



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 DETEKCI KOMPLEXŮ QRS

MULTILEAD DECISION RULES IN DETECTION OF QRS COMPLEXES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ ŠIKNER

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Tomáš Šikner

ID: 119747

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Vícesvodová rozhodovací pravidla v detekci komplexů QRS

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte problematiku jednosvodových metod detekce komplexů QRS. Realizujte jednoduchý jednosvodový detektor a otestujte jej na standardní databázi CSE. Dále navrhnete a realizujete metodu kombinující výsledky z jednotlivých svodů, za účelem zvýšení spolehlivosti detektoru. Dosažené výsledky srovnajte s jinými autory.

Výstupem práce bude algoritmus jednosvodové detekce, algoritmus vícesvodové detekce a výsledky jejich testování.

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, p. 42-57.

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

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

QRS komplex je nejvýraznější složkou EKG signálu. Detekce QRS komplexu je prvním krokem k analýze EKG signálu. Slouží jako výchozí bod k rozměření celého signálu. V této práci je realizován detektor založený na jednosvodové detekci a detektor založený na vícesvodové detekci. Oba detektory jsou navrženy v programovém prostředí Matlab. Detektory využívají charakteristický strmý sklon QRS komplexu k jeho detekci. Detektory byly testovány na CSE databázi.

Klíčová slova

EKG, QRS detekce, QRS komplex.

Abstract

QRS complex is the most significant component of the ECG signal. Detection of the QRS complex is the first step to analyze the ECG signal. It serves as a starting point to measure out of the signal. The single-lead detector and the multi-lead detector are carried out in this work. Both detectors are designed in Matlab. The detectors use the characteristic steep slope of the QRS complex to its detection. The detectors were tested on the CSE database.

Keywords

ECG, QRS detection, QRS complex.

ŠIKNER, T. *Vícesvodová rozhodovací pravidla v detekci komplexů QRS*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Vícesvodová rozhodovací pravidla v detekci komplexu QRS jsem vypracoval(a) samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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(ka) uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) 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 27.května 2011

.....
podpis autora (autorky)

Poděkování

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

V Brně dne 27.května 2011

.....
podpis autora (autorky)

Obsah

1. Úvod.....	2
2. Popis EKG signálu	3
2.1 Vznik a šíření	3
2.2 Snímání.....	3
2.3 Křivka EKG.....	4
3. Přehled metod.....	7
3.1 Obecný detektor	7
3.2 Algoritmy založené na derivaci signálu	8
3.3 Neuronové sítě.....	8
3.4 Algoritmy založené na matematické morfologii	10
3.5 Genetické algoritmy	10
3.6 Automatická detekce poloh vln ve vícesvodovém EKG.....	11
4. Detektor QRS založený na metodě autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta	12
4.1 Úvod.....	12
4.2 Princip metody	12
4.3 Filtrace.....	14
4.4 Předzpracování	16
4.5 Algoritmus pro detekci QRS	23
5. Detektor QRS pro vícesvodové EKG.....	26
5.1 Úvod.....	26
5.2 Princip metody	26
5.3 Detekce QRS pro jednotlivé svody	27
5.4 Shluková analýza.....	30
6 Příklady a úspěšnost detekce, srovnání výsledků.....	32
6.1 Příklady detekcí.....	32
6.2 Úspěšnost detekce	38
6.3 Srovnání výsledků	39
7. Závěr.....	40
Seznam literatury.....	41

1. Úvod

Snímání EKG signálu je neinvazivní a velmi rozšířená metoda pro analýzu myokardu. V reálném čase sledujeme elektrickou aktivitu srdce a vyhodnocujeme jeho funkčnost. Signál má charakteristický periodický tvar, jehož nejdůležitější a nejvýraznější úsek je QRS komplex, který reprezentuje repolarizaci síní a depolarizaci komor srdce. Proto se používá jako výchozí bod k rozměření celého signálu. Detekcí tohoto úseku se zabývá tato práce.

Detekce QRS komplexu je založena na metodě detekce QRS komplexů ve 12 svodovém EKG využívající adaptivní kvantizovaný práh od autorů Vijay S. Chouhan a Sarabjeet S. Mehta. Tato metoda vychází z charakteristického tvaru signálu EKG. EKG signál je periodický a v oblasti QRS komplexu je signál oproti zbylým částím velmi strmý, čehož je využito k jeho detekci. Detekce je realizována dvěma způsoby jako jednosvodová a vícesvodová. Zpracování signálu je u obou detekcí stejný. Vlastní detekce je přizpůsobena oběma metodám a liší se od původní předlohy autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta. Využívá buď informaci pouze z jednoho a nebo z více svodů. Oba detektory jsou navrženy v programovém prostředí Matlab.

Účinnost detektorů je otestována na CSE databázi. Jednotlivé výsledky jsou srovnány s původní předlohou a s dalšími metodami. Na závěr je porovnána účinnost jednosvodové detekce vůči vícesvodové.

2. Popis EKG signálu

Práce srdce lze rozdělit na elektrickou a mechanickou složku. Do mechanické řadíme kontrakce a relaxace srdce, elektrickou reprezentuje EKG signál. Mezi těmito složkami je vzájemná vazba. Průběh EKG signálu nám ukazuje ve které fázi se srdce nachází, zda se jedná o kontrakci či relaxaci síní nebo komor. Ze signálu jsme schopni odvodit významné parametry jako je tepová frekvence. Může také posloužit k detekci mezních hodnot tlaku [1].

U srdečních buněk po depolarizaci nastává fáze plató trvající 250 až 300ms. Po tomto zpoždění se teprve buňka repolarizuje. Při fázi plató buňka nereaguje na žádný vzruch. Tato doba se dá využít při detekci QRS, kdy se vymezí minimální časová vzdálenost mezi jednotlivými R vlnami, tím se sníží podíl falešné detekce [1, 9].

2.1 Vznik a šíření

Činnost srdce je ovlivňována autoregulačními mechanismy a vegetativním nervovým systémem (sympatikem a parasympatikem). Vlivem parasympatiku dochází ke zpomalování tepové frekvence, sympatikus způsobí zrychlení. Srdeční buňky se rozlišují na pracovní, zajišťující mechanickou práci srdce, a na buňky pro vznik a vedení elektrického vzruchu (převodní systém srdeční) [1, 9].

Převodní systém tvoří dva uzly SA (sinoatriální) a AV (atrioventrikulární), které mají schopnost generovat vzruch, a vlákna, sloužící k vedení vzruchu [1].

Samotný vzruch vzniká v SA uzlu umístěném na pravé předsíni a šíří se stěnami síní do AV uzlu, který je v přepážce mezi síněmi a komorami. AV uzel je místo, kde se vzruch může přenášet ze síní na komory a zároveň zde dochází ke zpomalení vedení vzruchu. Vzruch se dále šíří přes Hissův svazek na levé a pravé Tawarovo raménko, obě raménka se táhnou podél mezikomorové přepážky. Z ramének se větví Purkyňova vlákna obestupující pracovní myokard a předávají mu impuls [1, 2].

2.2 Snímání

Snímání se provádí pomocí elektrod umístěných na těle. U standardního 12 svodového EKG je 6 elektrod přiloženo na hrudník a 4 elektrody na končetiny. Hrudní elektrody jsou nad srdcem v mezižebří, končetinové na zápěstí a v oblasti nad kotníkem. Snímání lze i z jiných míst (např. jícen) nebo s jiným počtem elektrod. Kardiostimulátory snímají přímo ze srdce, kdy je elektroda na povrchu nebo uvnitř myokardu [3].

Nejpoužívanějším zapojením je standardní 12 svodové EKG. K vytvoření svodů slouží 9 elektrod a Wilsonova svorka, ta vznikne spojením končetinových elektrod přes 3 odpory o velikosti 5 k Ω . Elektroda na pravé noze je zemní. Svody se dělí do tří skupin na bipolární Einthovenovy svody I, II, III, unipolární Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF a na unipolární hrudní V₁ až V₆ [4].

R...elektroda na pravé ruce

L...elektroda na levé ruce

F...elektroda na levé noze

V₁ až V₆...elektrody na hrudníku v oblasti nad srdcem

Svody I, II, III jsou napětí mezi R, L a F podle rovnic (2.1), (2.2) a (2.3). Svody aVR, aVL, aVF jsou augmentované (prodloužené), měří se mezi spojením dvou končetinových elektrod přes dva odpory 5 k Ω vůči zbylé elektrodě podle rovnic (2.4), (2.5) a (2.6).

$$U_I = \phi_L - \phi_R, \quad (2.1)$$

$$U_{II} = \phi_F - \phi_R, \quad (2.2)$$

$$U_{III} = \phi_F - \phi_L, \quad (2.3)$$

$$U_{aVR} = \phi_R - \frac{\phi_L + \phi_F}{2}, \quad (2.4)$$

$$U_{aVL} = \phi_L - \frac{\phi_R + \phi_F}{2}, \quad (2.5)$$

$$U_{aVF} = \phi_F - \frac{\phi_L + \phi_R}{2}, \quad (2.6)$$

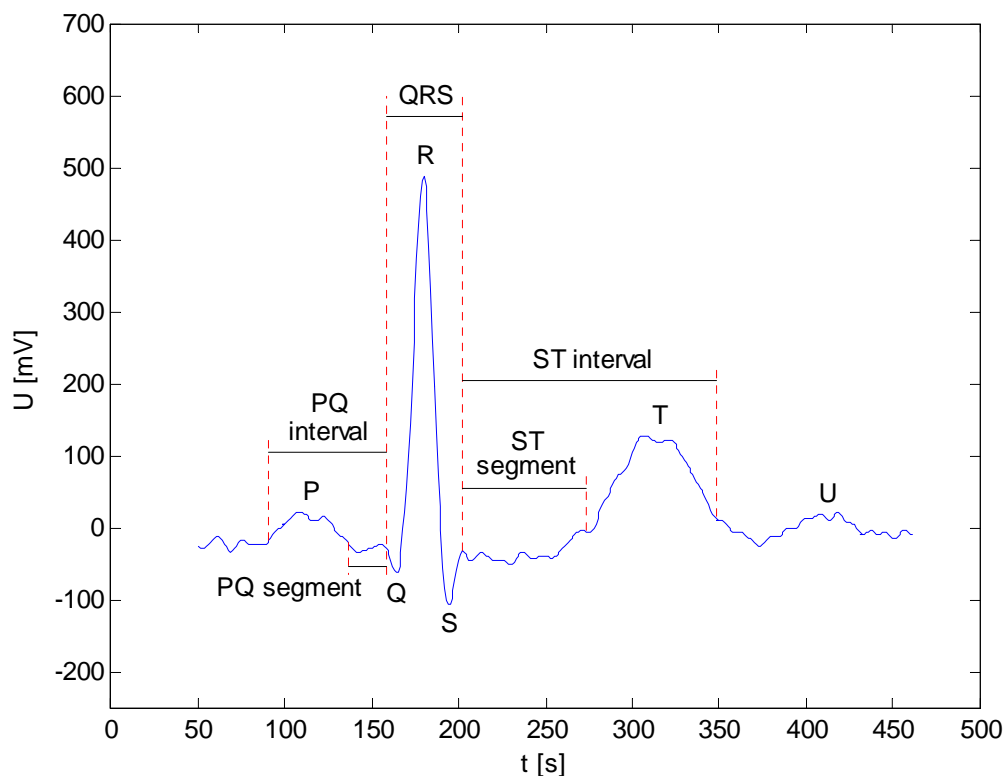
kde Φ je potenciál elektrody R, L nebo F, U je napětí svodu I, II, III, aVR, aVL nebo aVF. Svody V₁ až V₆ jsou měřeny mezi Wilsonovou svorkou a hrudními elektrodami. Při klasickém snímání se měří svody I, II a V₁ až V₆, svody III, aVR, aVL a aVF se dopočítávají pomocí rovnic (2.1) až (2.6) [4].

2.3 Křivka EKG

Křivka se skládá z několika úseků, jak je zobrazeno na obrázku 2.1. Analýza signálu se zabývá nejen amplitudou vlny ale také tvarem a dobou trvání vlny, segmentu či intervalu. Na křivce rozlišujeme vlny P, T a U a kmity Q, R a S. Kmity a vlny jsou způsobeny depolarizací

a repolarizací síní a komor. Kmity Q, R a S tvoří společně QRS komplex. Segmenty jsou úseky elektrické aktivity srdce mezi vlnami. Intervaly popisují délku segmentů s vlnami [4].

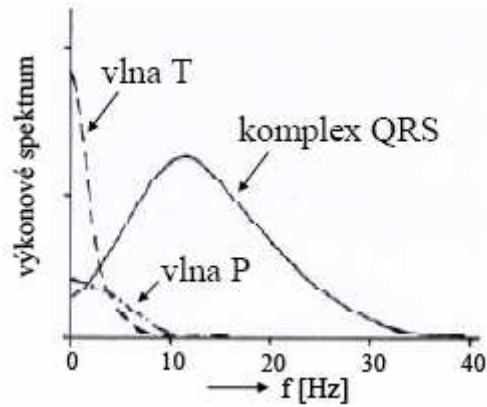
- Vlna P odpovídá za depolarizaci síní, vzruch se šíří z SA uzlu svalovinou síní a směřuje do AV uzlu.
- Segment PQ se vyznačuje jako elektricky neaktivní a slouží ke změření velikostí ostatních úseků. Vzruch je zbrzděn v AV uzlu.
- Komplex QRS je důsledkem depolarizace komor, depolarizace síní na křivce není vidět, protože je pohlcena QRS komplexem.
- Segment ST představuje buněčnou refrakterní fázi plató. Začíná v junkčním bodě, ten se nachází na konci QRS komplexu.
- Vlna T představuje repolarizaci komor. Je významným ukazatelem k posouzení funkčnosti srdce.
- Vlna U se vyskytuje u srdcí s velkou svalovinou, její původ není ještě zcela definován.



Obr. 2.1 Popis EKG křivky.

Při snímání signálu EKG dochází k jeho rušení jinými nežádoucími signály. Pro jeho správné zobrazení je důležité nežádoucí signály odfiltrovat. Aby při filtraci nedošlo také ke ztrátě signálu EKG, musíme znát jeho frekvenční rozsah. Na obrázku 2.2 jsou vykresleny

frekvenční rozsahy vln P a T a komplexu QRS. Vlny T a P se nacházejí na frekvencích přibližně do 10 Hz. QRS komplex se rozkládá v pásmu od 0 do 35 Hz. Hlavní část energie QRS je v pásmu od 10 do 15 Hz. Z těchto důvodů se proto při detekci QRS používají filtry typu pásmová propust s přenášeným pásmem 10 až 25 Hz. Velikost tohoto pásma se u jednotlivých filtrů mírně liší [4].



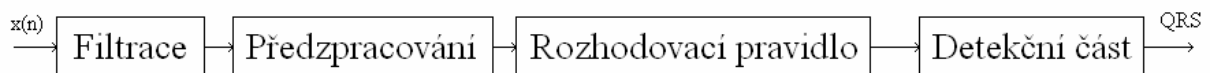
Obr. 2.2 Výkonové spektrum složek EKG signálu v závislosti na frekvenci [4].

3. Přehled metod

V této kapitole je popsáno schéma obecného detektoru a je uvedeno několik metod detekce a to algoritmus založený na derivaci signálu, neuronové sítě, algoritmy založené na matematické morfologii a genetické algoritmy. Poslední ukázka je pro vícesvodovou detekci určenou nejen k detekci QRS ale i k detekci vln P a T a určení jejich tvaru.

3.1 Obecný detektor

Detekce QRS je prvním a zásadním krokem k analýze EKG signálu. Vychází se z ní totiž pro další popisování křivky, polohy P a T vln, délky segmentů. Detektory QRS komplexu můžeme rozdělit na několik bloků a to na blok filtrace, předzpracování, rozhodovací pravidlo a detekční část, jak vidíme na obrázku 3.1.



Obr. 3.1 Schéma obecného detektoru.

Filtrace slouží k odstranění nežádoucích složek signálu. Zarušení je způsobeny několika vlivy. Síťový brum se projevuje na 50 respektive 60 Hz, potlačení úzkopásmovou zádrží. Kolísání nulové linie signálu (drift) je do 2 Hz, je tvořeno pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda-pokožka, pomalými pohyby pacienta a vlivem dýchání. Pro odstranění se používá filtr typu horní propust. Rušení myopotenciály je u klidového EKG od 100 Hz, použití filtru typu dolní propust. U zátěžového EKG se myopotenciály projevují už od 10 Hz, což sahá do užitečného pásma QRS komplexu, které je mezi 10 a 25 Hz [7].

Předzpracování upravuje signál pro vlastní detekci podle dané metody. Jsou různé možnosti úpravy signálu jako umocnění, derivace a transformační funkce. Spousta metod tyto možnosti kombinuje.

Rozhodovací pravidlo je soubor kritérií, které udávají, jestli nastal nebo nenastal QRS komplex. Mezi kritéria patří časová vzdálenost mezi QRS komplexy a jejich prah. Prah může být pevný nebo adaptivní, kdy se jeho hodnota mění podle předchozí detekované.

Detekční část vyhodnocuje předzpracovaný signál podle rozhodovacího pravidla a určuje na signálu polohu QRS komplexu.

Účinnost detektorů se vyhodnocuje pomocí senzitivity a pozitivní prediktivity na EKG databázích.

3.2 Algoritmy založené na derivaci signálu

Tyto algoritmy využívají charakteristický strmý sklon QRS komplexu pro jeho detekci. Nejčastěji se využívá první derivace, některé algoritmy i výpočet druhé derivace. První a druhou derivaci lze vypočítat podle těchto rovnic:

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

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2), \quad (3.2)$$

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2), \quad (3.3)$$

kde $y_1(n)$ je první derivace n -tého vzorku, $y_2(n)$ je druhá derivace n -tého vzorku, $x(n)$ je n -tý vzorek signálu EKG [7].

Typické znaky $z(n)$ jsou určeny buď pouze pomocí první derivace (3.4) nebo lineární kombinací velikostí první a druhé derivace (3.5) a nebo lineární kombinací velikostí vyhlazené první derivace a velikosti druhé derivace (3.6).

$$z(n) = y_1(n), \quad (3.4)$$

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

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)|, \quad (3.6)$$

kde $\tilde{y}_1(n) = \{0,25;0,5;0,25\} * |y_1(n)|$ a $*$ je lineární operátor konvoluce. Detekce QRS komplexu je provedena porovnáním znaku vůči prahu. Prahové kritérium detekce bývá doplněno časovým a tvarovým [7].

3.3 Neuronové sítě

Umělé neuronové sítě se uplatňují při nelineárním zpracování, klasifikaci a optimalizaci signálu. V mnoha aplikacích bylo prokázáno, že jsou účinnější než klasické lineární přístupy. Pro zpracování EKG signálu se používají většinou MLP (multilayer perceptron), RBF (radial basis function) a LVQ (learning vector quantization) sítě [7].

MLP síť (obr. 3.2) se skládá z několika vrstev vzájemně propojených neuronů, kde každý neuron představuje funkci

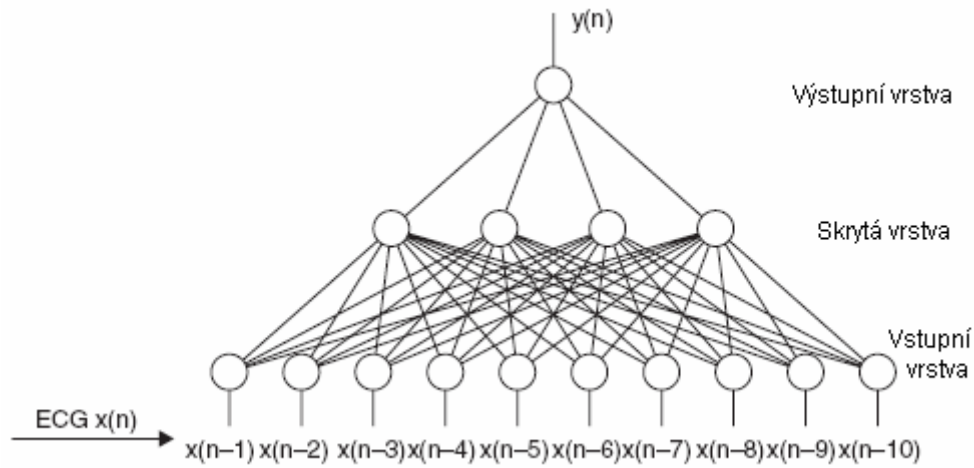
$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i\right), \quad (3.7)$$

kde w_i je váha přidělená vstupu x_i , $f()$ je lineární nebo nelineární funkce a N je počet neuronů [7].

RBF sítě jsou realizovány funkcí

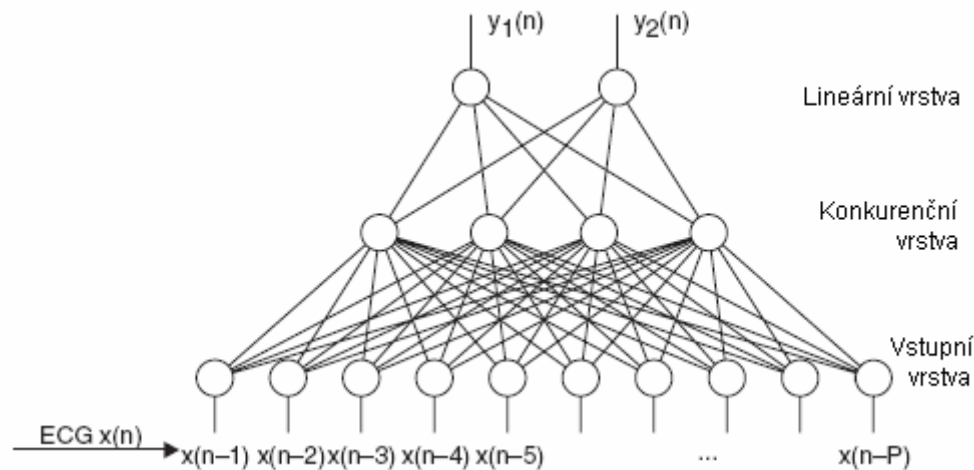
$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (3.8)$$

kde N je počet neuronů, koeficienty w_i , střední vektory c_i a standardní odchylky σ_i jsou parametry sítě, $x(n)$ označuje některé vstupní údaje vektoru. Výhodou RBF oproti MLP sítím je podobnost s fuzzy logikou, kdy výsledky jsou předvídatelnější a proto spolehlivější [7].



Obr. 3.2 Schéma MLP sítě.

LVQ síť (obr. 3.3) se skládá ze vstupní, konkurenční a lineární vrstvy. Konkurenční vrstva se automaticky učí klasifikovat vstupní vektory do podtříd, kde maximální počet podtříd se rovná počtu konkurenčních neuronů. Lineární vrstva kombinuje podtřídy první vrstvy s uživatelem definovanými cílovými třídami.



Obr. 3.3 Schéma LVQ sítě.

Aby sítě mohly plnit aplikačně závislé úlohy musí být vyškoleny. MLP a RBF sítě jsou školeny pod dohledem algoritmu učení. LVQ síť je upravena v bezdohledovém režimu [7].

Pro detekci QRS komplexu jsou neuronové sítě použity jako adaptivní nelineární predikátory. Cílem je předvídat aktuální hodnotu signálu $x(n)$ z předešlých hodnot $x(n-i)$, $i > 0$. Signál se skládá převážně ze segmentů, které nemají QRS komplex. Proto neuronové sítě konvergují k bodu, kde jsou tyto segmenty bez QRS komplexu správně předpovídaný. Segmenty s náhlými změnami (QRS segmenty) zvýší chybu predikce, tato zvýšená chyba určuje QRS na signálu. Šum v pozadí má nelineární charakter, proto nelineární prediktivní filtr může mít lepší výkon než lineární [7].

3.4 Algoritmy založené na matematické morfologii

Matematická morfologie je obor zabývající se analýzou geometrické struktury. Morfologická operace je proces, při kterém dochází k interakci mezi zjišťovanou funkcí a funkcí představující její zjednodušenou strukturu nazývanou element struktury. Základní morfologickou operací je dilatace (3.11) a eroze (3.12) [15].

$$F = \{1, 2, \dots, N\}, \quad (3.9)$$

$$B = \{1, 2, \dots, M\} \subset N, \quad (3.10)$$

$$(f \oplus k)(m) = \max_{n=m-M+1, \dots, m} f(n) + k(m-n+1), \quad (3.11)$$

$$(f \ominus k)(m) = \min_{n=1, 2, \dots, m} f(m+n-1) + k(n), \quad (3.12)$$

kde F je signál f , B je element struktury b , N a M jsou délky F a B . Z těchto operací se odvozují operace otvírání a zavírání. Otvírání je provedeno erozí a následnou dilatací. Zavírání je provedeno dilatací a následnou erozí. Signál prošlý otvíráním a zavíráním se odčítá od vstupního signálu. Tato metoda se dá použít pro potlačení šumu [15].

3.5 Genetické algoritmy

Genetické algoritmy jsou používány jako kombinované struktury optimálních polynomických filtrů pro předzpracování EKG a parametry rozhodovací fáze. Polynomické filtry jsou dány rovnicemi (3.13) a (3.14).

$$y_n = \underbrace{\sum_{k_1=0}^M \sum_{k_2=0}^M \dots \sum_{k_N=0}^M}_{\sum k_j \leq M}, \quad (3.13)$$

$$a_{k_1 k_2 \dots k_N} x_{n-d_1}^{k_1} x_{n-d_2}^{k_2} \dots x_{n-d_{N1}}^{k_N}, \quad (3.14)$$

kde d_j jsou zpoždění vzhledem k času n . K této metodě se vztahují tři typy polynomických filtrů. Kvazilineární filtr se vzorky po sobě následujících a s vybranými vzorky a kvadratický filtr s vybranými vzorky. Detekce probíhá srovnáním filtrovaného signálu s adaptivním prahem. Parametry prahu jsou optimalizovány polynomickým filtrem pomocí genetického algoritmu [16].

3.6 Automatická detekce poloh vln ve vícesvodovém EKG

Metodu navrhli Pablo Laguna, Raimon Jané a Pere Caminal pro 15 svodový záznam. Výstupem metody jsou polohy vln P, Q, R, S a T. Nejprve je použit algoritmus pro detekci QRS komplexu. Na každém svodu se detekují QRS komplexy. Tyto pozice QRS se porovnávají mezi sebou a jejich spojením vznikají jednotné pozice QRS pro všechny svody. Další algoritmus porovnává vstupní signál s těmito detekovanými QRS v každém svodu zvlášť a odhaduje průběh jednotlivých vln. Tímto se získá odhad tvaru vln. Algoritmus zavádí kritéria pro zjištění přítomnosti či nepřítomnosti vlny ve svodu. S ohledem na tyto parametry algoritmus vytváří vzory P a T vlny a QRS komplexu v souladu s klasifikacemi používaných CSE pracovní skupinou. Konečné hodnoty těchto vln se určí ze svodů s nejdelší elektrickou aktivitou. Tím se sníží vliv rušení. Po detekci vln P, Q, R, S a T jsou počítány významné intervaly, jako jsou PQ, ST, QT. Při fibrilaci se jednotlivé vlny nedají změřit, proto má algoritmus část pro detekci fibrilace, která zastaví rozměření signálu [17].

4. Detektor QRS založený na metodě autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta

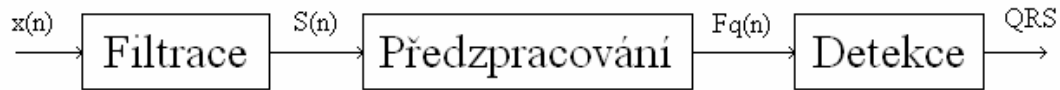
4.1 Úvod

Detektor je realizován jako jednosvodová detekce podle metody detekce QRS komplexů ve 12 svodovém EKG pomocí adaptivního kvantizovaného prahu od autorů Vijay S. Chouhan a Sarabjeet S. Mehta. Metoda od V.S. Chouhan a S.S. Mehta je určena pro 12 svodový záznam, protože velikost prahu pro detekci je určena pomocí všech 12 svodů a je pro každý svod signálu stejná. Metodu lze použít i pro jiný počet svodů. Pokud je ale počet nižší než 12, roste riziko špatného zvolení velikosti prahu a tím klesne úspěšnost detekce. Naopak při záznamu s větším počtem svodů se zvyšuje správné určení velikosti prahu. Detekční část této metody je tedy na principu vícesvodové detekce, proto byla vlastní detekce upravena pouze pro jeden svod tak, že se práh určuje pro každý svod zvlášť a přizpůsobuje se průběhu signálu. Zpracování signálu pro detekci je provedeno beze změny podle předlohy.

4.2 Princip metody

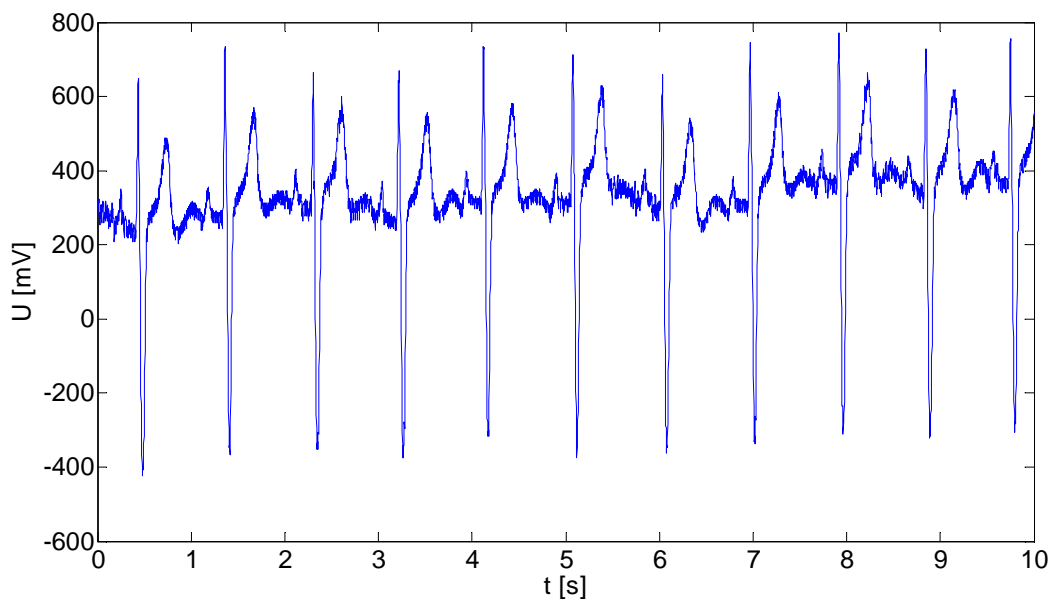
Detektor tvoří 3 základní části. Jsou to filtrace, předzpracování a detekce 4.1. Část filtrace není určena ke zvýraznění pouze určité oblasti EKG signálu jako je R vlna, ale ke zobrazení všech složek EKG signálu zbavených rušivých vlivů jako je síťové rušení. Je tedy zachován jeho typický tvar. Pro tuto metodu je to základní předpoklad, protože detekce R vlny vychází z jejího strmého charakteru oproti zbylým částem EKG signálu. Ke zvýraznění určité oblasti slouží část předzpracování, pro tento detektor je to oblast QRS komplexu. Zvýraznění je provedeno v několika krocích. Filtrovaný signál se nejprve pomocí odlišných úprav rozdělí na tři větve. V jednotlivých větvích se vzniklé signály dále upravují stejným způsobem. Jsou porovnávány vůči sobě. Na konci každé větve jsou všechny signály vzniklé při zpracování standardizovány na rozsah hodnot $\langle -1,1 \rangle$ nebo $\langle 0,1 \rangle$. Vystupující signály z větví se složí do jednoho a ten je v dalších třech krocích upraven na konečnou podobu, ze které se budou detekovat polohy R vlny. Pro algoritmus detekce se vytvoří pomocný obdélníkový signál s hodnotami $\{0,1\}$ z konečného signálu části předzpracování. Obdélníkový signál označuje oblasti na konečném signálu s pravděpodobným výskytem R vlny. Označená místa obdélníkovým signálem na konečném signálu jsou porovnávána vůči

prahu. Pro tuto metodu je použitý klasický adaptivní práh rovnající se 50% předešlé detekce QRS komplexu. Pro zlepšení detekce se porovnávají vzdálenosti detekovaných R vln, kdy dvě R vlny nesmí být blíže jak 0,15 s [8].



Obr. 4.1 Blokové schéma detektoru.

Pro testování navrženého detektoru byla použita CSE databáze. Konkrétní signál pro ukázkou funkčnosti detektoru byl vybrán první svod z MO1_001_03, který vidíme na obrázku 4.2. Tento signál má pravidelný průběh bez výrazného rušení a nevyskytují se na něm různé extrémy. Žádný QRS komplex nevybočuje od normálu svoji amplitudou ani šířkou impulsu. Vlny P a T jsou dobře viditelné jejich amplitudy také nezaznamenávají velké výkyvy. Z těchto důvodů byl vybrán pro prezentaci detektoru. Pro ukázkou spolehlivosti detektoru jsou pak zobrazeny signály, které jsou vysoce rušeny a amplitudy vln se výrazně liší.

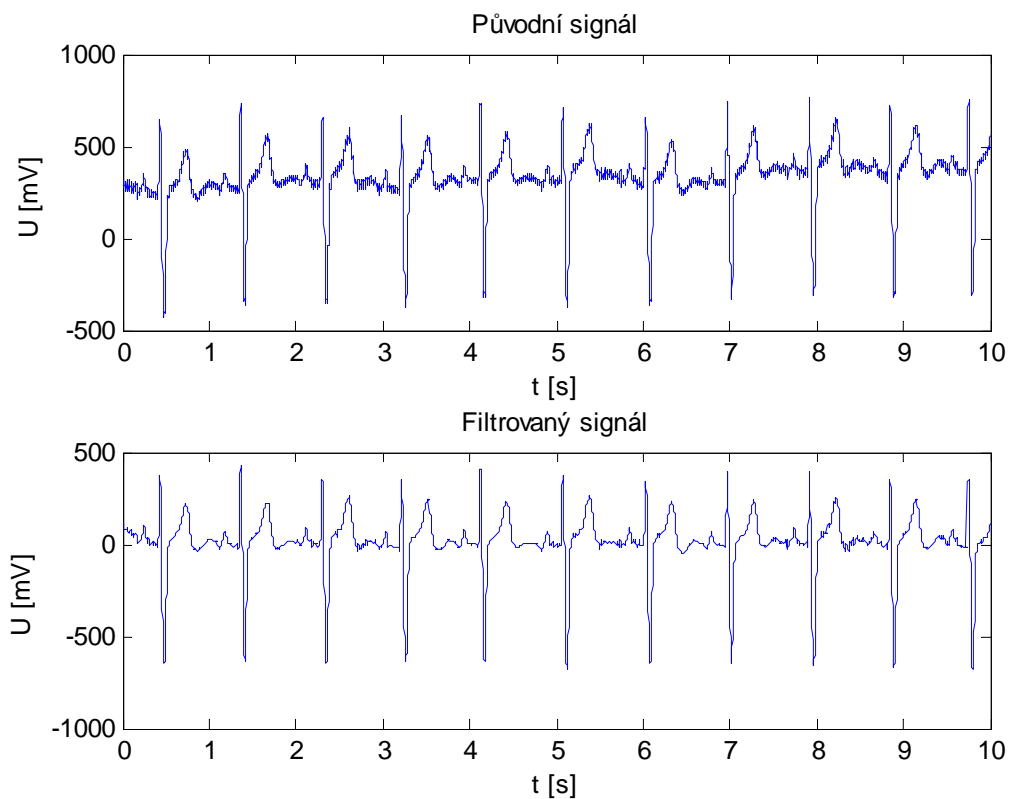


Obr. 4.2 Původní signál MO1_001_03 z prvního svodu.

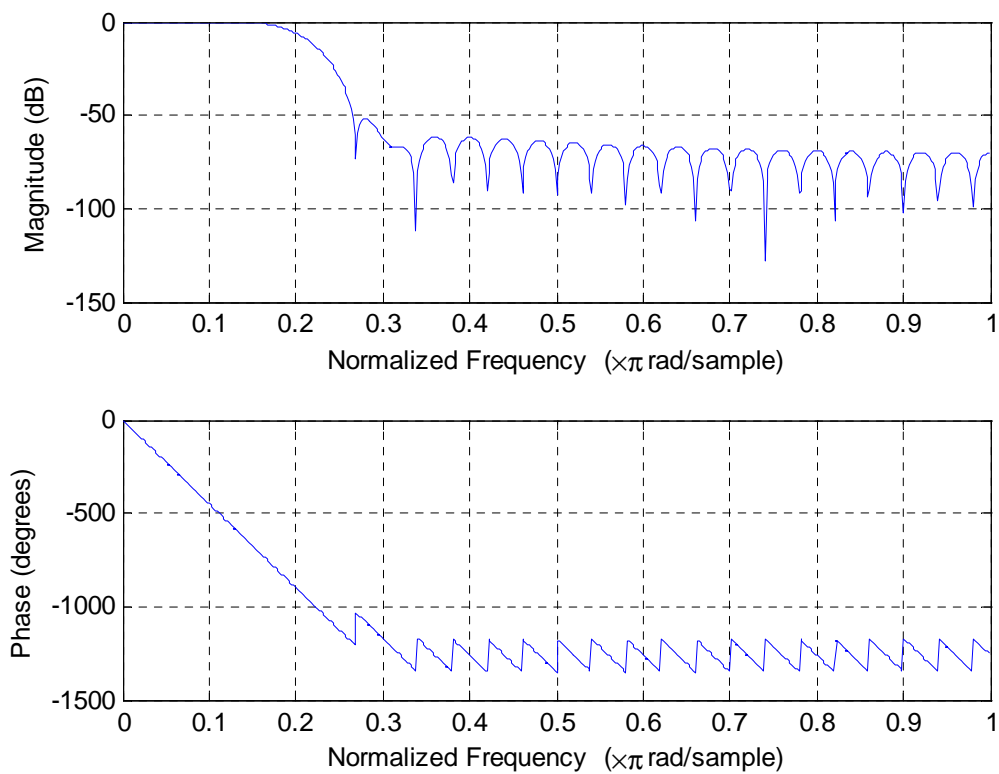
4.3 Filtrace

Blok filtrace je vstupní částí programu a slouží k odstranění rušivých frekvencí. Pro blok předzpracování je důležité, aby tvar EKG signálu byl zachován. Proto se potlačuje pouze síťové rušení a kolísání nulové linie. Toto je zajištěno průchodem signálu dvěma filtry typu FIR, které jsou zapojeny do série. Filtry FIR jsou filtry s konečnou impulsní charakteristikou a mají lineární fázovou charakteristiku, proto byly zvoleny pro tuto filtraci. Oba filtry jsou realizovány funkcí `fir1`. První filtr je pásmová zadrž s potlačovanou frekvencí 50 Hz a jeho řád filtru byl nastaven na hodnotu 50. Druhý filtr je horní propust s mezní frekvencí 0,67 Hz a hodnotou řádu 1000. Na obrázcích 4.4 a 4.5 jsou vykresleny frekvenční charakteristiky obou filtrů. Na obrázku 4.3 vidíme původní signál vstupující do filtrace a filtrovaný signál vystupující z filtrace. Na filtrovaném signálu lze vidět jeho ustálení kolem nulové hodnoty a podstatně méně rušený průběh zbavený 50 Hz složky [4].

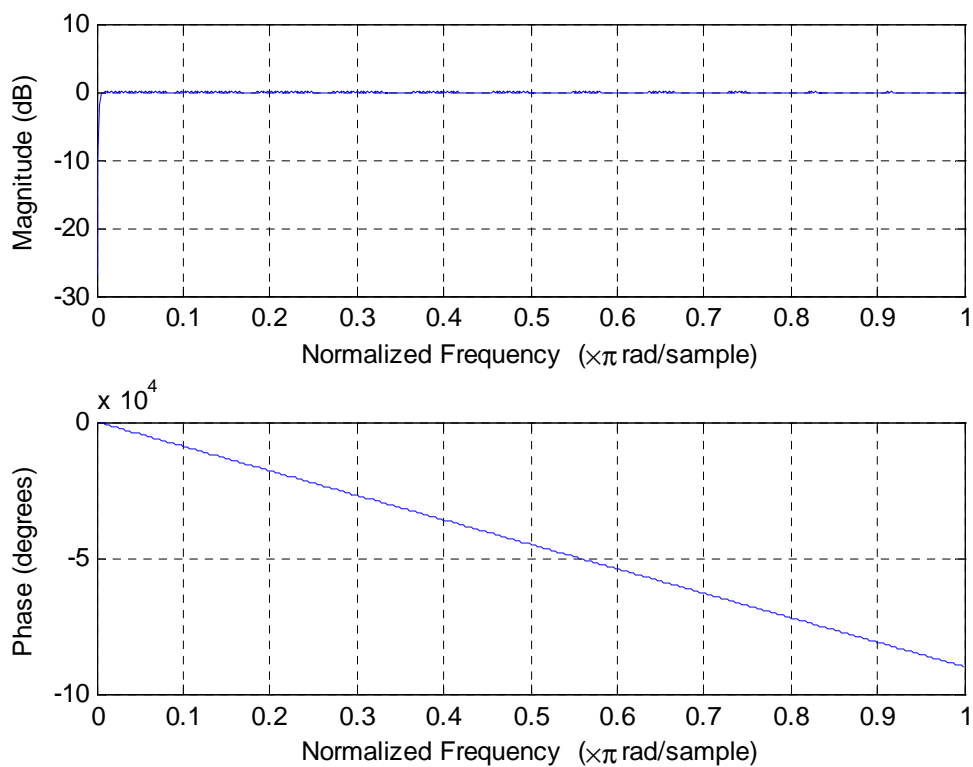
Původní filtrace byla navržena metodou nulování spektrálních čar. Tato metoda má nevýhodu, protože ji nelze použít v reálném čase. K výpočtu spektra signálu je zapotřebí celý signál. Při filtraci touto metodou však docházelo k velkému zkreslení na začátku a na konci signálu, proto byla nahrazena dvěma filtry FIR [4].



Obr. 4.3 Původní a filtrovaný signál.



Obr. 4.4 Frekvenční charakteristiky filtru FIR typu pásmová zadrž.



Obr. 4.5 Frekvenční charakteristiky filtru FIR typu horní propust.

4.4 Předzpracování

Do algoritmu předzpracování vstupuje filtrovaný signál označený jako S . Tento signál S je dále upravován různými vztahy a vznikají tak pomocné signály $TS1$, $TS2$, $TS3$, $TS4$, $TS4m$, $G1$, $G2$, $G3$, $FG1$, $FG2$, $FG3$ a $PreF_Q$. Z těchto signálů jsou některé standardizovány na hodnoty ležící v intervalu $\langle 0,1 \rangle$ nebo $\langle -1,1 \rangle$. Tyto signály jsou označeny malým písmenem s (např. $sFG1$). Z pomocných signálů se vypočítá konečný signál F_Q , který vstupuje do části vlastní detekce. Na obrázku 4.6 vidíme blokové schéma úseku předzpracování. Signál S se dělí na 3 větve. První větev tvoří signály $TS1$, $G1$, $FG1$ a $sFG1$. Další větve jsou tvořeny obdobně s tím rozdílem, že místo označení 1 jsou označení 2 respektive 3. Větve jsou pak sloučeny do jedné konečné větve skládající se ze signálů $TS4$, $TS4m$, $PreF_Q$ a F_Q [8].

Prvním krokem u první větve předzpracování je umocnění filtrovaného signálu S podle rovnice

$$TS1(n) = S(n)^2, \quad (4.1)$$

kde $TS1$ je umocněný filtrovaný signál, n jsou vzorky signálu [8].

Z $TS1$ se vyhodnocuje spád $G1$ pomocí obdélníkového posuvného okna. Okno prochází celým signálem a v každém novém okně se vybere maximální a minimální hodnota, tyto hodnoty se od sebe odečtou a jejich výsledek tvoří spád $G1$. Rozdíl maximální a minimální hodnoty poskytuje nejstrmější sklon okna. Vyhodnocení spádu se provádí podle rovnice (4.2).

$$G1(n) = TS1_{\max}(w) - TS1_{\min}(w), \quad (4.2)$$

kde w je posuvné okno velikosti 11 vzorků, tvořených od $(n-5)$ do $(n+5)$ se středem v (n) , $TS1_{\max}$ je maximální hodnota signálu $TS1$ v okně w , $TS1_{\min}$ je minimální hodnota signálu $TS1$ v okně w [8].

Po vyhodnocení spádu $G1$ se vypočítá filtrovaný spád $FG1$ metodou klouzavých průměrů s obdélníkovým posuvným oknem o délce 11 vzorků podle rovnice (4.3). Signál $FG1$ je tvořen průměry z posuvného okna procházejícím signálem $G1$.

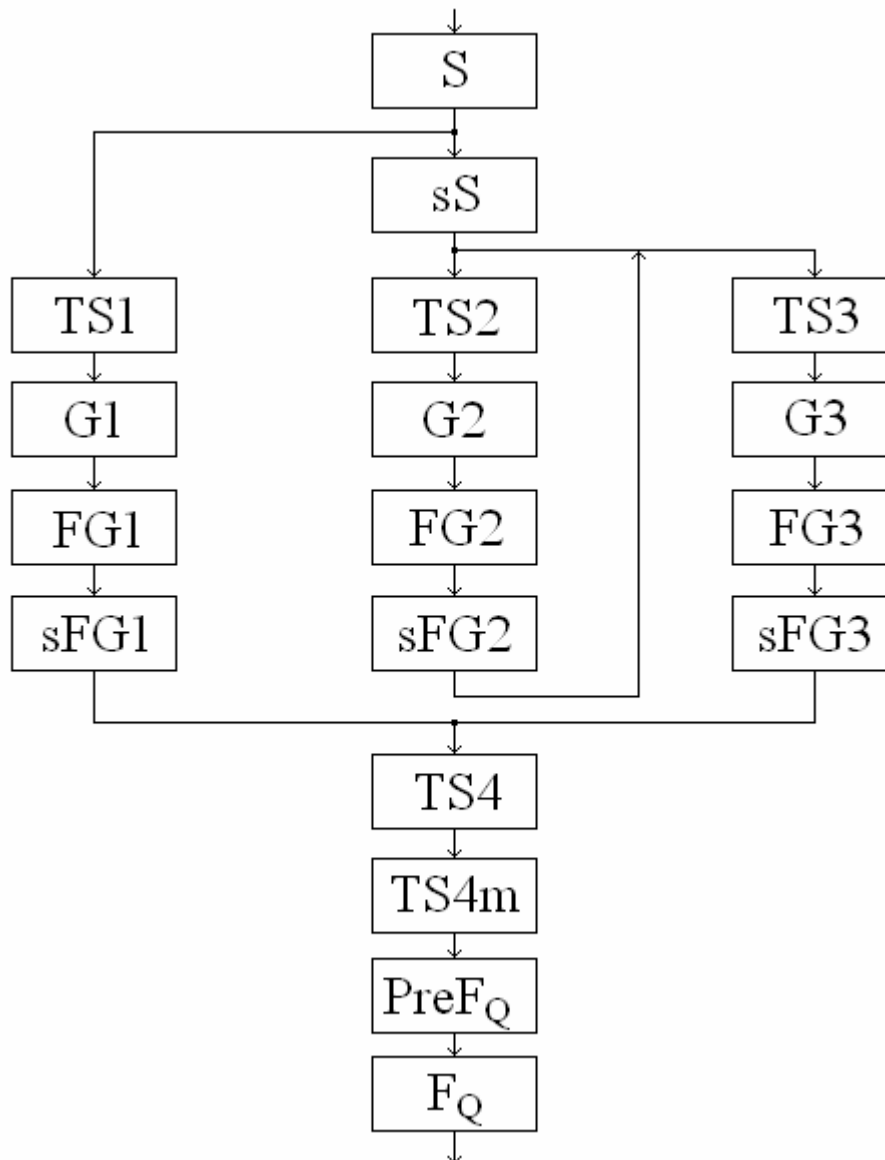
$$FG1(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G1(i), \quad (4.3)$$

kde (i) tvoří okno od $(n-5)$ do $(n+5)$ se středem v (n) [8].

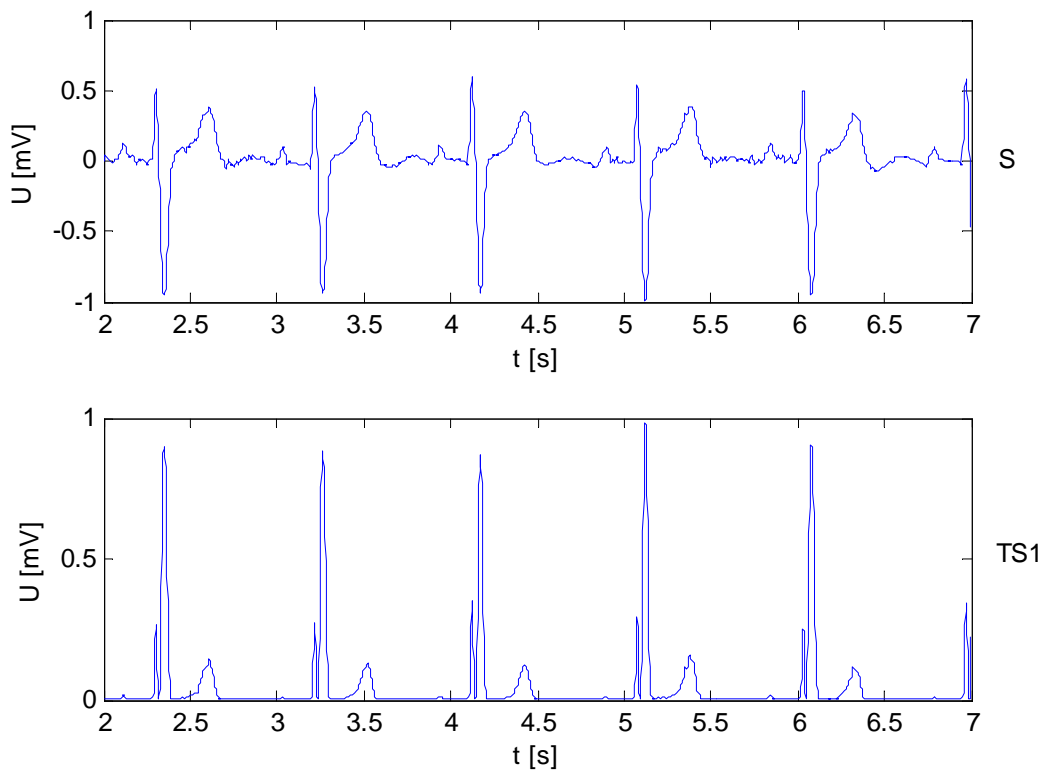
Signály S , $TS1$, $G1$ a $FG1$ jsou standardizovány vydělením všech jejich vzorků jejich příslušnou absolutní maximální hodnotou (4.4). Unipolární signály budou mít hodnoty mezi 0 a 1, bipolární mezi -1 a 1.

$$Signal = Signal / \max Signal, \quad (4.4)$$

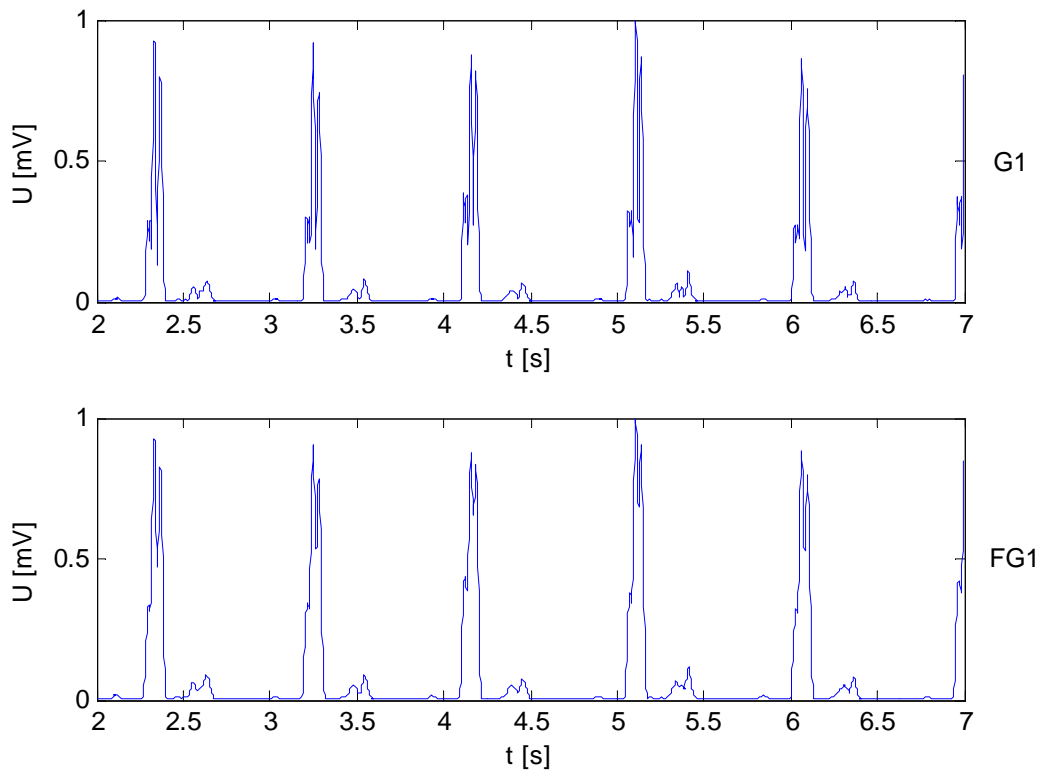
kde Signal je S , $TS1$, $G1$ nebo $FG1$ a $maxSignal$ je absolutní maximální hodnota signálu S , $TS1$, $G1$ nebo $FG1$. Na obrázcích 4.7 a 4.8 jsou vykresleny standardizované signály S , $TS1$, $G1$ a $FG1$ v úsecích od 2 do 7 s. Lze vidět, že $TS1$ zvýraznil rozdíly mezi malými a velkými hodnotami. $G1$ potlačil úseky s malou strmostí a $FG1$ celý signál mírně vyhladil [8].



Obr. 4.6 Blokové schéma předzpracování.



Obr. 4.7 Standardizované signály S a TS1.



Obr. 4.8 Standardizované signály G1 a FG1.

Do druhé větve vstupuje standardizovaný signál S , který se převádí pomocí funkce sigmoidy na $TS2$ v každém jeho vzorku podle rovnice (4.5). Funkce sigmoidy zvyšuje sklon nejstrmější části a zároveň snižuje sklon zbývajících částí signálu S .

$$TS2(n) = 1 - \left(2 / (e^{2S(n)} + 1) \right), \quad (4.5)$$

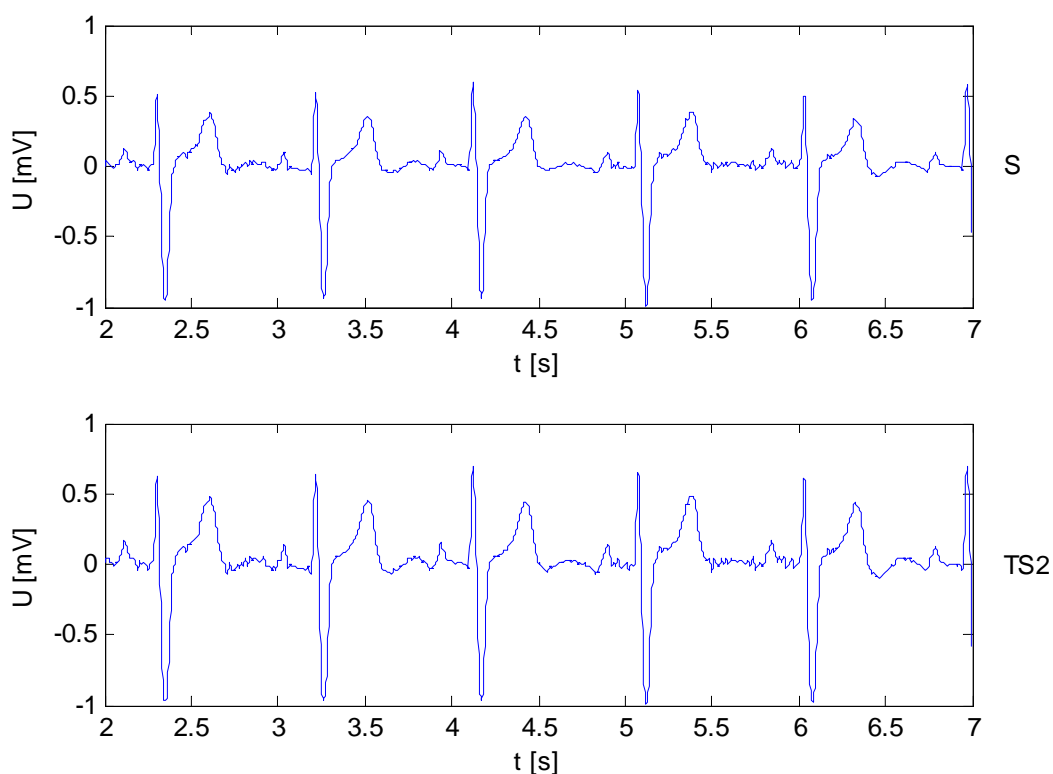
kde e je Eulerovo číslo, S je standardizovaný signál [8].

Spád $G2$ a filtrovaný spád $FG2$ se počítá obdobně jako $G1$ a $FG1$. Rovnice pro výpočet $G2$ (4.6) a $FG2$ (4.7) se upraví tak, že $TS1$ je nahrazeno $TS2$ a $G1$ je nahrazeno $G2$.

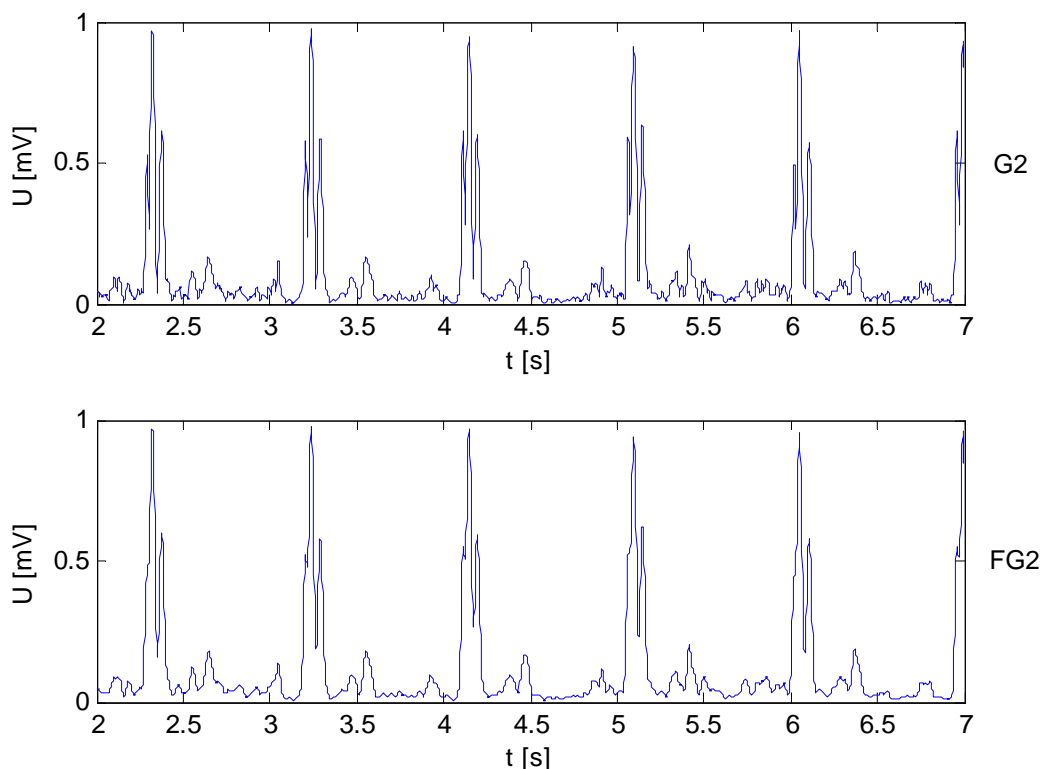
$$G2(n) = TS2 \max(w) - TS2 \min(w), \quad (4.6)$$

$$FG2(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G2(i). \quad (4.7)$$

$TS2$, $G2$ a $FG2$ se standardizují stejně jako S , $TS1$, $G1$ a $FG1$ podle rovnice (4.4). Standardizované S , $TS2$, $G2$ a $FG2$ jsou vykresleny na obrázcích 4.9 a 4.10. Vliv sigmoidy na tomto signálu není zcela patrný, při bližším pozorování je možno vidět malé zvětšení vlnitých úseků [8].



Obr. 4.9 Standardizované signály S a $TS2$.



Obr. 4.10 Standardizované signály G2 a FG2.

Vstupující signál třetí větve je složen ze standardizovaného signálu S a FG2. FG2 je vystupující signál druhé větve, takže třetí větev je závislá na druhé. TS3 se tedy vypočítá podle rovnice (4.8) vynásobením signálů S a FG2. To zapříčiní, že segmenty mimo QRS komplex jsou silně utlumeny [8].

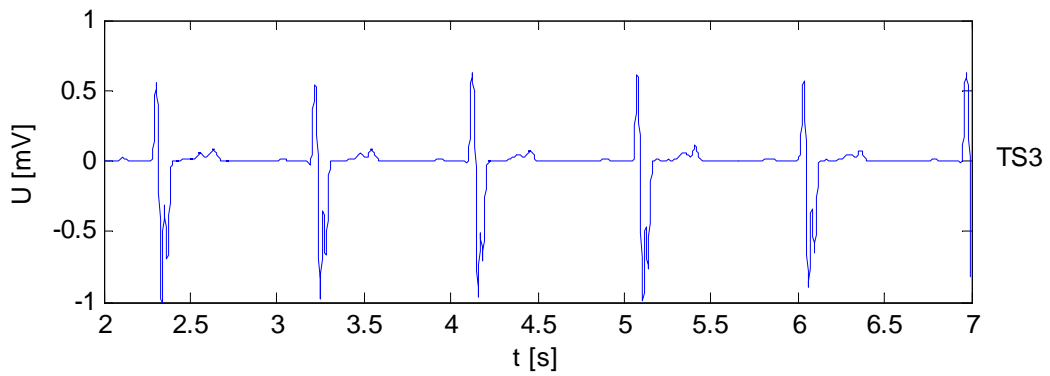
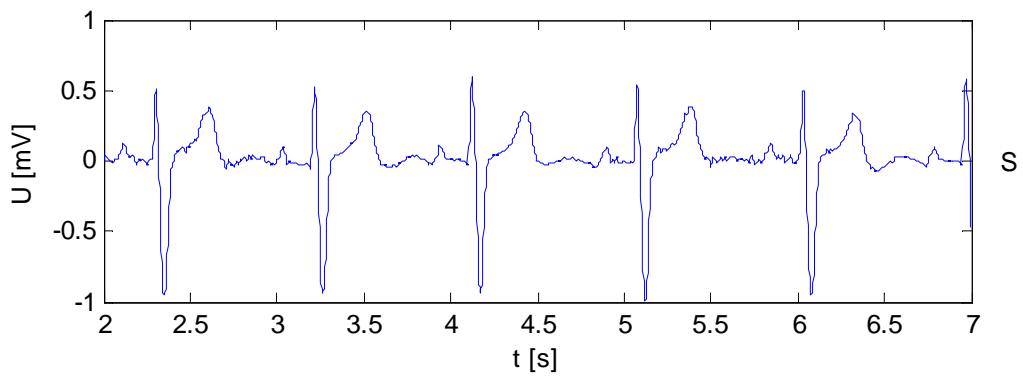
$$TS3(n) = FG2(n) \cdot S(n). \quad (4.8)$$

Z TS3 se vyhodnocuje spád G3 (4.9) a filtrovaný spád FG3 (4.10) stejně jako předešlé G1, G2, FG1 a FG2.

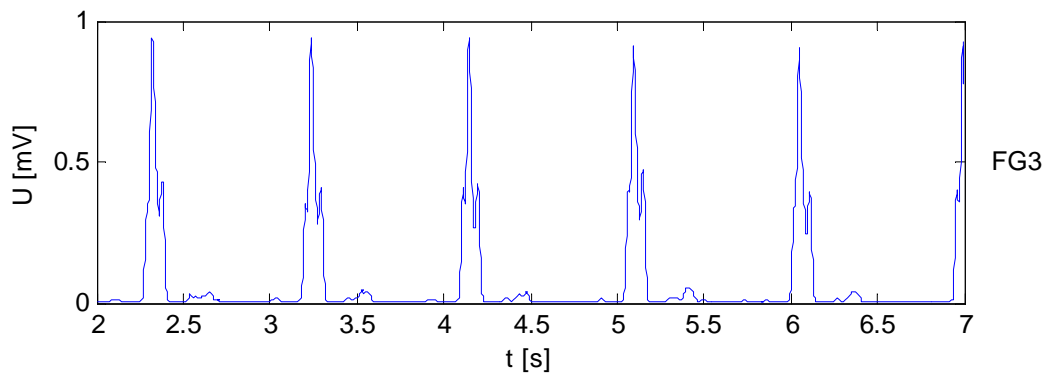
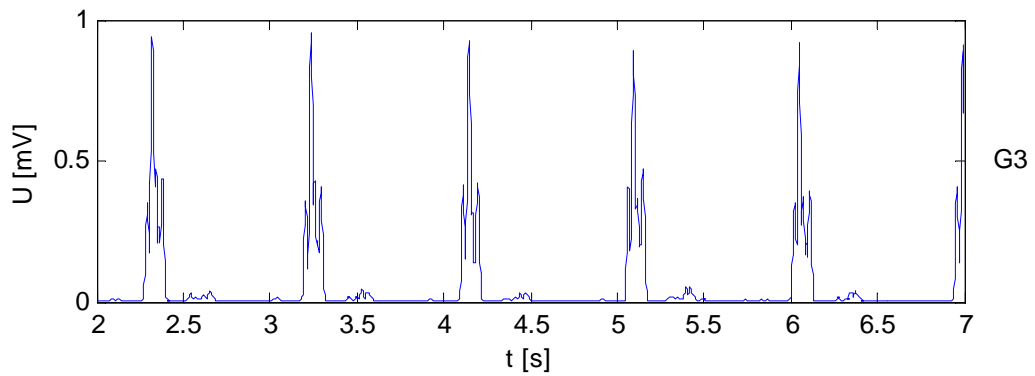
$$G3(n) = TS3 \max(w) - TS3 \min(w), \quad (4.9)$$

$$FG3(n) = \frac{1}{11} \sum_{i=n-5}^{n+5} G3(i). \quad (4.10)$$

TS3, G3 a FG3 jsou dále standardizovány podle rovnice (4.4) a jsou zobrazeny na obrázcích 4.11 a 4.12. Na těchto obrázcích vidíme vliv součinu signálů FG2 a S. Oblast QRS je podstatně výraznější oproti zbytku, i když vlna T měla velkou amplitudu. Na signálu FG3 se vlna T projevuje už jen jako nepatrné zvlnění [8].



Obr. 4.11 Standardizované signály S a TS3.



Obr. 4.12 Standardizované signály G3 a FG3.

Z popisu větví vyplývá, že se mění pouze výpočet signálu TS1, TS2, TS3. Po skončení výpočtu třetí větve dostáváme signály FG1 a FG3. Sečtením těchto filtrovaných spádů FG1 a FG3 dostaneme signál TS4 (4.11). TS4 se dále upravuje odečtením jeho mediánu na TS4m (4.12). TS4m se standardizuje a označí jako $PreF_Q$ (4.13). Posledním krokem u předzpracování je získání signálu F_Q odvozením ze signálu $PreF_Q$ tak, že hodnoty signálu $PreF_Q$ větší jak 5% maximální hodnoty $PreF_Q$ se zachovávají a zbylé hodnoty se budou rovnat 0 (4.14).

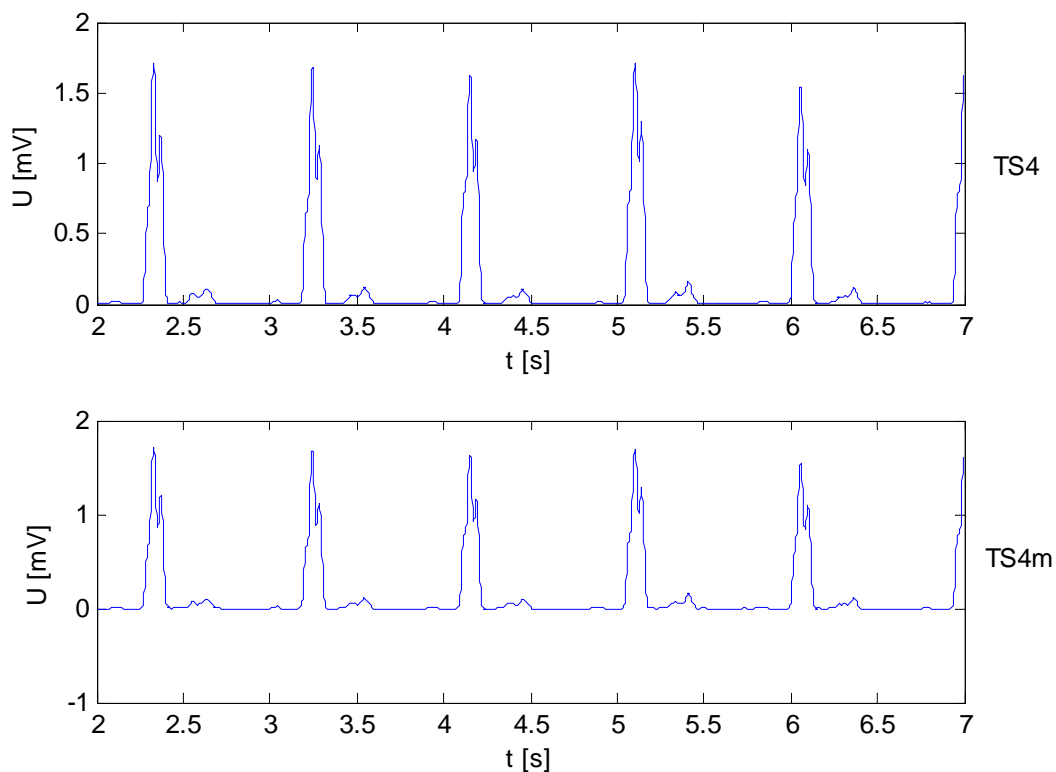
$$TS4(n) = FG1(n) + FG3(n) \quad (4.11)$$

$$TS4m(n) = TS4(n) - m \quad (4.12)$$

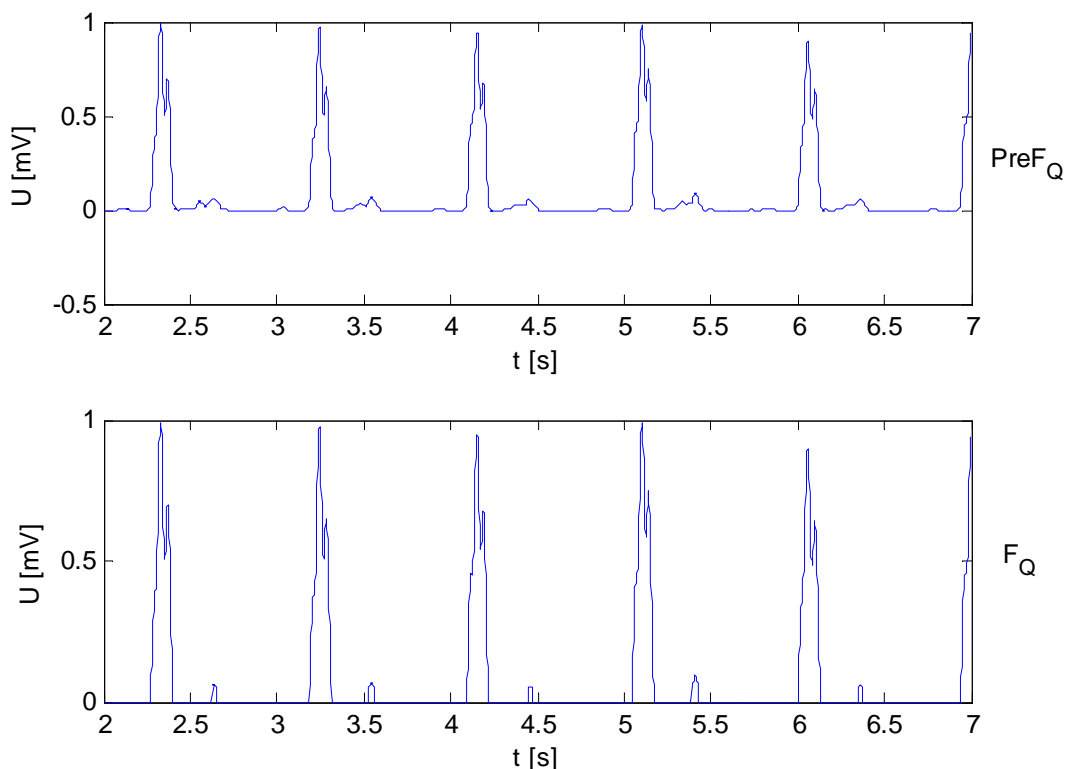
$$PreF_Q(n) = TS4m(n) / \max TS4m \quad (4.13)$$

$$F_Q(n) = \begin{cases} PreF_Q(n) > 0,05 \\ 0 \end{cases}, \quad (4.14)$$

kde m je medián TS4, $\max TS4m$ je maximální absolutní hodnota TS4m. Signál F_Q se dále už neupravuje, provádí se na něm vlastní detekce. Signály S, TS4, $PreF_Q$ a F_Q jsou znázorněny na obrázcích 4.13 a 4.14. Signál F_Q má hodnoty na intervalu $\langle 0,1 \rangle$ [8].



Obr. 4.13 Signály TS4 a TS4m.



Obr. 4.14 Signály $PreF_Q$ a F_Q .

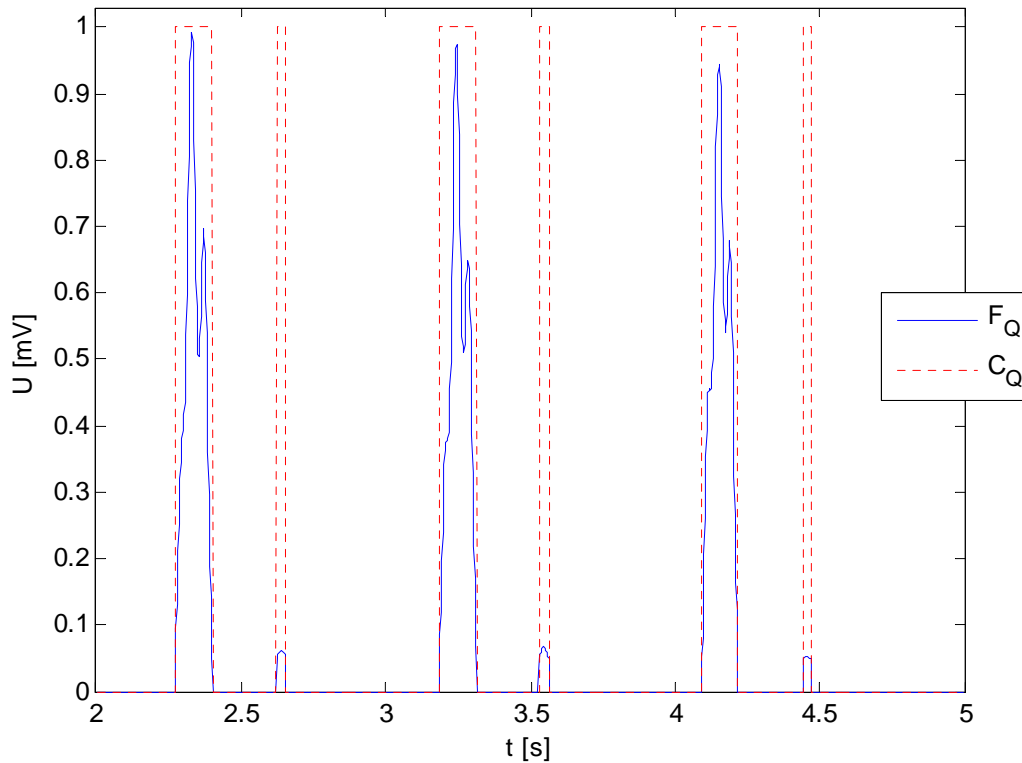
4.5 Algoritmus pro detekci QRS

Základem detekce je vymezit na signálu F_Q oblasti, kde se pravděpodobně nacházejí QRS komplexy. K tomu slouží signál C_Q obrázek 4.15, který se získá odvozením z F_Q podle rovnice (4.15) a nabývá hodnot 0 a 1. Hodnota 1 signálu C_Q odpovídá hodnotě signálu F_Q větší jak 0,05. Hodnota 0 odpovídá zbylým hodnotám F_Q .

$$C_Q(n) = \begin{cases} 1 & F_Q(n) > 0,05 \\ 0 & F_Q(n) \leq 0,05 \end{cases} \quad (4.15)$$

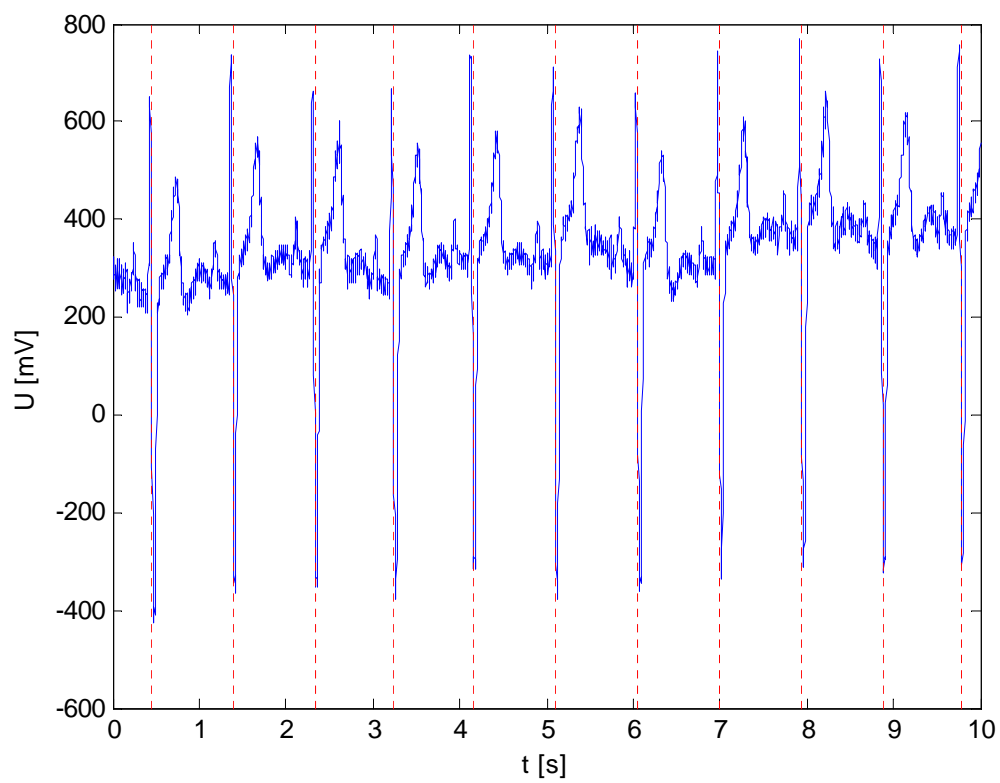
Hodnoty vzorků signálu C_Q rovnající se 1, označují na signále F_Q oblasti, kde se předpokládá výskyt QRS komplexu. Detekce QRS v těchto oblastech se posuzuje podle dvou kritérií. Nejprve se oblasti porovnávají vůči adaptivnímu prahu, jehož počáteční hodnota je dána mediánem z hodnot signálu F_Q větších jak 0,05. Po každém detekovaném QRS komplexu se hodnota mění na 50 % velikost posledního detekovaného QRS nebo na počáteční hodnotu tvořenou mediánem, pokud je 50 % velikost větší jak medián. Pokud vyznačená oblast překročí prahovou hodnotu, tak je z ní vybráno maximum a to je považováno za R vlnu, která je vrcholem QRS komplexu. Po této prahové detekci se vyhodnocuje časová vzdálenost mezi

posledním a předposledním detekovaným QRS, pokud je časová vzdálenost menší jak 0,15 s, tak se z detekovaných QRS komplexů vymaže ten, který má menší amplitudu. Na obrázku 4.15 je zobrazen signál F_Q a signál C_Q označující předpokládané oblasti výskytu QRS [8].



Obr. 4.15 Signál F_Q a vymežující signál C_Q .

Detekované oblasti z prvního svodu signálu MO1_001_03 jsou na obrázku 4.16 vyznačeny červenou čárkovanou čarou. Tento signál nebyl pro detekci zvlášť těžký. Detektor zachytil všechny QRS nalézající se na signále, senzitivita a pozitivní predikce jsou tedy 100 %.



Obr. 4.16 Původní signál s vyznačenými detekcemi QRS.

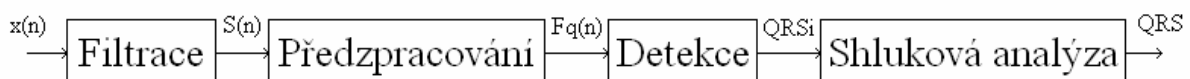
5. Detektor QRS pro vícesvodové EKG

5.1 Úvod

Detektor kombinuje informace ze všech svodů signálu ke správnému nalezení QRS komplexů, je tedy založen na vícesvodové detekci. Je realizován podle metody detekce QRS komplexů ve 12 svodovém EKG pomocí adaptivního kvantizovaného prahu od autorů Vijay S. Chouhan a Sarabjeet S. Mehta. Je tedy primárně určen pro 12 svodový záznam, může však být upraven pro jiný záznam. Tento detektor byl vytvořen ve variantě pro 12 svodů a pro 3 svody. Výstupem metody od V.S. Chouhan a S.S. Mehta jsou jednotlivé pozice QRS komplexů pro každý svod, tedy pozice QRS v prvním svodu se může mírně lišit od svodu jiného nebo se nemusí v dané oblasti vůbec vyskytovat. Tento detektor tuto metodu rozvíjí. Pomocí shlukové analýzy sloučí pozice jednotlivých svodů do jediného souboru hodnot. Tyto hodnoty se pak dají vykreslit pro libovolný svod. Tímto kombinováním hodnot se dospěje k vyšší účinnosti. Vlastní metoda autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta je provedena beze změny.

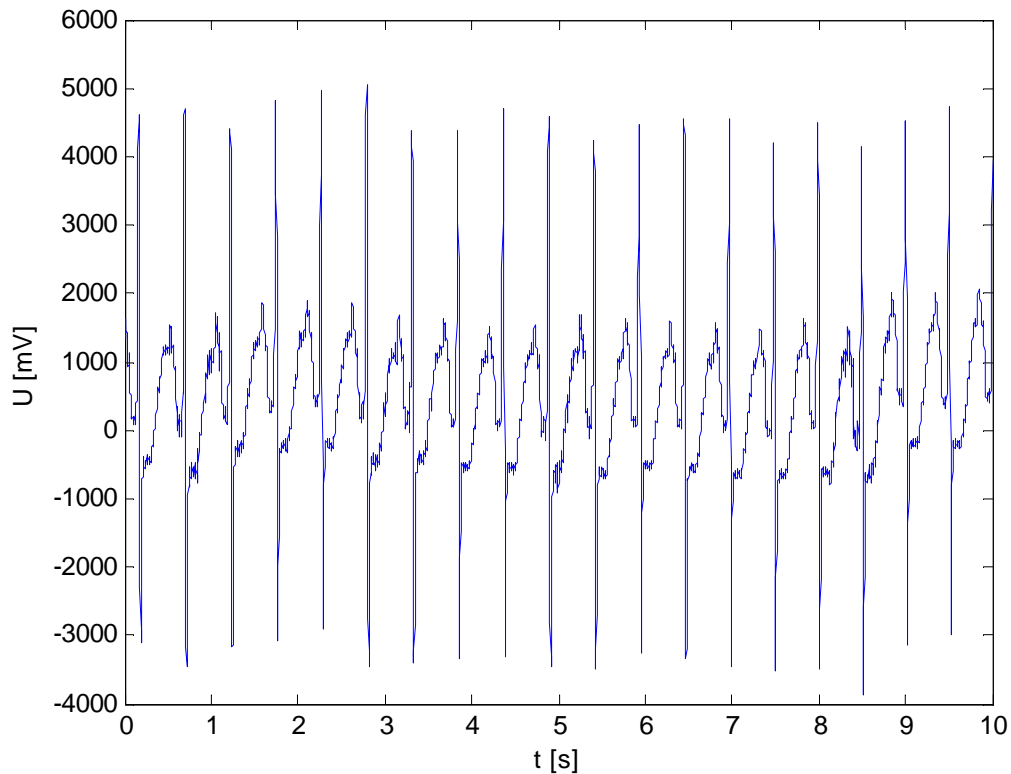
5.2 Princip metody

Detektor je sestaven ze 4 bloků a to jsou filtrace, předzpracování, detekce a shluková analýza 5.1. Filtrace a předzpracování mají naprosto stejný význam jaký byl popsán v kapitole 4. Detekce se provádí podle předlohy. K detekci se využívá jenom jedno kritérium a tím je práh. Je vytvořeno 14 hodnot prahů, které jsou neměnné pro celou délku signálu. Mají hodnoty od 21 % do 60 % maxima signálu určeného k detekci. Signál se porovnává vůči všem prahům a zaznamenává se počet detekcí QRS komplexů. K detekci je zvolen ten práh, u kterého byl v každém svodu detekován stejný nebo alespoň přibližný počet QRS komplexů. Pro tyto detekované pozice se provádí shluková analýza. Pokud se ale pozice QRS vyskytuje v méně než polovině svodů, je dána jako špatná detekce a do konečného souboru QRS komplexů se nezapočítává [8].



Obr. 5.1 Blokové schéma detektoru.

Pro prezentaci detektoru byl vybrán signál MO1_002_12. Je tedy pro 12 svodovou variantu. 3 svodová varianta bude popsána jen slovně bez ukázky na signálu. Rozdíly mezi 3 a 12 svodovou variantou jsou totiž v grafické ukázce zanedbatelné, ale v úspěšnosti detektoru jsou podstatné. Na obrázku 5.2 je znázorněn celý signál daný součtem jednotlivých svodů.



Obr. 5.2 Signál MO1_002_12 daný součtem jeho svodů.

5.3 Detekce QRS pro jednotlivé svody

Vstupující signál z bloku předzpracování je označen jako F_Q . Na jeho základě je odvozen signál C_Q podle rovnice (4.15). C_Q označuje místa na signálu F_Q s předpokládaným výskytem QRS komplexu. Tyto oblasti jsou porovnávány vůči hodnotám prahu. Práh je tvořen souborem 14 hodnot. Tyto hodnoty jsou vypočítány z maximální hodnoty signálu F_Q a nabývají velikosti 21, 24, 27, 30, 33, 36, 39, 42, 45, 48, 51, 54, 57 a 60 % této maximální hodnoty. Při detekci je zaznamenán počet QRS komplexů. Tabulka 5.1 vyjadřuje počty QRS v jednotlivých svodech v závislosti na velikosti prahu. Poslední dva řádky s $m1$ a $sd1$ netvoří svody, ale $m1$ je medián a $sd1$ je směrodatná odchylka z počtu detekcí pro určitý práh. Medián $m1$ a směrodatná odchylka $sd1$ slouží ke správnému určení velikosti prahu. Z $m1$ se určí medián $m2$ a směrodatná odchylka $sd2$. Z $sd1$ se určí jenom medián $m3$. Tyto mediány a

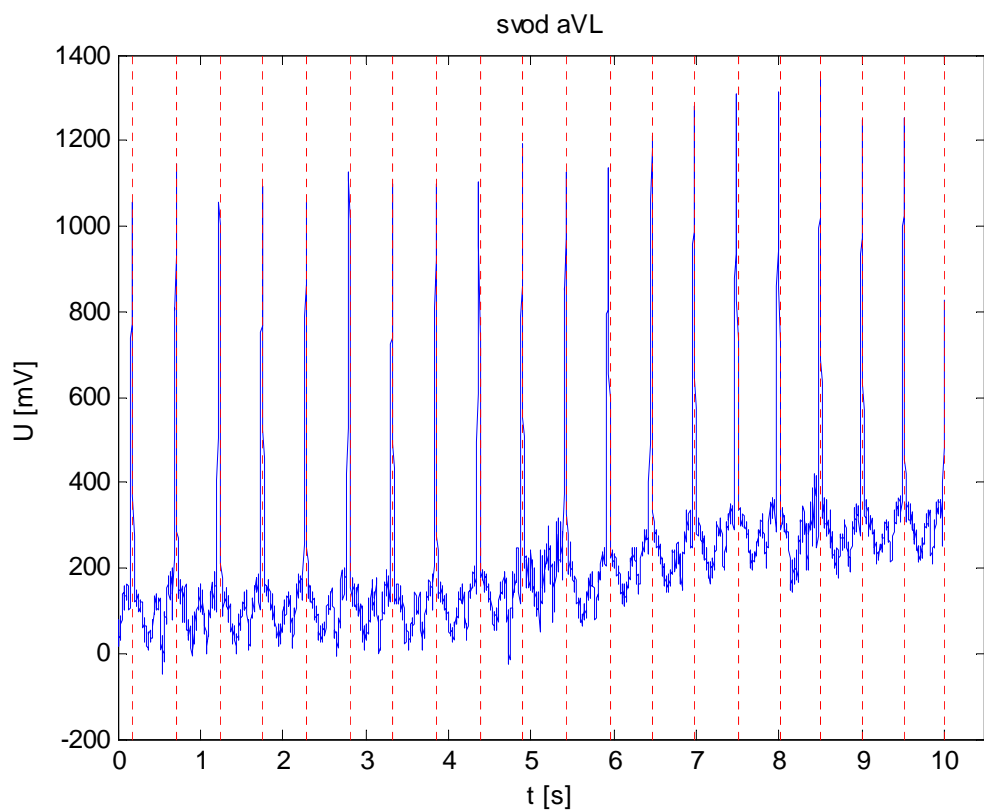
směrodatné odchyly se také podílejí na určení prahu. Pokud je $sd1$ rovno nule pro některý práh, tak pozice QRS jsou zvoleny pro tento práh. Jestli se žádná hodnota $sd1$ nerovná nule, tak se práh volí pomocí $sd2$ a $m3$. Když je $sd2$ a zároveň $m3$ menší než jedna, tak správný počet QRS je roven $m2$. Hodnota $m2$ se porovnává s hodnotou $m1$ a když dojde ke shodě, tak je nalezen detekční práh. Pokud není splněna ani jedna podmínka, tak se práh určí podle minimální hodnoty $sd1$. Minimální hodnotě odpovídá daný práh. V tabulce 5.1 vidíme, že s rostoucím prahem se počet detekcí srovnává, až se ustálí na hodnotě 19. To nastává při hodnotě prahu 45 %, $sd1$ je pro tento práh rovno nule a tak je tento práh zvolen za správný a QRS komplexy detekované při tomto prahu jsou určeny za konečné [8].

Tabulka 5.1 Počty QRS komplexů pro dané svody v závislosti na prahu, medián a směrodatná odchylyka pro tyto počty.

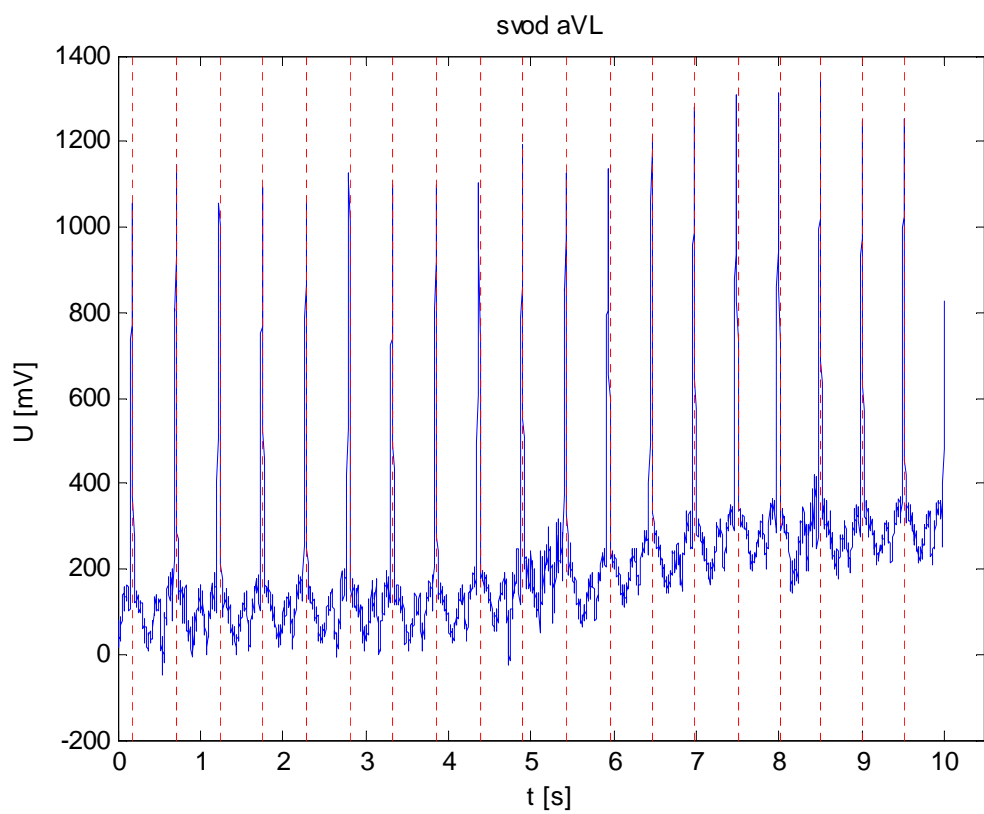
svod\práh	21%	24%	27%	30%	33%	36%	39%	42%	45%	48%	51%	54%	57%	60%
I	20	20	20	20	20	20	20	19	19	19	19	19	19	19
II	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
III	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
aVR	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
aVL	20	20	20	20	20	20	20	20	19	19	19	19	19	19
aVF	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V1	20	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V2	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V3	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V4	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V5	20	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
V6	20	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19

m1	20	20	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19	19
sd1	0,49	0,51	0,51	0,39	0,39	0,39	0,39	0,29	0	0	0	0	0	0

Na obrázcích 5.3 a 5.4 je zobrazena detekce pro práh 42 % a 45 %. Velikost špičky v oblasti 10 s na záznamu stačí pro detekci 42 % prahem. Pro práh 45 % už ale nepřekročí požadovanou hodnotu a proto není zaznamenána jako QRS.



Obr. 5.3 Detekované QRS ve svodu aVL pro práh 42 %.

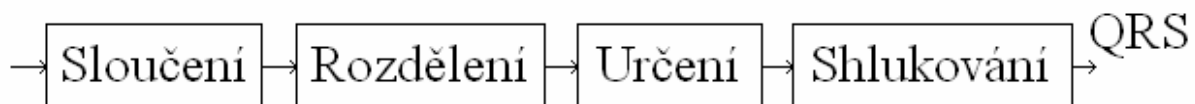


Obr. 5.4 Detekované QRS ve svodu aVL pro práh 45 %.

Po zvolení prahu se uloží jen pozice QRS pro tento práh. Je vytvořen tedy soubor obsahující QRS komplexy pro 12 svodů. Tento soubor vstupuje do shlukové analýzy. U 3 svodové varianty je výpočet prahu stejný, ale vzhledem k tomu, že počet svodů je pouze 3, tak dochází častěji ke špatnému zvolení prahu. Sd1 může mít stejnou hodnotu pro práh 27 % jako pro práh 51 %, ale algoritmus vybírá od nejnižšího po nejvyšší práh, proto by byl zvolen 27 % práh a vznikly by falešné detekce QRS.

5.4 Shluková analýza

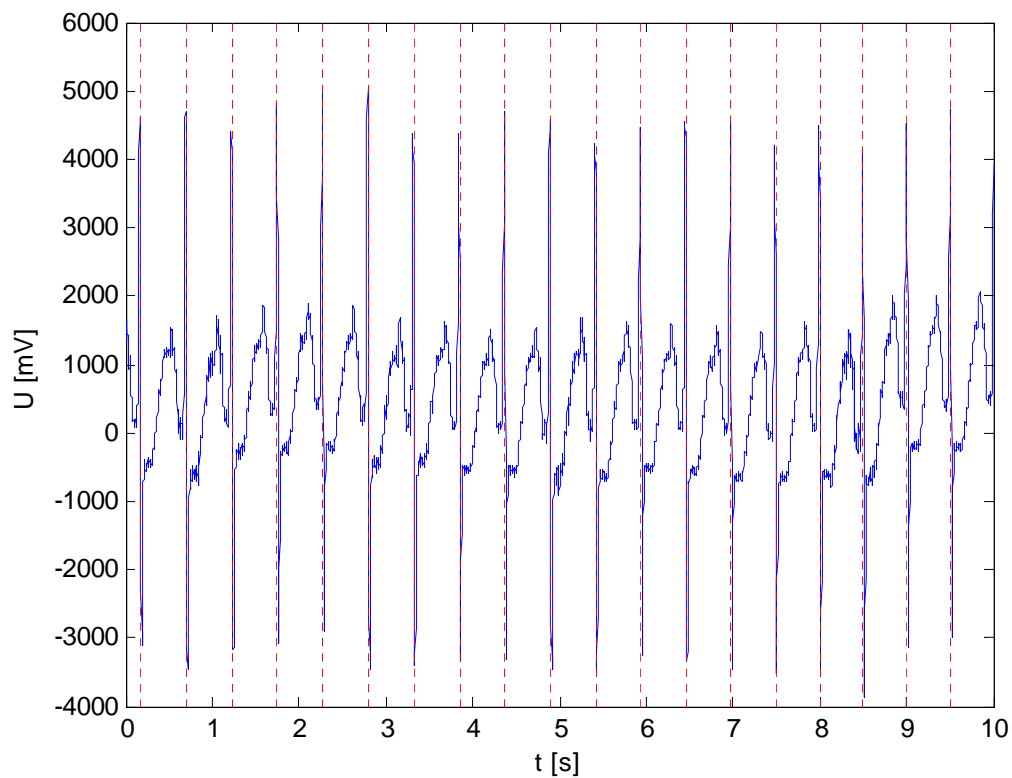
Poslední částí detekce je shluková analýza. Dělí se na několik částí podle obrázku 5.5. První část sloučení spojí všechny detekované hodnoty do jednoho vektoru hodnot a seřadí je od nejmenší po největší hodnotu. Tento vektor vstupuje do bloku rozdělení. Zde se vektor hodnot rozdělí na složky, kde každá složka obsahuje určitý počet hodnot, které představují jeden QRS komplex. Tyto složky jsou v bloku určení posuzovány kritériem, jestli opravdu tvoří QRS komplex. U 12 svodové varianty musí každá jednotlivá složka obsahovat nejméně 6 hodnot, tedy polovinu z celkového množství. U 3 svodové musí být ve složce alespoň 2 hodnoty, což odpovídá 67 %. Složky prošlé touto podmínkou jsou připraveny pro vlastní shlukování. Blok určení dokáže napravit z části špatně určený práh v bloku detekce. Pokud je např. ve svodu V1 detekováno 20 QRS komplexů a ve zbylých svodech pouze 19, QRS komplex, který je ve svodu V1 navíc, se vyruší.



Obr. 5.5 Blokové schéma shlukové analýzy.

Pro shlukování byla vybrána metoda UPGMA (unweighted pair-group method using arithmetic averages). Ke shlukování využívá aritmetický průměr. Principem metody je tvorba postupných shluků z nejbližších hodnot až zůstane pouze jedna hodnota. Hodnota nového shluku se rovná aritmetickému průměru hodnot, ze kterých vzešel. Pro shlukovou analýzu byla vyzkoušena metoda CLINK (complete linkage clustering method) a SLINK (single linkage clustering method). CLINK místo aritmetického průměru používá maximální vzdálenost pro výpočet nové hodnoty shluku. SLINK používá minimální vzdálenost. Metody CLINK, SLINK i UPGMA měly téměř totožné výsledky, jejich odchylky byly v řádech jednotek [5]. Po skončení bloku shlukování jsou vytvořeny konečné hodnoty QRS komplexů.

Na obrázku 5.6 jsou vyznačeny detekované QRS komplexy pro signál MO1_002_12. Pro tento signál byly detekovány všechny komplexy. Špička signálu v oblasti 10 s byla správně zamítnuta. Senzitivita a pozitivní predikce jsou proto rovny 100 %.



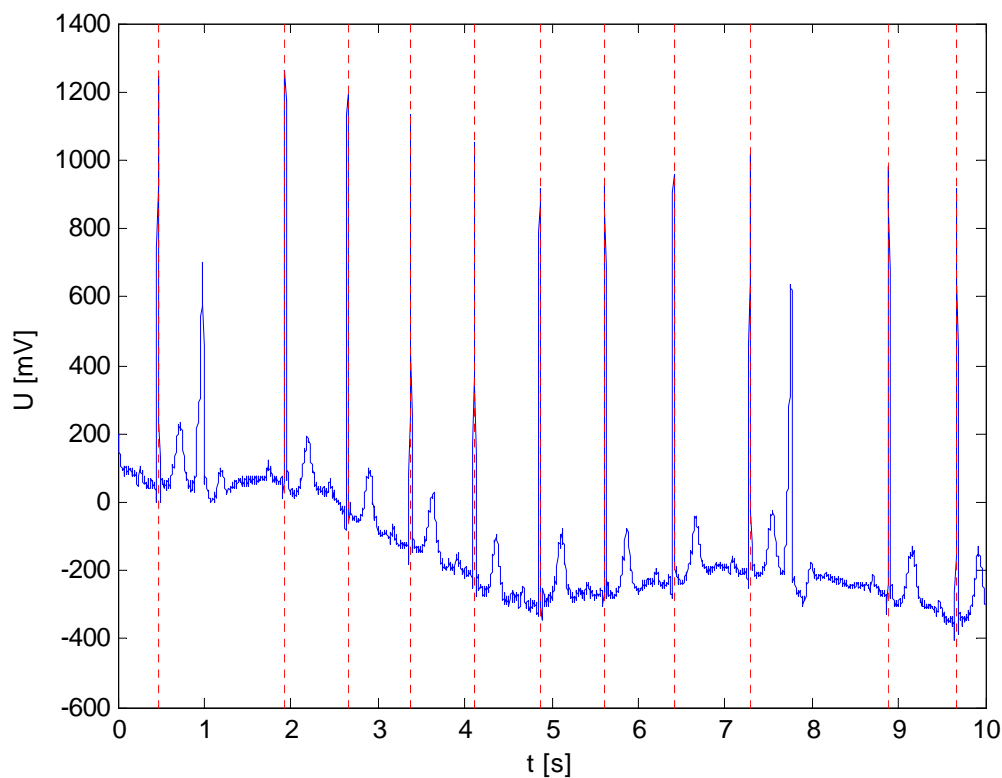
Obr. 5.6 Původní signál s vyznačenými QRS komplexy.

6 Příklady a úspěšnost detekce, srovnání výsledků

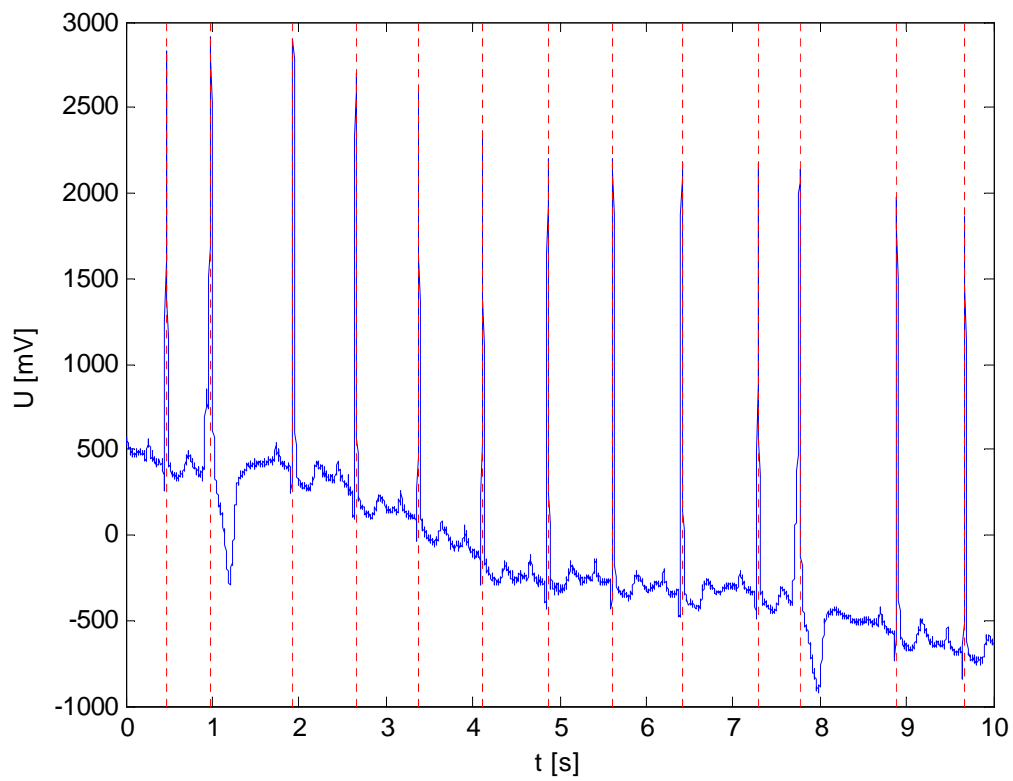
6.1 Příklady detekcí

Na třech vybraných signálech MO1_061, MO1_105 a MO1_117 CSE databáze je předvedena detekce s různým stupněm úspěšnosti pro detektor QRS založený na jednosvodové detekci a detektor QRS založený na vícesvodové detekci ve variantě 3 a 12 svodové.

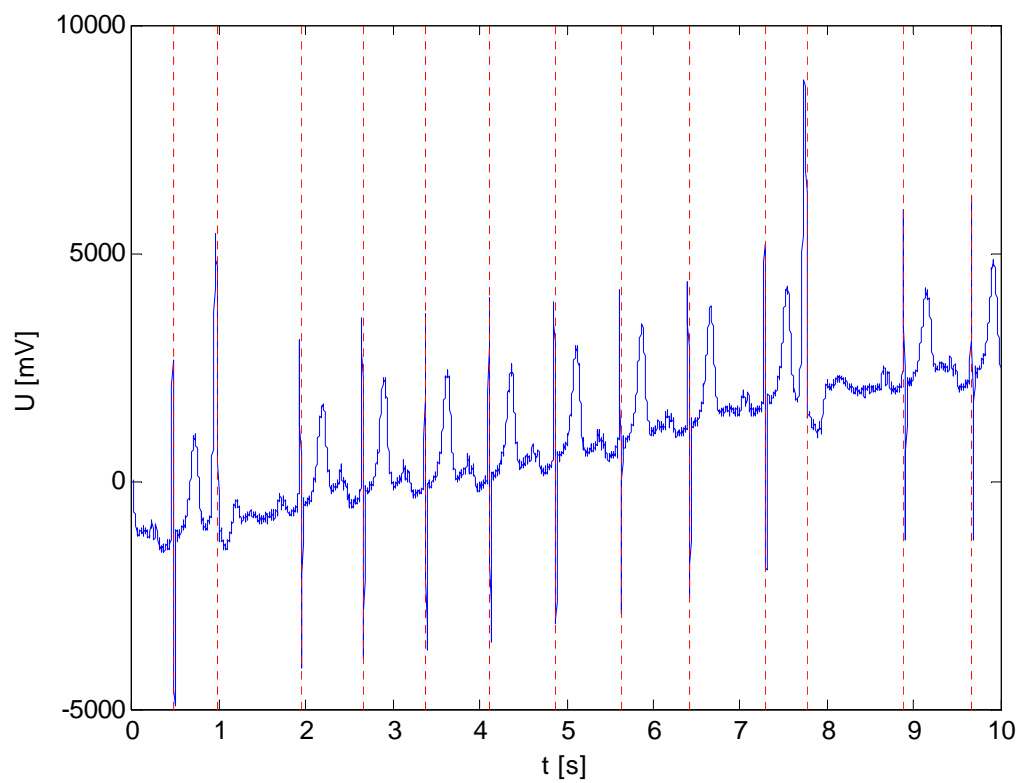
Na obrázcích 6.1 až 6.3 je signál MO1_061. Jednosvodová detekce nedokázala zareagovat na 2 menší QRS komplexy, pokud se v signálu vyskytuje přibližně 1 až 2 QRS komplexy výrazně menší než ostatní, tak je detektor není schopen zaznamenat. Obě vícesvodové varianty byly schopné tyto 2 QRS komplexy detekovat. Pozitivní predikce je pro všechny 3 varianty 100 %. Senzitivita byla menší než 100 % pouze u jednosvodové detekce, kde byla 84,62 %.



Obr. 6.1 První svod signálu MO1_061_12 s vyznačenými QRS komplexy pro jednosvodovou detekci.

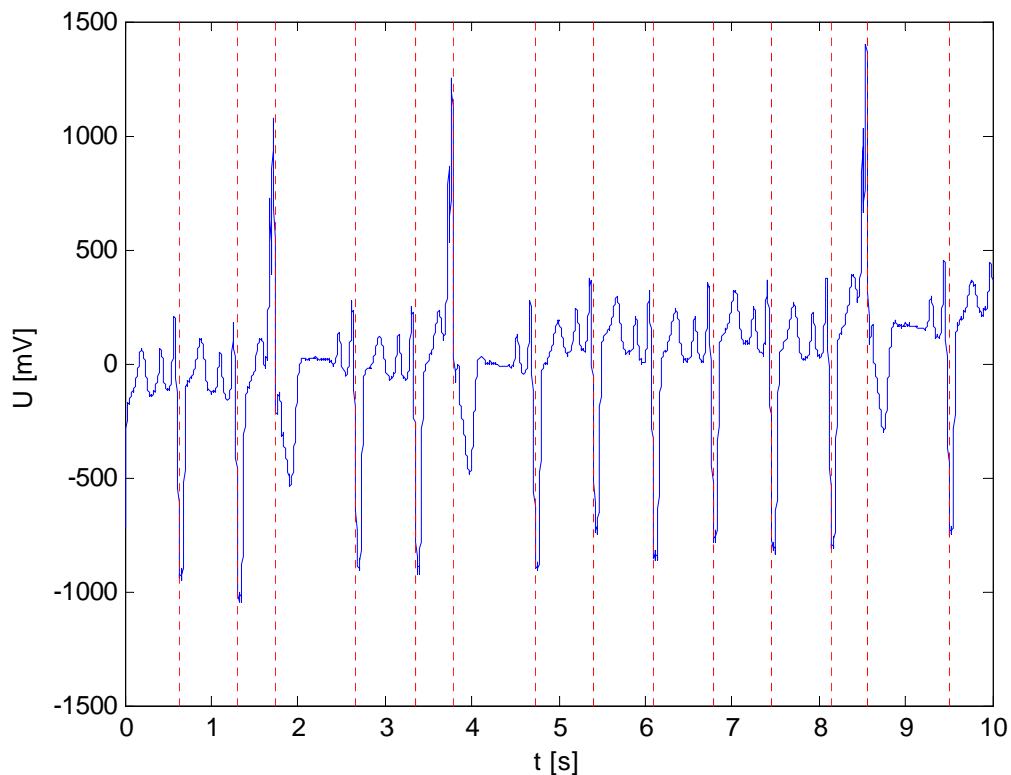


Obr. 6.2 Signál MO1_061_03 s vyznačenými QRS komplexy pro 3 svodovou detekci.

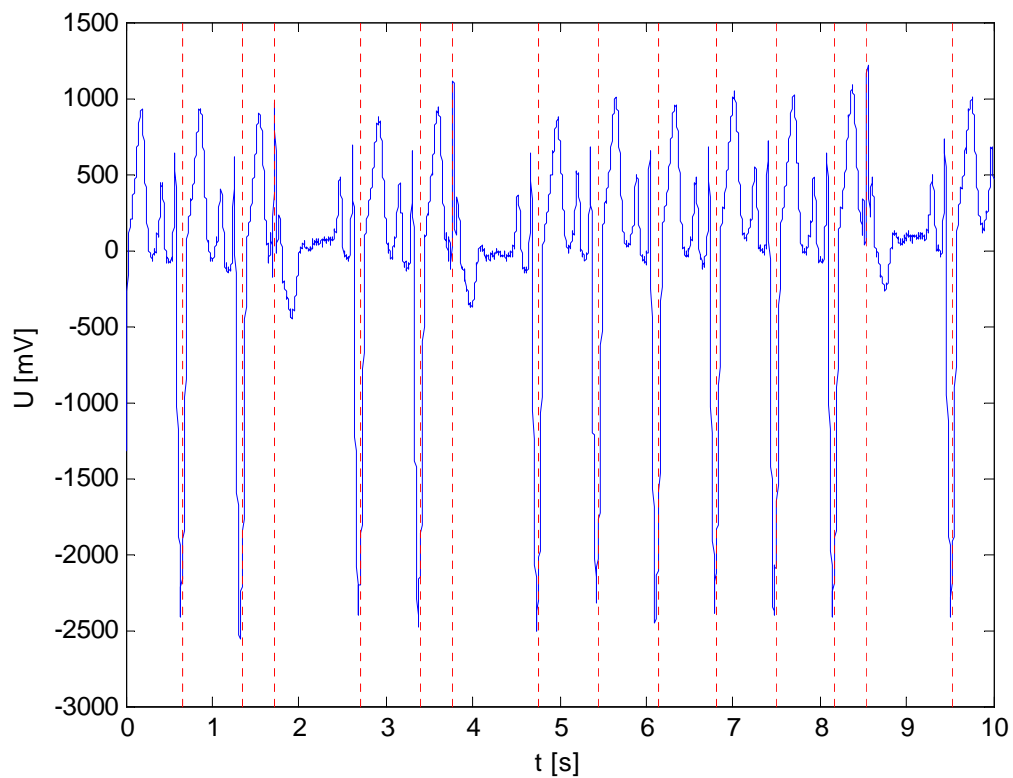


Obr. 6.3 Signál MO1_061_12 s vyznačenými QRS komplexy pro 12 svodovou detekci.

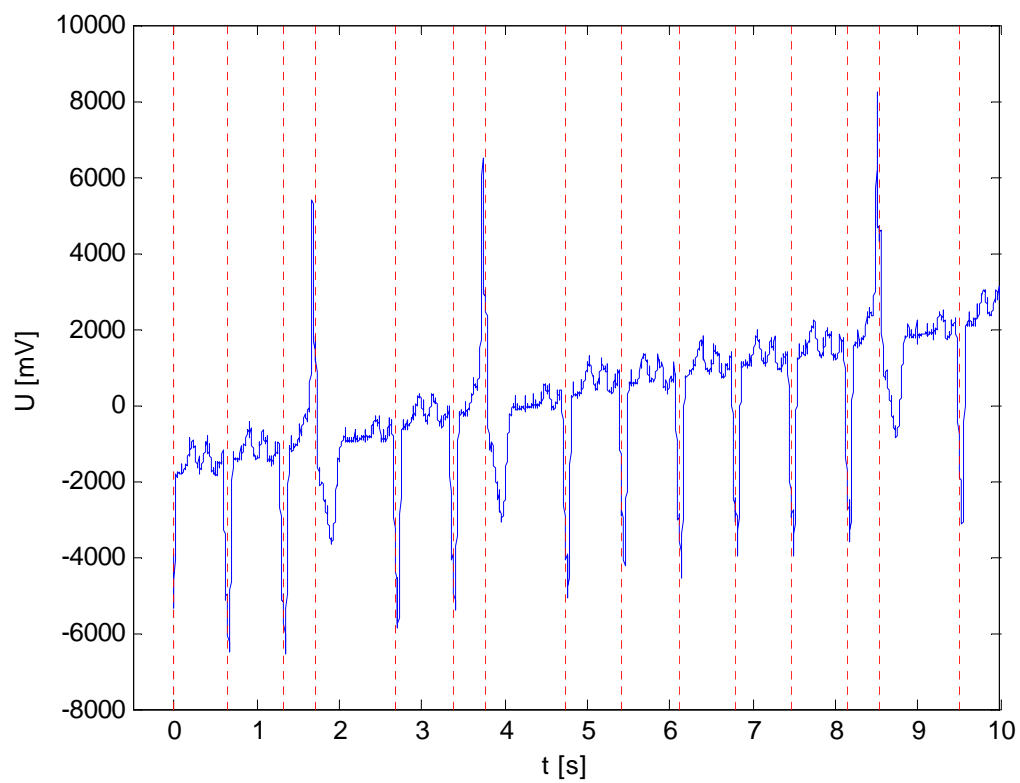
U další ukázky je použit signál MO1_105 obrázky 6.4 až 6.6. Tento signál je zajímavý tím, že obsahuje píky s výraznými kladnými i zápornými hodnotami. Po velkém kladném píku nastává záporný pík, který správně není detekován žádnou metodou. Jednosvodová a 3 svodová detekce mají senzitivitu i predikci rovnu 100 %. 12 svodová metoda dokazuje, že má větší citlivost pro detekci. Detekuje totiž v oblasti 0 s neúplný QRS komplex, ten není považován referenčními hodnotami za QRS komplex, proto pozitivní predikce je 93,3 %, senzitivita je 100 %.



Obr. 6.4 První svod signálu MO1_105_12 s vyznačenými QRS komplexy pro jednosvodovou detekci.

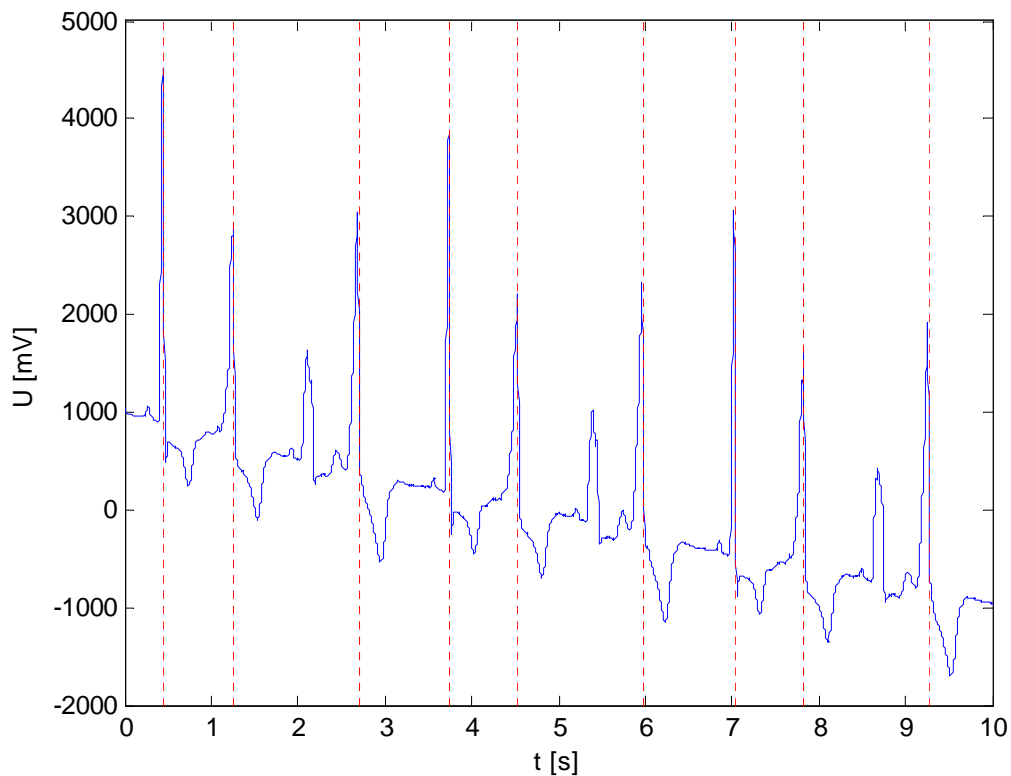


Obr. 6.5 Signál MO1_105_03 s vyznačenými QRS komplexy pro 3 svodovou detekci.

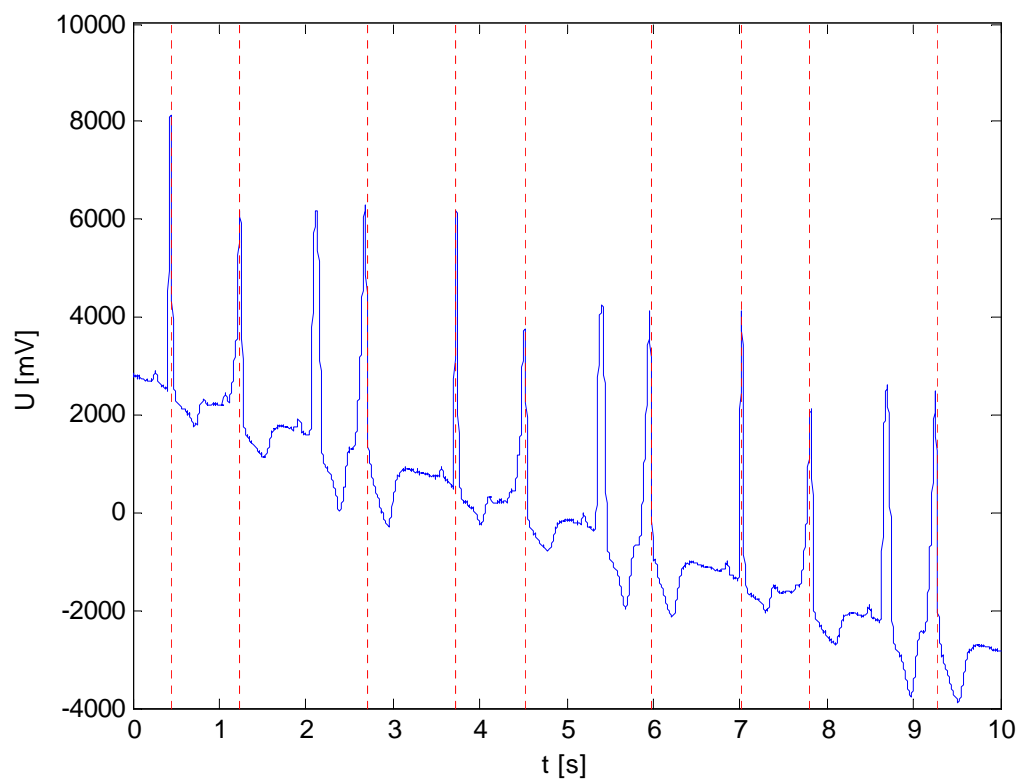


Obr. 6.6 Signál MO1_105_12 s vyznačenými QRS komplexy pro 12 svodovou detekci.

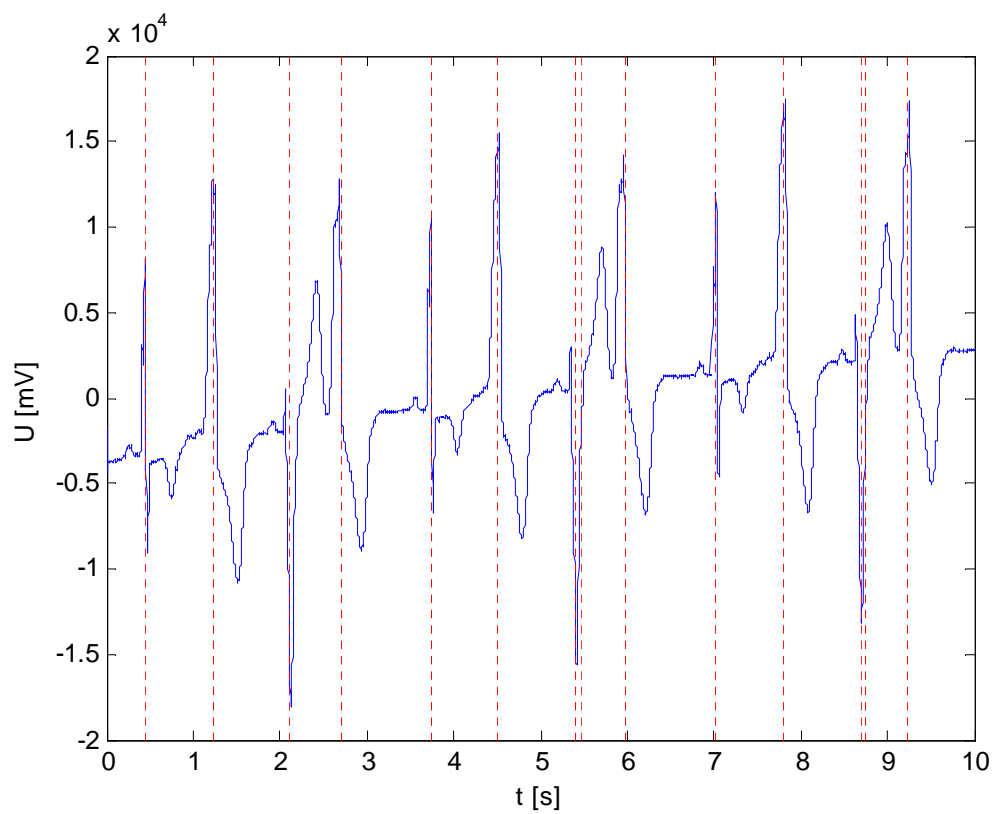
Poslední ukázka je pro signál MO1_117 obrázky 6.7 až 6.9. Tento signál patří k nejhůře detekovaným z celé databáze. Nachází se na něm QRS komplexy s velmi rychlým i s poměrně pomalým náběhem. Amplitudy mají proměnlivý charakter, mají nestálou absolutní velikost i orientaci. Jednosvodová detekce opět nedokázala detekovat QRS s menší amplitudou a pomalejším náběhem. Senzitivita je 75 % a predikce 100 %. 3 svodová detekce má na tomto signálu stejnou úspěšnost jako jednosvodová. Obě metody vytvořili 3 chybné detekce. Nejúčinnější se jeví pro tento signál 12 svodová detekce. Její senzitivita je 100 % a predikce 85,71 %. Zaznamenala tedy všechny QRS vyskytující se na tomto signálu. Naproti tomu detekovala 2 QRS dvakrát, proto má 2 chybné detekce. Je to o jednu chybu méně než 1 a 3 svodová detekce.



Obr. 6.7 První svod signálu MO1_117_12 s vyznačenými QRS komplexy pro jednosvodovou detekci.



Obr. 6.8 Signál MO1_117_03 s vyznačenými QRS komplexy pro 3 svodovou detekci.



Obr. 6.9 Signál MO1_117_12 s vyznačenými QRS komplexy pro 12 svodovou detekci.

6.2 Úspěšnost detekce

Úspěšnost detekce uvádí, jak je daný detektor schopný detekovat QRS komplexy. Je charakterizovaná dvěma hodnotami, Senzitivitou (SN) rovnice (6.1) a pozitivní predikcí PP rovnice (6.2). Tyto hodnoty bývají vázány na některou databázi, aby měly více vypovídající hodnotu o detektoru. Díky tomu lze snadněji porovnávat účinnosti jednotlivých detektorů mezi sebou. Detektor jednosvodový i vícesvodový byl otestován na CSE databázi 3 svodové a 12 svodové.

$$SN = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (6.1)$$

kde TP (true positive) jsou správné detekce QRS, FN (false negative) jsou nedetekované QRS komplexy.

$$PP = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (6.2)$$

kde FP (false positive) jsou falešně detekované QRS komplexy [6].

Výsledky úspěšnosti detekce jednotlivých detektorů jsou v tabulce 6.1. TE (total error) značí celkový počet chybných detekcí podle rovnice

$$TE = FP + FN. \quad (6.3)$$

Tabulka 6.1 Vyhodnocení detekcí jednosvodových a vícesvodových.

Detektor QRS založený na jednosvodové detekci						
Databáze	TP	FP	FN	TE	SN [%]	PP [%]
3 svodová	4394	175	25	200	99,43	96,17
12 svodová	17517	633	159	792	99,10	96,51
Detektor QRS založený na vícesvodové detekci						
Detekce	TP	FP	FN	TE	SN [%]	PP [%]
3 svodová	1455	5	18	23	98,78	99,66
12 svodová	1459	6	14	20	99,05	99,59

U jednosvodové detekce pro 3 svodovou databázi byla senzitivita vyšší o 0,33 % než u 12 svodové a zároveň tato hodnota je největší ze všech metod. Pozitivní predikce byla naopak o téměř stejnou hodnotu nižší a dosahovala 96,17 %. Nejvyšší hodnota pro PP je u 3 svodové detekce a to 99,66%. SN je pro tuto detekci skoro o 1 % menší. Celkově nejlepší výsledek byl u 12 svodové detekce, kdy se SN i PP přehouplo přes hodnotu 99 %, i když nedosáhla ani v jedné hodnotě celkové maximum. SN bylo dokonce menší než u jednosvodové detekce.

6.3 Srovnání výsledků

Ke srovnání budou použity hodnoty SN a PP ze 12 svodového záznamu, protože předloha autorů Vijay S. Chouhan a Sarabjeet S. Mehta je pro 12 svodové EKG. Předloha dosáhla na CSE databázi senzitivity 98,56 % a pozitivní predikce 99,18 %. Jednosvodová detekce získala senzitivitu 99,10 %, což je přibližně o půl procenta lepší výsledek. Naopak pozitivní predikce byla téměř o 3 procenta horší s 96,51 %. Vícesvodová detekce byla u obou hodnot lepší. U senzitivity o půl procenta a u pozitivní predikce o 0,4 %. V tabulce 6.2 jsou tyto hodnoty srovnány ještě s dalšími metodami [8].

Tabulka 6.2 Hodnoty senzitivity a pozitivní predikce pro různé metody detekce.

Metoda	SN [%]	PP [%]
Detektor QRS založený na jednosvodové detekci	99,10	96,51
Detektor QRS založený na vícesvodové detekci	99,05	99,59
Detektor QRS autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta	98,56	99,18
Detekce využívající matematickou morfologii	99,38	99,48
Detekce využívající dynamické prahy	98,56	99,18
Umělé neuronové sítě jako detektory QRS	99,11	99,11
Identifikace QRS komplexů ve 12 svodovém EKG	99,74	98,39
Detekce využívající fuzzy logiku	98,90	97,84

Jednosvodová detekce má oproti zbylým metodám příliš nízkou pozitivní predikci a proto se jim nemůže rovnat. Vícesvodová metoda se svými výsledky už zapadá do intervalu hodnot mezi ostatními metodami. Její pozitivní predikce je přitom nejlepší hodnotou z uvedených metod. Senzitivita se nachází okolo průměru těchto hodnot. Detekce využívající matematickou morfologii je z uvedených metod celkově nejlepší, přestože ani jedna z jejích hodnot není nejvyšší [10]. Metoda využívající dynamické prahy získala stejnou úspěšnost jakou má předloha autorů V.S. Chouhan a S.S. Mehta, tedy senzitivita je 98,56 % a pozitivní predikce 99,18 % [6]. Umělé neuronové sítě pro detekci QRS dosahují hodnoty 99,11 % pro senzitivitu i pozitivní predikci, jako jedna ze tří má obě hodnoty vyšší než 99 [12]. Další metodou je identifikace QRS komplexů ve 12 svodovém EKG. Tato metoda se vyznačuje vysokou senzitivitou. Mezi těmito metodami je její senzitivita nejvyšší. Naopak její pozitivní predikce nedosahuje ani 99 %, její hodnota je 98,39, což je třetí nejnižší hodnota z této tabulky [13]. Tabulku uzavírá metoda využívající fuzzy logiku. Tato metoda není příliš úspěšná, její pozitivní predikce má pouhých 97,84 % a senzitivita je 98,90 % [14]. Celkově je druhou nejhorší metodou zde uvedenou. Nejhorší dopadla jednosvodová detekce.

7. Závěr

Úkolem této práce byla realizace jednosvodového a vícesvodového detektoru a srovnání jejich účinnosti s jinými metodami. Jako předloha sloužila metoda detekce QRS komplexů ve 12 svodovém EKG pomocí adaptivního kvantizovaného prahu od autorů Vijay S. Chouhan a Sarabjeet S. Mehta. Výstupem předlohy jsou detekované QRS pro každý svod, ale pro určení prahu využívá informace ze všech svodů. Navržená metoda byla realizována v programovém prostředí Matlab a otestována na CSE databázi.

Jednosvodová metoda byla jen z části vytvořena podle předlohy. Její úprava spočívala ve zjednodušení předlohy tak, aby k detekci stačil pouze jeden svod. Tato metoda měla výsledky detekce celkově horší než předloha, ale její senzitivita překonala hranici 99 % oproti předloze, kde senzitivita byla 98,56 %.

Vícesvodová metoda byla navržena beze změny podle předlohy a navíc tuto metodu ještě rozvinula o algoritmus shlukové analýzy. Tato metoda byla vytvořena ve variantě pro 3 svodový záznam a 12 svodový záznam. Výstupem vícesvodové metody jsou QRS komplexy jednotné pro všechny svody. Toto rozvinutí předlohy způsobilo, že navržená vícesvodová metoda dosahuje lepších výsledků u obou hodnotících parametrů, u kterých hodnoty překročily 99 % hranici.

Ve srovnání s jinými metodami jednosvodová metoda příliš neobstála, její pozitivní predikce dosáhla maximální hodnoty 96,51 %, což je příliš nízká hodnota. Vícesvodová metoda měla z uvedených metod nejvyšší hodnotu u pozitivní predikce, senzitivita byla 99,05 %, což se pohybovalo kolem průměrné hodnoty. Celkově nejlepší zde uvedenou metodou je detekce využívající matematickou morfoligii.

Při porovnání jednosvodové a vícesvodové metody je jasně lepší vícesvodová. Je to dáno tím, že vícesvodová metoda používá k detekci mnohem více informací. Tvary signálu v jednotlivých svodech se liší. Je to způsobeno polohou elektrod a orientací svodů. Jeden signál EKG může být špatně detekovatelný ve svodu II, přičemž ve svodu V1 je snadno detekován i jednoduchým detektorem. Vícesvodová metoda může využít detekce ze svodu V1 pro svod II. Proto má lepší výsledky než jednosvodová. Toto prokázala i tato práce.

Seznam literatury

- [1] Wilhelm, Z. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno 2005.
- [2] Kaňková, K. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. Brno 2007.
- [3] Rozman, J., Chmelař, M., Jehlička, K. *Terapeutická a protetická technika*. Brno 2004.
- [4] Kozumplík, J. *Analýza biologických signálů*. Brno 2008.
- [5] Kozumplík, J., Provazník, I. *Umělá inteligence v medicíně*. Brno 2007.
- [6] Elgendi, M., Jonkman, M., De Boer, F. *Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds*. School of Engineering and Information Technology, Charles Darwin University, Australia 2009.
- [7] Köhler, B.U., Henning, C., Orglmeister, R. *The Principles of Software QRS Detection*. IEEE Engineering in Medicine and biology Magazine. 2002, s. 42-57. vol.21, no 1. Koulet.
- [8] Chouhan, V.S., Mehta, S.S. *Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshlod*. International Journal of Computer Science and Network Security. 2008, s. 155-163, vol.8 No.1.
- [9] Haman, P.: *Výukový web EKG* [online]. [cit. 2011-21-5].<<http://www.ekg.kvalitne.cz>>.
- [10] Trahanias, P.E. *An Approach to QRS Complex Detection Using Mathematical Morphology*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, s. 201-205, vol.40, No.2, 1993.
- [11] Vijaya, G., Kumar, V., Verma, H.K. *ANN-based QRS-complex analysis of ECG*. Journal of Medical Engineering & Technology. July 1998, Vol. 22, Issue 4 , s. 160 - 167.
- [12] Mehta, S.S., Lingayat, N.S. *Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram*. Expert Systems with Applications: An International Journal. January 2009, Vol. 36 , Issue 1 , s. 820-828.
- [13] Mehta, S.S., Trivedi, C.R., Lingayat, N.S. *Identification and Delineation of QRS Complexes in Electrocardiogram using Fuzzy C-Means Algorithm*. Journal of Theoretical and Applied Information Technology.
- [14] Chen, Y., Duan, H. *A QRS Complex Detection Algorithm Based on Mathematical Morphology and Envelope*. IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, 2005.

- [15] Poli, R., Cagnoni, S., Valli, G. *Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.42, s.1137-1141, 1995.
- [16] Laguna, P., Jané, R., Caminal, P. *Automatic Detection of Wave Boundaries in Multilead ECG*. Computers and Biomedical Research 27, s. 45-60, 1994.

Seznam zkratk a symbolů

ECG, EKG	Elektrokardiogram
QRS	Srdeční komplex
CSE	Databáze standardních elektrokardiografických signálů
MLP	Neuronová síť
PBF	Neuronová síť
LVQ	Neuronová síť
SA	Sinoatriální uzel
AV	Atrioventrikulární uzel
TE	Počet všech chyb při detekci
TP	Správně pozitivní detekce
FP	Falešně pozitivní detekce
FN	Falešně negativní detekce
SN	Senzitivita
PP	Pozitivní predikce
R	Elektroda na pravé ruce
L	Elektroda na levé ruce
F	Elektroda na levé noze
V	Hrudní elektroda
S	Filtrovaný signál
TS	Upravený filtrovaný signál
G	Gradient filtrovaného signálu
FG	Filtrovaný gradient filtrovaného signálu
F _Q	Signál určený k detekci
C _Q	Signál vyznačující oblasti k detekci
PreF _Q	Standardizovaný signál TS
m	Medián
min	Minimální hodnota
max	Maximální hodnota

Seznam příloh

Detektor1.m

DetektorV.m