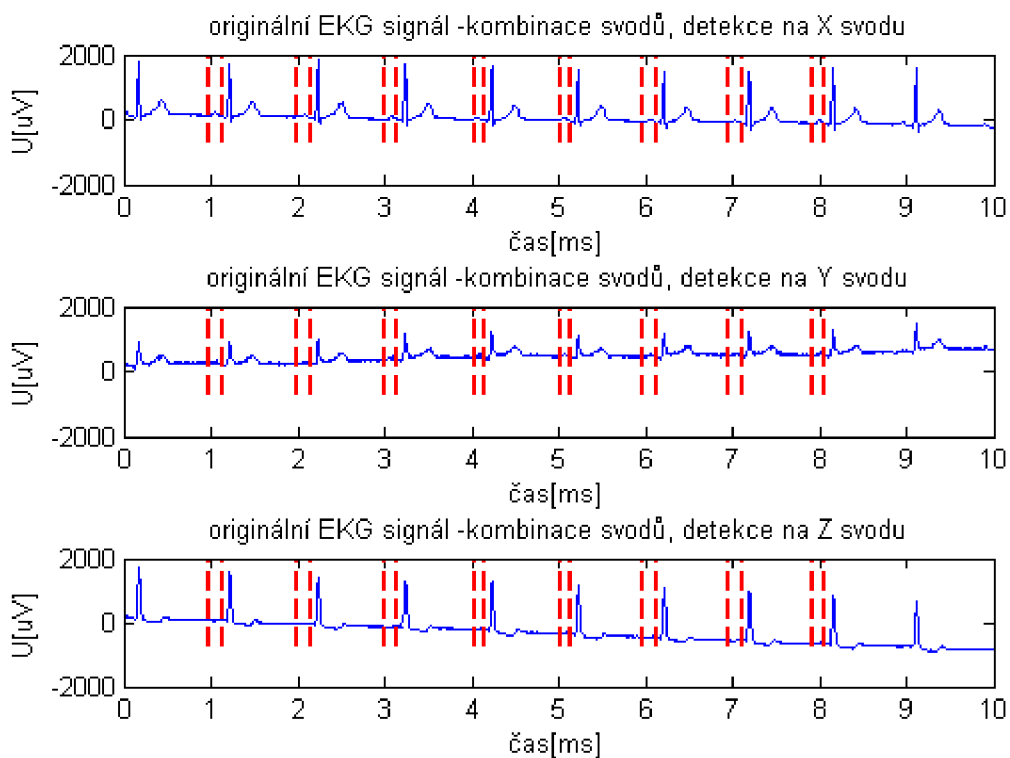
Na obrázcích 7.4-7.6 je ukázka rozměření P vlny na signálu W066. Stejně jako v předchozích případech jsou zobrazeny situace rozměření bez a s kombinací svodů.



7-4 W066 Hranice P vlny - bez kombinace svodů



7-5 W066 Hranice P vlny - s kombinací svodů metodou 1



7-6 W066 Hranice P vlny - s kombinací svodů shlukovou analýzou

7.3. Srovnání výsledků

Dosažené výsledky jsou porovnávány vůči referenčním hodnotám, které jsou dány mediánem z hodnot získaných pomocí 14 rozměřovacích algoritmů (10). Tato sada referenčních hodnot obsahuje pro každý signál jeden rozměřený cyklus, který je společný všem svodům.

Navržený algoritmus byl realizován a otestován na ortogonálních svodech databáze CSE. Na standardních svodech je provedena pouze detekce QRS komplexů s kombinací svodů. Z testování bylo vyřazeno několik signálů a nakonec ze 125 dostupných signálů zůstalo pro otestování 102 signálů. Mezi signály vyřazenými z testování jsou signály, jejichž cyklus uvedený v referenčních hodnotách, je prvním nebo posledním cyklem v signálu EKG. Důvod je ten že navržený algoritmus není schopen detekovat pozice v prvním a posledním cyklu. V rámci této práce byly určeny a otestovány hranice QRS komplexu a pozice počátku a konce P vlny. Hodnoty jsou srovnávány s hodnotou dvojnásobku směrodatné odchylky $2\sigma_{CSE}$.

Přesnost detektoru je stanovována pomocí směrodatné a průměrné odchylky mezi referenčními a detekovanými pozicemi (10).

Srovnání s výsledky jiných autorů je uvedeno v tabulce 3.

Tabulka 3 Srovnání výsledků rozměření EKG

Metoda	Pon	Pend	QRSon	QRSend	Tend	parametry
Navržená metoda	41,6±54,8	30,5±41,9	8,0±10,0	12,0±15,4	N	m±s [ms]
Shluková analýza	40,9±58,6	30,9±44,1	7,4±9,5	13,1±15,7	N	m±s [ms]
Vítek 2010 3 svody (10)	1,9±12,8	-1,7±14,4	0,3±6,3	-2,5±6,5	-1,8±16,8	m±s [ms]
Vítek 2010 12 svodů (10)	-0,8±5,7	1,1±6,4	1,3±4,2	-1,9±5,0	0,0±13,8	m±s [ms]
Laguna (11)	-0,1±5,7	0,5±8,3	-3,6±4,2	0,1±7,7	9,7±16,5	m±s [ms]
2σ _{CSE}	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6	[ms]

Jak je možné vidět z tabulky tak algoritmus navržený v této práci není příliš užitečný, neboť kritérium $2\sigma_{CSE}$ nesplňuje ani v jednom z bodů. Nejbližší jsou ke splnění hodnoty počátku a konce QRS komplexu. Hodnoty u hranic P vln jsou nevhodné a jedním z důvodů může být to, že algoritmus nerespektuje všechny možné morfologie P vln, ale jen jejich část.

8. Závěr

Cílem této práce bylo nastudovat a shrnout moderní metody detekce QRS komplexu. Dále měl být navrhnout detektor QRS komplexu a metoda vícesvodového rozměření komplexu. Dalším z úkolů bylo nastudování přístupů pro rozměřování EKG signálů s následnou realizací rozměření EKG signálu.

Druhá část pojednává o elektrokardiografickém signálu, respektive o možnostech jeho snímání. Také je zde uveden popis jeho jednotlivých úseků, vln či intervalů. Důležitou podkapitolou je zde QRS komplex, neboť jeho detekce je důležitou součástí rozměřování EKG signálu.

Ve třetí kapitole jsou podrobněji popsány metody detekce tohoto komplexu. Na úvod je zde uvedeno k čemu tyto detektory slouží. Dále je zde uveden obecný QRS detektor a jedna starší metoda detekce. Tou je metoda založená na derivacích signálu, popsána je zde proto, že z ní vychází mnoho moderních přístupů. Poté jsou zde zpracovány moderní metody detekce a jejich srovnání dle úspěšnosti a výpočetní složitosti. Nakonec této kapitoly je uveden krátký přehled testovacích databází.

Jako nejlepší metody z hlediska úspěšnosti se zdají metody založené na vlnkové filtraci, bance filtrů, genetických filtrů či navrhovaná metoda počítání průchodů nulovou hladinou. Nejméně vhodným případem je matematická morfologie. Co se týče výpočetní náročnosti, jsou vhodnými metodami banka filtrů, matematická morfologie a počítání nulových přechodů a nepříliš vhodným by byla metoda Markovových skrytých modelů či neuronových sítí.

V kapitole 4 se práce zabývá teorií rozměření EKG signálu na jednotlivé části. Je zde popsán způsob lokalizace počátku a konce QRS komplexu, P a T vlny. Jsou zde uvedeny také informace o vlnkové transformaci, neboť ta je nejčastěji využívána pro rozměřování EKG signálu.

V 5. kapitole jsou popsány metody pro kombinování a transformaci svodů. Jedná se o přístupy, které slouží ke zvýšení přesnosti detekce QRS komplexu a rozměření EKG signálu.

V další části této práce je popsána realizace detektoru QRS komplexu metodou, která je založena na přístupu průchodu nulovými hladinami (3), (19). Úspěšnost detekce této metody je dána sensitivitou, která je pro svody XYZ 98 % a pro 12-ti svodovou databázi 96,93 %. Druhým parametrem při hodnocení detektoru je pozitivní predikce, jejíž hodnoty jsou pro tento detektor 99,16 % pro XYZ a 98,16 % 12-ti svodovou databázi.

V následující podkapitole jsou uvedeny a realizovány metody pro zlepšení účinnosti detekce. Po aplikaci těchto přístupů se hodnoty sensitivity a pozitivní predikce pro svody XYZ změnilly na 99,58 % a 97,85 % pro navrhovanou metodu, pro shlukovou analýzu potom na 98,68 % a 99,85 %. 12-ti svodové databázi potom odpovídají hodnoty 99,46 % a 93,48 % pro navrhovanou metodu, u shlukové analýzy se údaje změnilly na 98,65 % a 99,39 %. Z toho vyplývá, že vícesvodové metody zvýší sensitivity. U shlukové analýzy dojde i ke zvýšení pozitivní predikce, u navrhované metody potom dojde k jejímu poklesu.

V další části této diplomové práce je provedena realizace rozměření EKG signálu, respektive určení hranic QRS komplexů a pozic počátků a konců P vln, toto rozměření bylo provedeno pouze na ortogonálních svodech. Na standardních svodech byla provedena pouze detekce QRS komplexu s kombinací svodů. Rozměření hranic QRS komplexu se blíží splnění kritéria $2s_{CSE}$, které se používá pro hodnocení přesnosti detekce důležitých bodů EKG signálu, limity pro počátek a konec QRS komplexu jsou 6,5 ms a 11,6 ms. V rámci této práce byla metoda otestována na třísvodové databázi CSE a dosáhla hodnot 9,5 ms a 15,7 ms pro shlukovou analýzu, pro navrhovanou metodu to potom bylo 10,0 ms a 15,4 ms. U P vlny se výsledky liší již hodně to a díky tomu, že navržený algoritmus nebere ohled na různé morfologie P vlny.

Seznam použité literatury:

- [1] **The CSE working party.** Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases. December 1990.
- [2] **The CSE working party.** *Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography.* European Heart Journal, 1985, stránky 815-825. Vol. 6, No. 10.
- [3] **RICHTER, Z.** *Moderní metody detekce QRS komplexů.* Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek.
- [4] **HAMAN, PETR.** *EKG Kvalitně.* [Online] www.ekg.kvalitne.cz.
- [5] **KÖHLER, B. U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R.** The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and biology Magazine.* 2002, stránky 42-57. vol.21, no 1.
- [6] **KYRKOS, A., GIAKOUMAKIS, E., CARAYANNIS, G.** Time recursive prediction techniques on QRS detection problem. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* In proc. of 9th annual conference, 16-17. November 1987, stránky 1885-1886.
- [7] **CHU, C.-H.H., DELP, E.J.** Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 1989, stránky 262-273. vol. 36.
- [8] **JAN, J.** *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů.* Brno : Vysoké učení technické v Brně, nakladatelství VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [9] **KOZUMPLÍK, J.** *Multitaktní systémy.* Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 1. 11. 2005. Elektronická skripta.
- [10] **VÍTEK, M.** *Automatické rozměření signálů EKG.* Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [11] **MARTINÉZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P.** A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* April 2004, stránky 570-581. vol.51, no. 4.
- [12] **SIVANNARAYANA N., REDDY D.C.** *Biorthogonal wavelet transforms for ECG parameters estimation.* Medical Engineering and Physics, 1999, stránky 167-174. vol. 21.

- [13] **CUIWEI L., CHONGXUN Z., CHANGFENG T.** *Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms*. January 1995, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , stránky 21-28. vol.42, no.1.
- [14] **CHOUHAN V.S., MEHTA S.S.** *Threshold-based Detection of P and T-wave in ECG*. International Journal of Computer Science and Network Security, February 2008. Vol.8, No.2.
- [15] **FINLAY D.D., NUGENT C.D., KELLETT J.G., DONNELLY M.P., MCCULLAGH P.J., BLACK N.D.** *Synthesising the 12-lead electrocardiogram: Trends and challenges*. European Journal of Internal Medicine, 2007, stránky 566–570. Vol. 18.
- [16] **NELWAN S.P., KORS J.A., MEIJ S.H., VAM BEMMEL J.H., SIMOONS M.L.** *Reconstruction of the 12-Lead Electrocardiogram From Reduced Lead Sets*. Journal of Electrocardiology, 2004. Vol. 37, No. 1.
- [17] **WEI, D.** *Deriving The 12-Lead Electrocardiogram From Four Standard Leads Based on the Frank Torso Model*. Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, 2001, stránky 381- 384. vol.1.
- [18] **DAWSON D., YANG H., MALSHE M., BUKKAPATNAM S.T.S., BENJAMIN B., KOMANDURI R.** *Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals*. Journal of Electrocardiology, 2009, stránky 622–630. Vol. 42.
- [19] **KÖHLER, B. U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R.** QRS detection using zero crossings counts. *Progress in Biomedical Research*. 2003, stránky 138-145. vol.8, no. 3.
- [20] **ELGENDI M., JONKMAN M., DE BOER F.** Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds. *International Journal of Hybrid Information Technology*. 01 2009. School of Engineering and Information Technology, Charles Darwin University, Australia.
- [21] **CHOUHAN V.S., MEHTA S.S.** Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG. *International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008. Vol. 8, no. 1.
- [22] **TRAHANIAS, P.E.** An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. February 1993, stránky 201 – 205. Vol. 40, no. 2.

- [23] **MEHTA S.S., TRIVEDI C.R., LINGAYAT N.S.** Identification and delineation of QRS complexes in ECG using fuzzy c-means algorithm. *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*. 2009, stránky 609-617. Vol. 5, no. 5.
- [24] **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.** Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*. December 2007, stránky 3190-3201. Vol. 87 , Issue 12.
- [25] **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.** Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM. *Computers in Biology and Medicine*. January 2008, stránky 138-145. Vol. 38 , Issue 1.
- [26] **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.** Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications: An International Journal*. January 2009, stránky 820-828. Vol. 36 , Issue 1.
- [27] **CHOUHAN, V.S., MEHTA, S.S., LINGAYAT, N.S.** Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. *International Journal of Computer Science and Network Security*. April 2008, stránky 185-190. Vol. 8, no. 4.
- [28] **VIJAYA G., KUMAR V., VERMA H.K.** ANN-based QRS-complex analysis of ECG. *Journal of Medical Engineering & Technology*. July 1998, stránky 160 - 167. Vol. 22, Issue 4.

Seznam zkratk:

AHA	Databáze EKG signálů
CSE	Databáze standardních elektrokardiografických záznamů
DWT	Diskrétní vlnková transformace
DyDWT	Dyadická diskrétní vlnková transformace
ECG, EKG	Elektrokardiogram
FIR	Finite impulse response – filtr s konečnou impulsní charakteristikou
MIT/BIH	Databáze EKG signálů pro testovací účely
QRS	Komorový komplex
RR	Interval mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami
S/N	Odstup signál/šum
VKG	Vektorkardiogram
WT	Vlnková transformace

Seznam symbolů:

ad,ak,ath	Faktory zapomnění
b	Vysokofrekvenční složka
c	Stálý zisk
d	Určené průchody nulou
D	Počet průchodů nulou
f	Původní nefiltrovaný signál
FN	Falešné negativa
FP	Falešné pozitivita
k	Odhadovaná amplituda
n	Index vzorku
N	Počet vzorků (délka signálu)
Pend	Polohy konců P vln
Pon	Polohy počátků P vln
polohyQRS	Polohy QRS komplexů pro vícesvodovou metodu
QRS	Polohy QRS komplexů u jednosvodové metody
QRSzac	Polohy počátků QRS komplexu
QRskon	Polohy konců QRS komplexů
Se	Sensitivita
TP	Pravdivé detekce
x	FIR filtr
xf	Signál filtrovaný FIR filtrem
yf	Signál filtrovaný nelineární transformací
z	Filtrovaný signál s vysokofrekvenční složkou
+P	Pozitivní predikce
θ	Práh

Seznam souborů na příloženém CD:

Program byl vytvořen v uživatelském prostředí matlab v7.9.0.529 (R2009b)

ADRESÁŘ CD:

- Složka Zdrojové kódy
- Soubor Diplomová_práce_Richter.pdf

ADRESÁŘ CD:\Zdrojové kódy

- Detektor_bez_kombinace_svodu.m
- Rozmereni_ortogonalni_svody.m
- Detekce_QRS_standartni_svody_s_kombinaci.m