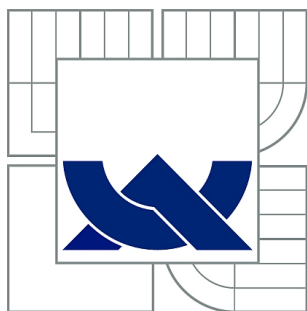
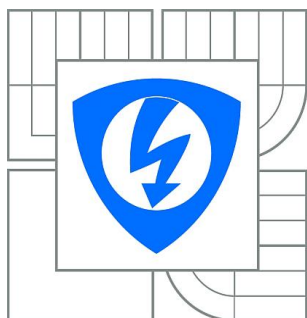




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMPLEXŮ QRS ELEKTROGRAMŮ

QRS COMPLEX DETECTION IN ELECTOGRAMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

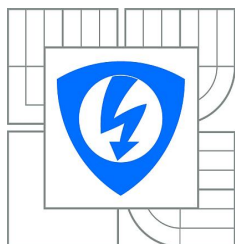
KATEŘINA ANČINCOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Kateřina Ančincová

Ročník: 3

ID: 143525

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komplexů QRS elektrogramů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Seznamte se s principy detekce komplexů QRS v humánních signálech EKG. 2) Navrhněte alespoň dvě metody detekce komplexů QRS v elektrogramech snímaných z izolovaných srdcí pokusných zvířat. 3) Navržené metody detekce realizujte a vyzkoušejte na vybraných elektrogramech. 4) Proveďte statistické vyhodnocení získaných výsledků zpracováním všech signálů, které Vám budou na UBMI poskytnuty. 5) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA

- [1] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.
- [2] TOMPKINS, W. J. (Editor): Biomedical Digital Signal Processing. New Jersey: Prentice-Hall, 1993.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

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

Konzultanti bakalářské práce:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá detekcí komplexů QRS ze signálu izolovaných králíčích srdcí. V první části práce je uveden popis lidského elektrogramu a výčet vybraných metod detekce QRS. V praktické části jsou představeny navržené detektory, které byly realizovány v prostředí Matlab. Následuje statistické zhodnocení dosažených výsledků a jejich interpretace.

Klíčová slova

Elektrogram, EKG, komplex QRS, izolované srdce, detektor z trojice svodů

Abstract

This work deals with QRS complex detection in isolated rabbit's heart. In first part of the work is a description of human electrogram and summary of selected methods of QRS detection. In the practical part detectors which were implemented in Matlab are presented. It is followed by a statistical analysis of the acquired results and their respective interpretation.

Keywords

Electrogram, ECG, QRS complex, isolated heart, 3-lead detector

Bibliografická citace

ANČINCOVÁ, K. Detekce komplexů QRS elektrogramů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 55 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma detekce QRS komplexů elektrogramů vypracovala samostatně pod vedením vedoucího práce a s použitím odborné literatury, která je citována v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracovávání této práce. Dále děkuji všem blízkým, kteří mi byli oporou.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

1	ÚVOD	8
2	ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE	11
2.1	Elektrokardiogram	11
3	DETEKCE QRS.....	13
3.1	Obecný princip detekce	13
4	VYBRANÉ ALGORIMY DETEKCE	14
4.1	Detekce založená na umocnění a obálce signálu	14
4.2	Detekce založená na derivaci signálu	15
4.3	Detekce vycházející z trojice svodů	16
4.4	Detekce průchodu nulou	16
4.5	Detekce pomocí rozkladu bankou filtrů	17
4.6	Detekce s využitím neuronových sítí.....	18
5	ZPRACOVÁVANÁ DATA	19
6	VLASTNÍ REALIZACE DETEKTORŮ	20
6.1	Spektrální analýza.....	20
6.2	Detektor z trojice svodů.....	23
6.2.1	Mediánová filtrace.....	25
6.2.2	Filtrace pásmovou propustí	26
6.2.3	Vytvoření obálky signálu	28
6.2.4	Teager-Kaiser Energy Operator (TKEo).....	28
6.2.5	Prahování.....	30
6.2.6	Selhávání detektoru a řešení problémů	31
6.3	Detektor z jednotlivých svodů	38
6.3.1	Selhávání jednosvodového detektoru	38
6.4	Úprava detektoru pro dlouhé signály.....	40
6.4.1	Obecné problémy vyskytující se u dlouhých signálů a jejich řešení.....	41
6.4.2	Nevyřešené problémy napříč signály	42
7	STATISTIKA.....	44
7.1	Zhodnocení funkčnosti detektoru u krátkých signálů.....	45
7.2	Zhodnocení detektoru u dlouhých signálů.....	47

7.3	DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ	49
8	ZÁVĚR.....	50
9	POUŽITÁ LITERATURA	52
	Seznam zkratek	54
	Seznam příloh	55

Seznam obrázků

obr. 1: Průběh signálu EKG	12
obr. 2 Obecné schéma detekce QRS komplexu	13
obr. 3 Schéma detektoru založeném na umocnění signálu.....	14
obr. 4 Schéma detektoru založeném na obálce signálu.....	14
obr. 5 Schéma algoritmu Pan – Tompkins	15
obr. 6 Blokové schéma zero crossing detektoru.....	17
obr. 7 Schéma rozkladu pomocí banky filtrů	17
obr. 8 Vícevrstvý perceptron (MLP)[4]	18
obr. 9 Zprůměrovaná spektra dlouhých signálů - prostorové napětí (4)	21
obr. 10 Zprůměrovaná spektra dlouhých signálů - jednotlivé svody	21
obr. 11 Zprůměrovaná spektra 263 signálů pro jednotlivé svody	21
obr. 12 Zprůměrovaná spektra 263 signálů	22
obr. 13 Jednotlivé svody signál 002_KO1_20061116_0062; úsek 1:5000.....	23
obr. 14 Kombinace svodů dle rovnice (4)	23
obr. 15 Kombinace svodů dle rovnice (5)	24
obr. 16 Kombinace svodů dle rovnice (6) signál 002_KO1_20061116_0062.....	24
obr. 17: Schéma detektoru z trojice svodů	24
obr. 18 Signál s impulzním rušením.....	25
obr. 19 Signál po průchodu mediánovým filtrem	25
obr. 20 Amplitudová charakteristika filtru	27
obr. 21 Výstup z mediánového filtru – vstup do pásmové propusti.....	27
obr. 22 Výstup z PP	27
obr. 23 Vytvoření obálky signálu	28
obr. 24 Výstup z PP z něhož je tvořena obálka a TKEo	29
obr. 25 Rozdíl mezi obálkou signálu a TKEo	29
obr. 26 Schéma prahování	30
obr. 27 Rodina – nadprahové hodnoty lišící se o jeden vzorek.....	30
obr. 28 Originální signál 075_IS1_20051208_0687	31
obr. 29 Operátor TKEo signál 075_IS1_20051208_0687	31
obr. 30 Obálka signálu 075_IS1_20051208_0687	32
obr. 31 Detail vektoru prostorového napětí signál 028_KO1_20061124_0024	33
obr. 32 Detail detekce s využitím obálky filtrovaného signálu.....	33
obr. 33 Detekce: prostorové napětí, operátor TKE signál 028_KO1_20061124_0024	33
obr. 34 Práh, prostorové napětí, operátor TKE signál 028_KO1_20061124_0024.....	34
obr. 36 Detail z jednotlivých svodů signál 085_IS1_20060503_0578	34
obr. 35 Detekce v signálu pomocí obálky 085_IS1_20060503_0578	34
obr. 37 Obálka filtrovaného signálu signál: 165_IS2_20061201_0808.....	35
obr. 38 Falešná detekce P vlny signál: 165_IS2_20061201_0808.....	36
obr. 39 Originální záznam	36
obr. 40 Detekce, modul vektoru prostorové rychlosti (6)	37
obr. 41 Správná detekce, vektor prostorového napětí (4).....	37
obr. 42 Detektor pro jednotlivé svody.....	38

obr. 43 Svod I, signál 062_BAR_20061124_0285	38
obr. 44 Svod II, signál 062_BAR_20061124_0285	39
obr. 45 Svod III, signál 062_BAR_20061124_0285.....	39
obr. 46 Vektor prostorového napětí (4), signál 062_BAR_20061124_0285	39
obr. 47 Neodstranitelné rušení, signál 20130328	40
obr. 48 Dvojí detekce na rozhraní oken	41
obr. 49 Detekce impulzní špičky	41
obr. 50 Kolísání nulové linie, signál 20130328	42
obr. 51 FN detekce, signál 20130328.....	42
obr. 52 Detail ze svodu III, signál 20130328	43
obr. 53 FN i FP detekce z důvodu výskytu artefaktu ve svodu III, signál 20130328	43
obr. 54 Originální záznam, signál 001_KO1_20061116_0028.....	44
obr. 55 Detail signálu 138_IS2_20051207_0893.....	45

Seznam tabulek

tab. 1 Meze filtrů	23
tab. 2 Výsledky detekce s využitím obálky filtrovaného signálu.....	45
tab. 3 Výsledky detekce s využitím Teager-Kaiser Energy operátoru	46
tab. 4 Porovnání výsledků	46
tab. 5 Jednosvodový detektor signál 20130420, meze 30-65 Hz	47
tab. 6 Jednosvodový detektor signál 20130328, meze 30-65 Hz	47
tab. 7 Jednosvodový detektor signál 20130327, meze 30-65 Hz	48
tab. 8 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím prostorového napětí u jednotlivých signálů, meze 20-65 Hz	48
tab. 9 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím prostorového napětí u jednotlivých signálů, meze 35-100 Hz	48
tab. 10 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím difference modulu prostorového napětí, meze 20-65 Hz	48
tab. 11 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím difference modulu prostorového napětí, meze 35-100 Hz.....	48
tab. 12 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím modulu prostorového napětí, meze 15-45 Hz	49

1 ÚVOD

Tato práce se zabývá detekcí komplexu QRS v signálech získaných z izolovaných králičích srdcí. Srdce jak u člověka, tak u zvířete má tu samou funkci. Funkci pumpy zajišťující správný tok krve po celém těle a tím také látkovou výměnu. Činnost srdce je řízena elektrickými stimuly, proto srdce vykazuje značnou elektrickou aktivitu. Tuto aktivitu můžeme měřit pomocí elektrod a zaznamenávat v čase. Tento záznam pak nazýváme obecně elektrogramem. Nejvýraznějším útvarem v elektrogramu je komplex QRS, který odpovídá depolarizaci komor. Tvar a délka QRS komplexu je tedy důležitým diagnostickým ukazatelem při řadě patologických stavů, kvůli tomu je zapotřebí spolehlivých detektorů tohoto komplexu.

Cílem mé práce je realizovat dva detektory R vlny z experimentálních signálů získaných z izolovaných králičích srdcí. První přístup k detekci je charakteristický kombinací tří ortogonálních svodů, druhý je pak realizován na jednotlivých svodech. Oba detektory jsou realizovány v programovém prostředí Matlab. V závěru práce probíhá zhodnocení dosažených výsledků.

2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

Pro tuto kapitolu byly využity zdroje [1] až [5].

Srdce je dutý svalovitý orgán uložený v dutině hrudní. Koná práci, kterou můžeme rozdělit do dvou složek – práci mechanickou a elektrickou. Mechanickou prací se myslí funkce tlakově objemového čerpadla, projevující se pravidelným střídáním systoly a diastoly. Tím je udržován pravidelný oběh krve a mízy v těle, také je zajištěn přenos živin, dýchacích plynů a odpadních látek. Mezi prací elektrickou a mechanickou existuje velmi úzká souvislost, kterou označujeme spojením excitace s kontrakcí.

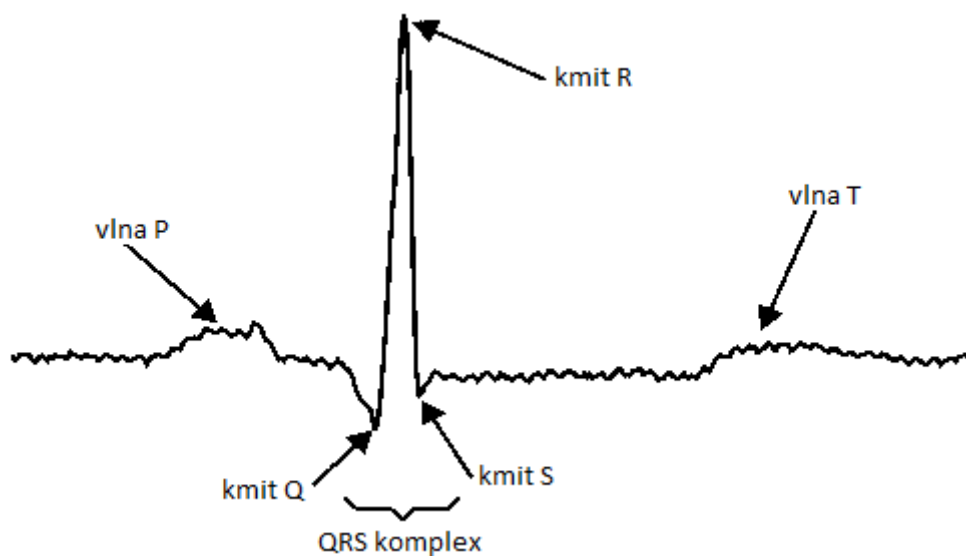
V srdeční svalovině (myokardu) jsou buňky, které mají schopnost vytvářet vzruchy a vést je dál a také buňky, které odpovídají na tyto vzruchy kontrakcí. K podráždění tedy dochází uvnitř orgánu. Části srdce specializované jen na tvorbu a přenos elektrického signálu, nazýváme převodním systémem srdečním. Rozlišujeme dva typy těchto buněk. Jeden typ je určen pro vytváření vzruchů a druhý pro jejich rychlé vedení. K vytváření vzruchů dochází za normálních okolností v sinoatriálním uzlu, toto místo proto nazýváme pacemakerem, nebo také zdrojem srdeční automacie. Dále se vzruch šíří po preferenčních síňových drahách do atrioventrikulárního uzlu, Hisova svazku, Tawarových ramének až do Purkyňových vláken, která přenesou podráždění na myokard komor. V něm se podráždění šíří směrem zevnitř k vnějším vrstvám, od hrotu k bázi, což můžeme sledovat pomocí EKG záznamu.

Membrána myokardu prochází během srdečního cyklu čtyřmi fázemi: polarizací, depolarizací, repolarizací a transpolarizací. Klidové membránové napětí u pracovního myokardu síní a komor dosahuje hodnot -70 až -80 mV.

2.1 Elektrokardiogram

Pomocí elektrokardiogramu (EKG) jsou zobrazovány potenciálové rozdíly, které u humánních signálů dosahují hodnot několik mV. Tyto rozdíly vznikají na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu, přičemž depolarizovaný myokard nevytváří žádnou změnu napětí viditelnou na EKG.

Na křivce EKG rozeznáváme vlny P, T, případně U, kmity Q, R, S, tvořící komplex QRS, úsek ST a intervaly PQ, QT. Průběh signálu zobrazuje obr. 1.



obr. 1: Průběh signálu EKG

Vlna P je projevem depolarizace síní, odpovídá tedy šíření vzruchu z SA uzlu svalovinou síní. Repolarizace zde není viditelná, protože je za normálních okolností překryta následujícími kmity. Doba trvání P vlny je asi 80 ms.

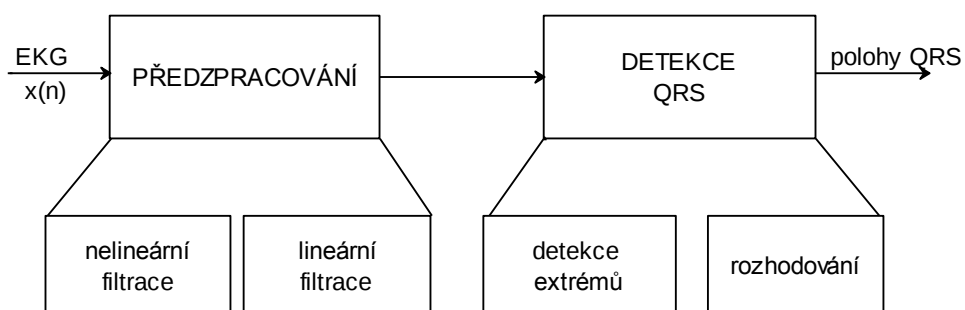
Komplex QRS je za fyziologických okolností nejvýraznějším elementem v EKG záznamu. Jeho amplituda dosahuje u humánních signálů hodnot až několik mV. Odpovídá postupné depolarizaci svaloviny obou komor. Doba výskytu QRS komplexu a jeho tvar poskytuje mnoho informací o aktuálním stavu srdce. Doba trvání QRS komplexu by neměla přesáhnout 100 ms.

Vlna T odpovídá repolarizaci komor. Přestože jsou depolarizace a repolarizace komor děje protichůdné, má vlna T za fyziologických okolností stejný směr jako kmit R. To znamená, že šíření podráždění a repolarizace neprobíhají v myokardu stejným směrem. Vlna T má za fyziologických okolností malou amplitudu (0,1 – 0,3 mV). Úsek ST má dobu trvání do 400 ms.

3 DETEKCE QRS

3.1 Obecný princip detekce

Jak můžeme vidět na obr. 2, obecné schéma detekce se dělí na dvě důležité části. První částí je předzpracování, které má za cíl zvýraznit komplex QRS a potlačit rušení, včetně ostatních vln v záznamu. Do tohoto funkčního bloku patří například filtrace – jak lineární, tak nelineární. Další funkční blok znázorňuje samotnou detekci QRS komplexu. Zde je důležitá detekce extrémů a následné stanovení prahu pomocí rozhodovacího pravidla. To určí referenční hodnotu, od které se detekují další polohy QRS komplexu [4],[5].



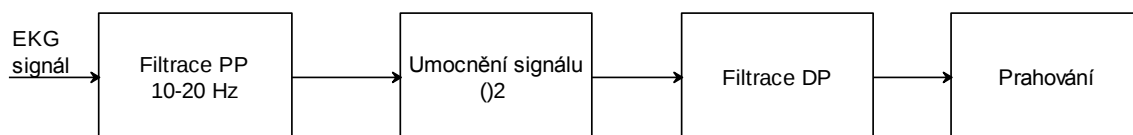
obr. 2 Obecné schéma detekce QRS komplexu

4 VYBRANÉ ALGORIMY DETEKCE

4.1 Detekce založená na umocnění a obálce signálu

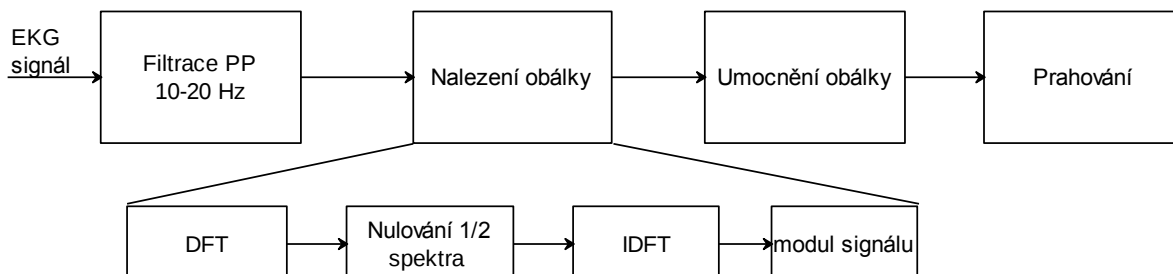
Základem pro správnou detekci je určit na kterých frekvencích se vyskytují energie vln P, T a komplexu QRS. K tomu nám slouží spektrální analýza. U humánních signálů se uvádí, že QRS komplex má svoji energii největší v rozmezí 10 až 25 Hz. Právě této skutečnosti využívá řada QRS detektorů [4].

Základní typem je detektor založený na umocnění signálu. Tato detekce vychází z analogového zpracování elektrogramu. Prvním funkčním blokem v této detekci je průchod pásmovou propustí, jejíž meze určují právě ty frekvence, v nichž je energie QRS komplexu největší, maxima dosahuje mezi 10 až 15 Hz. Tím dojde ke zvýraznění QRS komplexu a potlačení vln P a T a nežádoucího rušení, které by se v signálu mohlo vyskytnout. Dalším funkčním blokem je umocnění signálu, díky tomu dochází ke zvýraznění QRS komplexu. Následně se signál vyhladí dolní propustí s obdélníkovou impulzní charakteristikou, která má délku odpovídající délce trvání QRS komplexu (100 ms) [2],[5]. Schematicky je detektor znázorněn na obr. 3.



obr. 3 Schéma detektoru založeném na umocnění signálu

Konečné vyhlazení mocniny signálu dolní propustí obvykle nevede ke zcela uspokojivým výsledkům. Proto se jako alternativa používá vytvoření obálky signálu. Hledání obálky je zařazeno hned za filtraci pásmovou propustí, jak můžeme vidět na obr. 4.



obr. 4 Schéma detektoru založeném na obálce signálu

Obálkou myslíme analytický signál, vzniklý nulováním poloviny spektra signálu původního. Tento signál je komplexní, proto je zde nutný blok provádějící umocnění obálky. Spektrum signálu je získáno pomocí Fourierovy transformace.

4.2 Detekce založená na derivaci signálu

Komplex QRS je význačný svojí strmostí. Toho lze využít při realizaci detektoru. Strmost komplexu je dána rychlou změnou napětí v srdečním cyklu.

Algoritmy využívající derivaci signálu bývají také často používány k hledání začátků a konců QRS komplexu (eventuelně vln P a T). Před samotným zpracováním bývá signál filtrován pásmovou propustí tvořenou dolní a horní propustí spojených do kaskády.[6]. Následuje samotný blok derivace, právě ten nese informaci o sklonu křivky.

Nejčastěji používané diferenční filtry jsou popsány následujícími rovnicemi z [4]:

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

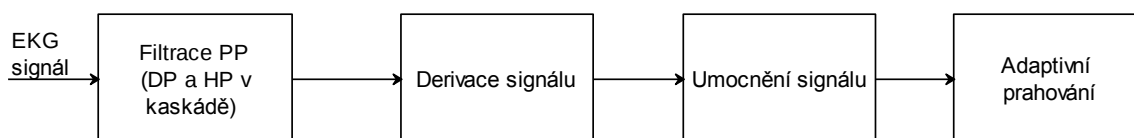
$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2) \quad (2)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) \quad (3)$$

kde $y_1(n)$ značí derivaci signálu $x(n)$.

V algoritmu Pan–Tompkins [6] je po vytvoření signálu diferencí zařazen blok umocnění signálu na druhou, díky němuž dojde ke zvýraznění píků k detekci. Následně je použita detekce pomocí plovoucího okna s adaptivním prahováním. Schéma popsaného algoritmu viz obr. 5.

Jiné algoritmy mohou využívat také druhé derivace, případně kombinace první a druhé derivace [4].



obr. 5 Schéma algoritmu Pan – Tompkins

4.3 Detekce vycházející z trojice svodů

Důležitým parametrem pro realizaci tohoto detektoru je mít signál z trojice ortogonálních svodů (x , y , z) nebo pseudoortogonálních svodů (V1, V5 nebo V6, II nebo aVF). Prvním krokem pak je odvození jednoho signálu z těchto tří svodů. Následně je signál filtrován a dále zpracováván. V případě tvarově odlišných QRS komplexů může dojít ke zvýšení spolehlivosti detekce, oproti jednosvodovým detektorům. Nevýhodou této metody detekce je náchylnost ke kolísání nulové linie [10].

Vytvoření signálu může vycházet z více možností [5]:

a) z modulu vektoru prostorového napětí

$$p(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} \quad (4)$$

b) difference modulu prostorového napětí

$$dp(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} + \sqrt{x^2(n-1) + y^2(n-1) + z^2(n-1)} \quad (5)$$

c) modulu vektoru prostorové rychlosti

$$r(n) = \sqrt{(x(n) - x(n-1))^2 + (y(n) - y(n-1))^2 + (z(n) - z(n-1))^2}. \quad (6)$$

4.4 Detekce průchodu nulou

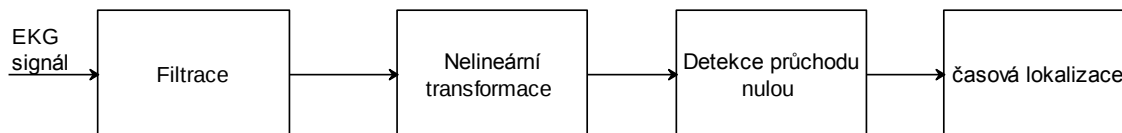
Tento typ detekce se od ostatních liší především svým přístupem k prahování. Nedochází totiž k porovnávání samotného, nebo upraveného signálu s prahem, ale počítají se průchody nulou daného signálu.

Prvním krokem, jako u všech ostatních detektorů je filtrace, zde je navíc přidán krok nelineární transformace, čímž dojde k dalšímu zvýraznění signálu. Protože originální signál bude sloužit k časové lokalizaci R vln, je nutné k filtraci použít pásmovou propust s lineární fázovou charakteristikou. Po filtraci následuje přidání složky o nízké energii, ale vysoké frekvenci. Tím dojde k úmyslnému rozkmitání signálu kolem nulové linie, což má za následek zvýšení počtu průchodů nulou. V algoritmu [7] je pro přídatné rušení použito funkce:

$$K(n) = \lambda_K \cdot K(n-1) + (1 - \lambda_K)|y(n)| \cdot c \quad (7)$$

Kde λ_K je zapomínací faktor vymezený prvky (0;1), $y(n)$ je filtrovaný a transformovaný signál a c je konstanta růstu, rovna 4.

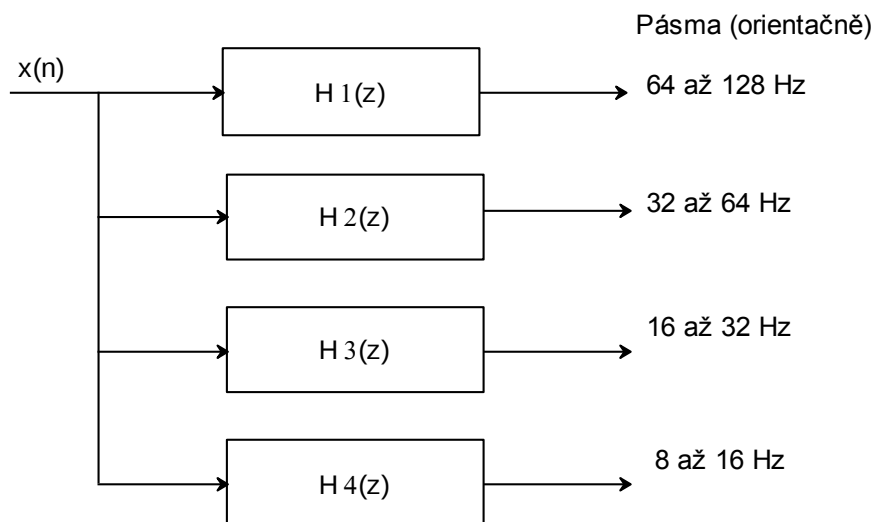
Následuje samotná detekce průchodu nulou, tím se v algoritmu myslí zvýraznění míst, kde je průchodů nulou málo, tedy oblasti výskytu QRS. Posloupnost průchodů nulou je převedena na signál a srovnávána s prahem. Detekce začíná, když dojde k poklesu signálu pod úroveň prahu a končí, když signál práh překročí [7]. Blokové schéma detektoru viz obr. 6.



obr. 6 Blokové schéma zero crossing detektoru

4.5 Detekce pomocí rozkladu bankou filtrů

Bankou filtrů myslíme spojení několika číslicových filtrů, zpravidla horní a dolní propusti do skupin [8]. Filtry jsou realizovány pomocí pásem, která jsou vyjádřena jako relativní kmitočet f/f_vz . Všechna frekvenční pásma mají obvykle stejnou šířku. Samotná detekce pak probíhá tak, že se signál rozdělí na jednotlivé úseky, mající takovou délku, aby se v nich vyskytl minimálně jeden QRS komplex. Následně se stanoví práh a určí se výchozí podmínka. Tou může být předpoklad, že vyskytuje-li se na stejných místech ve dvou po sobě jdoucích pásmech nadprahová hodnota, pak je tato hodnota brána jako místo výskytu QRS komplexu [5]. Schéma rozkladu do frekvenčních pásem je možné vidět na obr. 7.



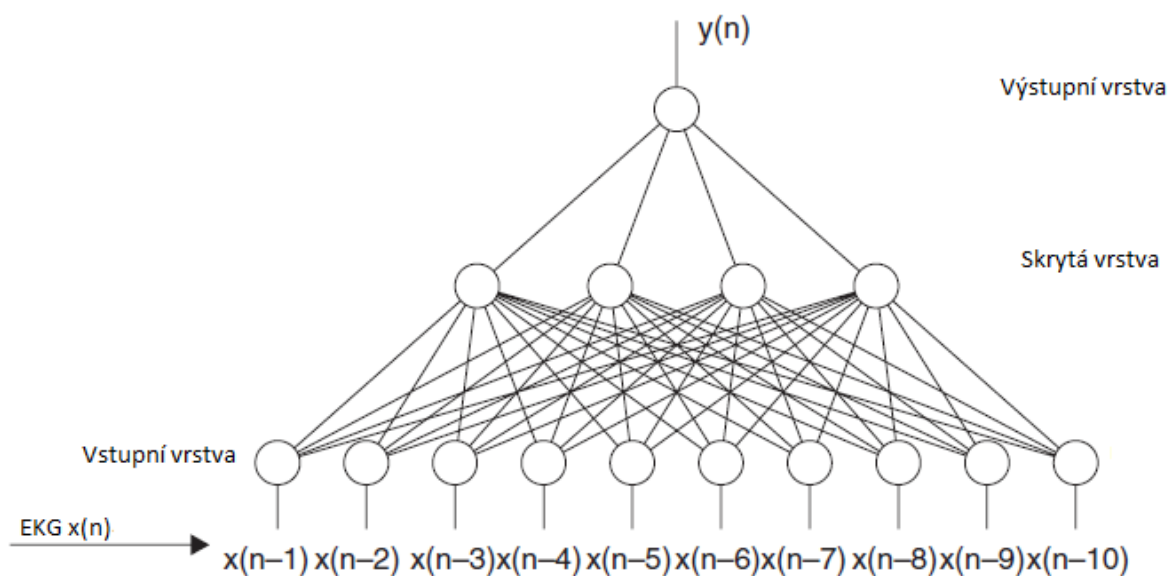
obr. 7 Schéma rozkladu pomocí banky filtrů

4.6 Detekce s využitím neuronových sítí

Umělé neuronové sítě mají ve zpracování EKG signálu široké využití, nejen při detekci QRS komplexu, ale také při klasifikaci a optimalizaci signálu. Používá se vícevrstvého perceptronu (MLP - obr. 8), sítě s radiální bází (RBF) nebo LVQ sítě pro učení s učitelem.

K detekci QRS komplexů se používají neuronové sítě jako nelineární prediktory za účelem předpovědět současnou hodnotu signálu na základě hodnot předcházejících. Protože v signálu EKG převažují, co do doby trvání, jiné úseky než QRS, neuronová síť spíše konvertuje k bodu, kdy správně předpovídá tyto úseky. Naopak v místech, kde dochází k rychlé změně, tedy v místech výskytu QRS, může docházet ke špatné předpovědi, a tím také ke zvýšení chyby predikce. Chyba predikce však může být využita k samotné detekci.

Na obr. 8 můžeme vidět třívrstvý perceptron, kde se vstupní vrstva skládá z 10 lineárních neuronů, které představují časově zpožděné vzorky EKG. V první skryté vrstvě se pak nachází 4 neurony s nelineární přenosovou funkcí a výstupní vrstva pak obsahuje jeden neuron, který je opět lineární [4].



obr. 8 Vícevrstvý perceptron (MLP)[4]

5 ZPRACOVÁVANÁ DATA

Data, která mi byla poskytnuta, můžeme rozdělit do dvou skupin. Na signály s krátkou dobou trvání a signály s dlouhou dobou trvání. První skupinu tvoří 263 signálů, druhou 3 signály.

Obě dvě skupiny dat jsou záznamy z elektrické aktivity izolovaných králičích srdcí. Postup získávání dat byl následující. Po otevření králičího hrudníku bylo srdce opatrně vyjmuto tak, aby obsahovalo dostatečně velký kus aorty pro zavedení kanyly. Následně bylo vloženo do studené lázně (5 °C) obsahující Krebs-Henseleitův (K-H) roztok a záhy bylo napojeno na Langerdoffovu soustavu. Srdce bylo pomocí zavedené kanyly perfundováno K-H roztokem o konstantním tlaku 80 mmHg. Experiment byl prováděn při teplotě 37 °C, přičemž teplota byla kontrolována jak v použité kanyle, tak i uvnitř lázně ve které bylo srdce položeno. Sejmuté signály byly digitalizovány pomocí 16bitového AD převodníku se vzorkovací frekvencí 2000 Hz [11].

U první skupiny signálů (263 krátkých záznamů) bylo do srdce v průběhu experimentu aplikováno barvivo. Různé fáze experimentu se odráží i v názvech záznamů. První část dat nese název *KO_*, což značí fázi kontrolní, následuje fáze aplikace barviva *BAR_*, fáze ischemická *IS_* a fáze relaxace *RE_*. Za tímto identifikátorem je zařazeno číslo odpovídající datu měření.

6 VLASTNÍ REALIZACE DETEKTORŮ

První fází, před samotnou realizací detektorů, bylo podrobit signály spektrální analýze, to proto, abychom získali představu o tom, v jakém frekvenčním pásmu se vyskytují dané vlny a komplexy, z důvodu následné filtrace. Spektrální analýza byla prováděna na všech signálech, které mi byly poskytnuty.

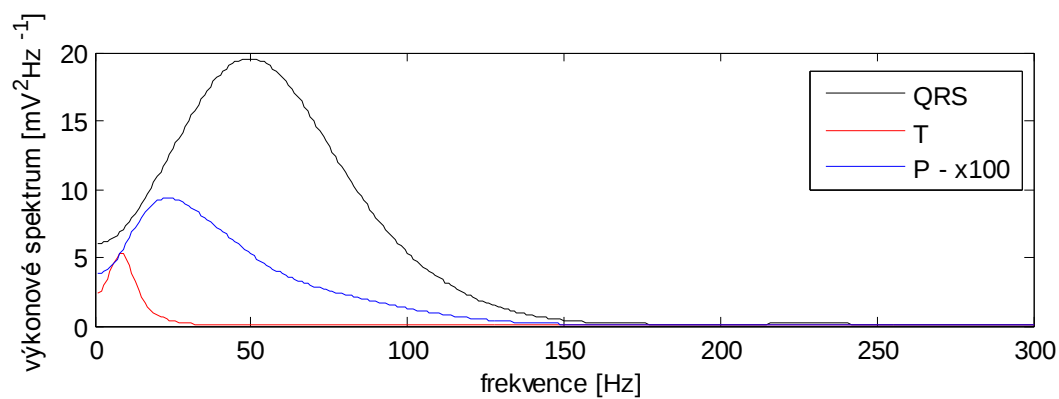
6.1 Spektrální analýza

Spektrum spojitých signálů, které je obecně dáno Fourierovou transformací, nám určí amplitudy pro všechny kmitočty [9]. To znamená, že nám může poskytnout informaci, na kterých frekvencích je jaká energie signálu, pak by se jednalo o výkonové spektrum. Toho je využito pro zjištění, na jakých frekvencích v elektrogramu dominují dané vlny a komplexy.

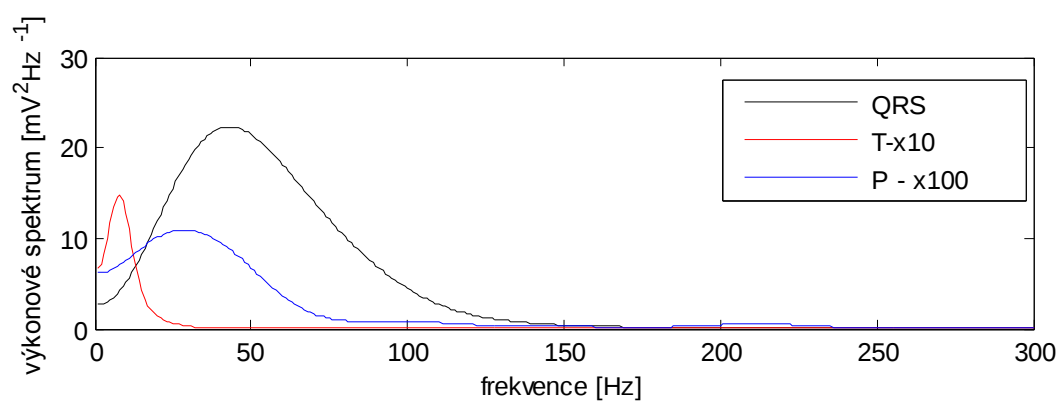
Algoritmus pro výpočet spektra je následující. Nejdříve se pomocí matlabovské funkce `ginput` vyznačí ručně začátky a konce dominujících vln a komplexů v signálu, tím zjistíme indexy, na něž se následně pomocí indexace odkazujeme. Dále je ze signálu odečtena střední hodnota. Následuje váhování signálu Hammingovým oknem a samotný výpočet Fourierovy transformace. Abychom spektrum mohli nazvat výkonovým, provedeme umocnění absolutní hodnoty spektra na druhou.

Na obr. 9 a obr. 10 můžeme pozorovat průměrná výkonová spektra pro dlouhé signály (20130327, 20130328 a 20130402). Tato spektra byla tvořena průměrováním dílčích spekter ze 4 vybraných úseků signálů všech tří záznamů. Celkem tedy bylo vytvořeno pro každou vlnu 12 spekter pro kombinaci svodů a 36 spekter pro jednotlivé svody. Tato spektra byla následně průměrována.

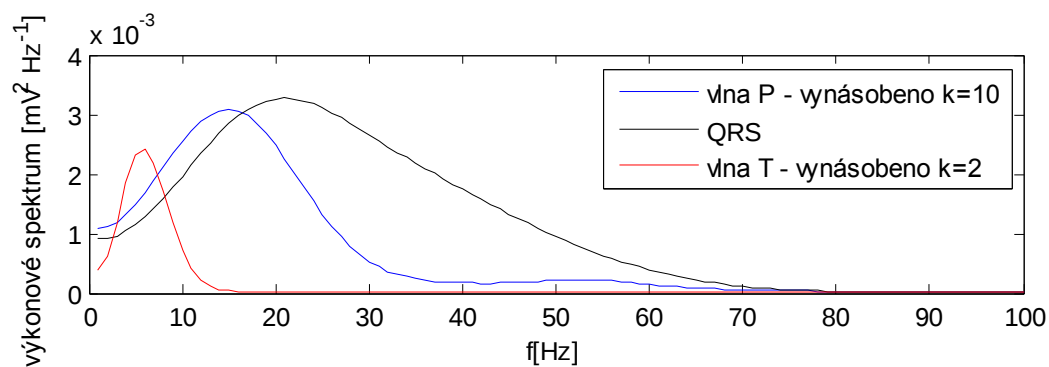
Na obr. 11 pak pozorujeme zprůměrněná spektra pro jednotlivé svody z 263 krátkých signálů; obr. 12 pak představuje spektra pro různé kombinace všech tří ortogonálních svodů. V první části (a.) pozorujeme spektrum dle rovnice (4) pro vektor prostorového napětí. V části (b.) pak pro diferenci modulu prostorového napětí (5) a v části (c.) pak pro modul vektoru prostorové rychlosti (6). Z výše uvedených tří vztahů se svým spektrem nejvíce odlišuje modul vektoru prostorové rychlosti. Spektra (a.) a (b.) můžeme považovat za téměř shodná.



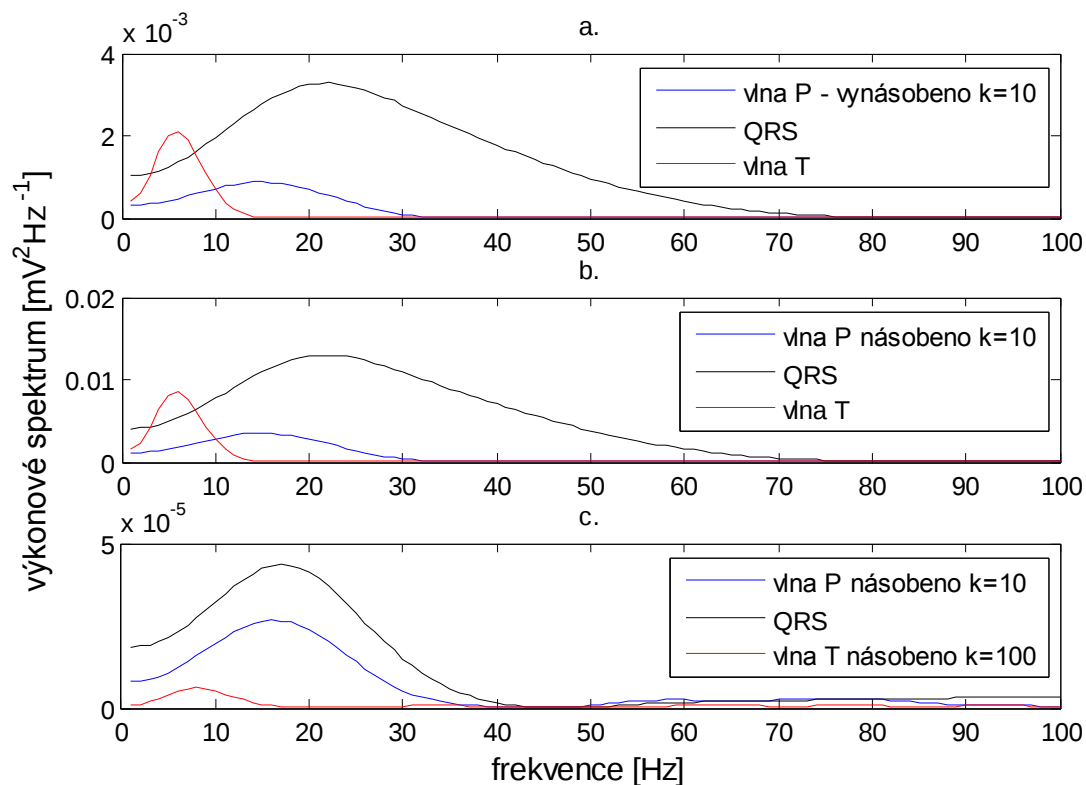
obr. 9 Zprůměrovaná výkonová spektra dlouhých signálů – dle rovnice pro prostorové napětí (4). Celkem bylo průměrováno 12 spekter pro každou vlnu a komplex



obr. 10 Zprůměrovaná výkonová spektra dlouhých signálů - pro jednotlivé svody. Celkem bylo průměrováno 36 spekter pro každou vlnu a komplex



obr. 11 Zprůměrovaná výkonová spektra 263 signálů pro jednotlivé svody. Celkem bylo průměrováno 789 spekter pro každou vlnu a komplex.



obr. 12 Zprůměrovaná výkonová spektra 263 signálů; a) spektrum pro prostorové napětí (4) b) spektrum pro diferenci prostorového napětí (5) c) spektrum pro modul vektoru prostorové rychlosti (6). Celkem bylo průměrováno 263 spekter pro každou vlnu a komplex.

Z výše uvedených spekter by nebyl, z důvodu nízké hodnoty výkonu, patrný průběh vln P, proto je její spektrum ve všech obrázcích násobeno konstantou. Vlna P je oproti jiným útvarům v signálu ve většině případů nevýrazná, tomu také odpovídá její výkonové spektrum. V ojedinělých případech je vlna P výrazná a vzhledem k překryvu se spektrem QRS komplexu dochází k obtížné filtraci signálu.

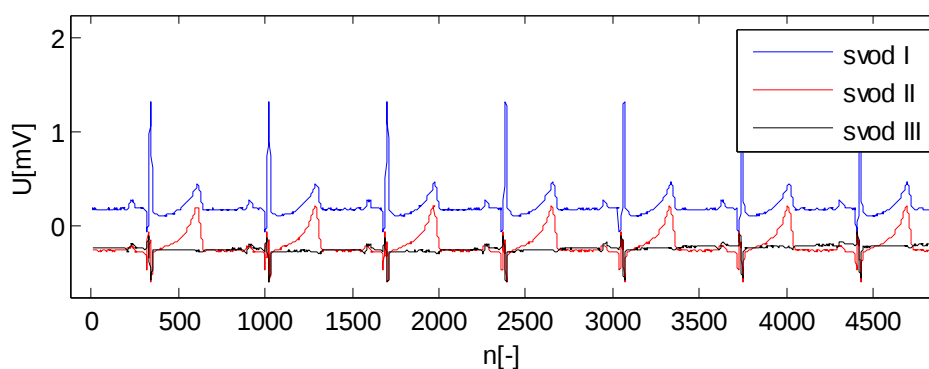
Tato analýza je nápomocná pro další zpracování signálu, především pro stanovení mezí filtrů pásmové propusti. Vzhledem k variabilitě signálů a následnému průměrování však poskytuje pouze přibližnou představu o mezích filtrace. Proto bylo při volbě mezních frekvencí pásmové propusti také přihlédnuto k tomu, jakých výsledků dosahují detektory pro různá propustná frekvenční pásma. S přihlédnutím k oběma těmto faktorům pak byly stanoveny meze FIR filtrů, které jsou uvedeny v tab. 1.

tab. 1 Meze filtrů

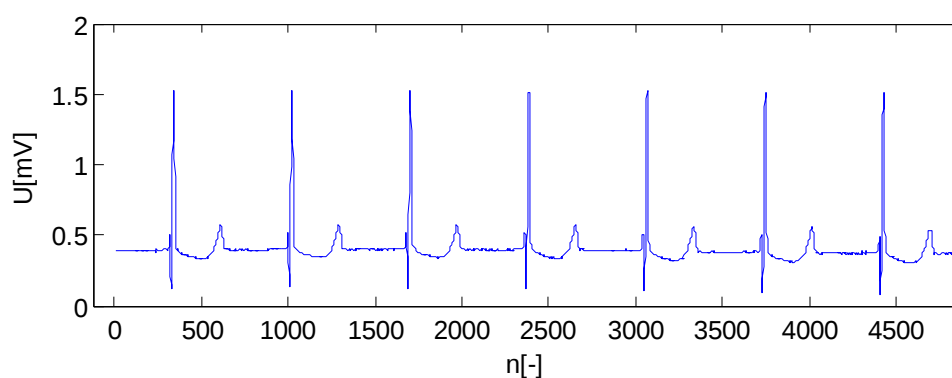
Stanovené meze filtrů	
prostorové napětí (4)	20-65 Hz
diference prostorové rychlosti (5)	20-65 Hz
modul vektoru prostorové rychlosti (6)	15-45 Hz
jednotlivé svody	30-65 Hz

6.2 Detektor z trojice svodů

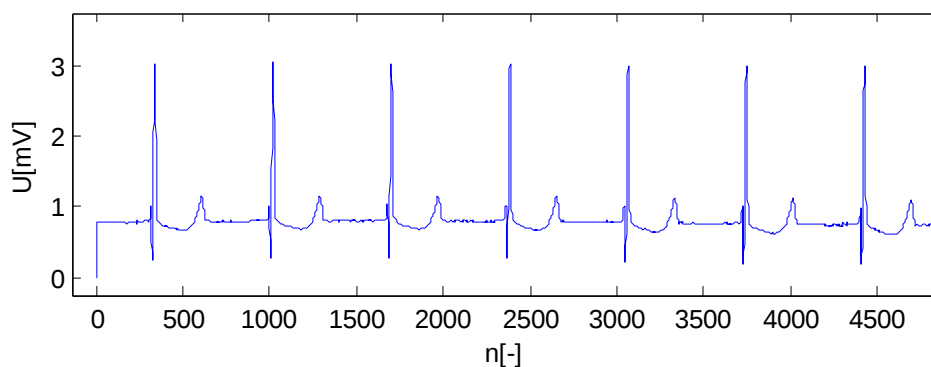
Základem tohoto detektoru je kombinace všech tří ortogonálních svodů viz rovnice (4) až (6). Tato operace je zde použita, protože se v jednotlivých svodech vyskytují tvarově odlišné vlny a kmity. Další zpracování pak probíhá pouze s danou kombinací svodů. Na obr. 13 pozorujeme jednotlivé svody, z nichž jsou následně tvořeny signály dle různých kombinací (obr. 14 až obr. 16).



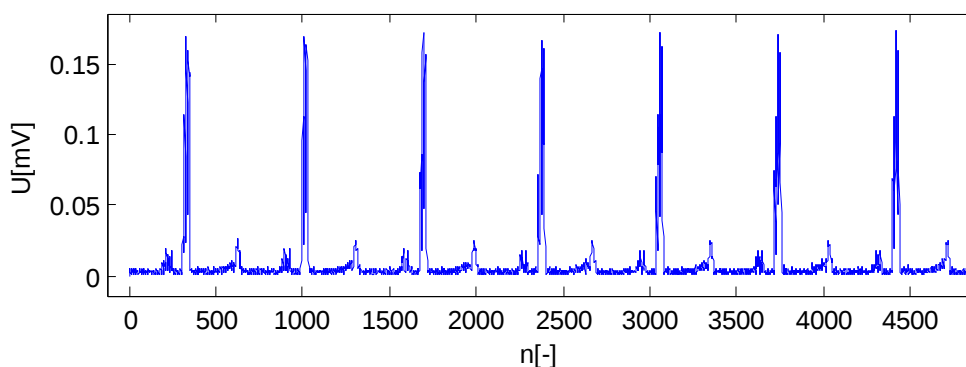
obr. 13 Jednotlivé svody signál 002_KO1_20061116_0062; úsek 1:4500



obr. 14 Kombinace svodů dle rovnice (4)- prost. napětí; signál 002_KO1_20061116_0062



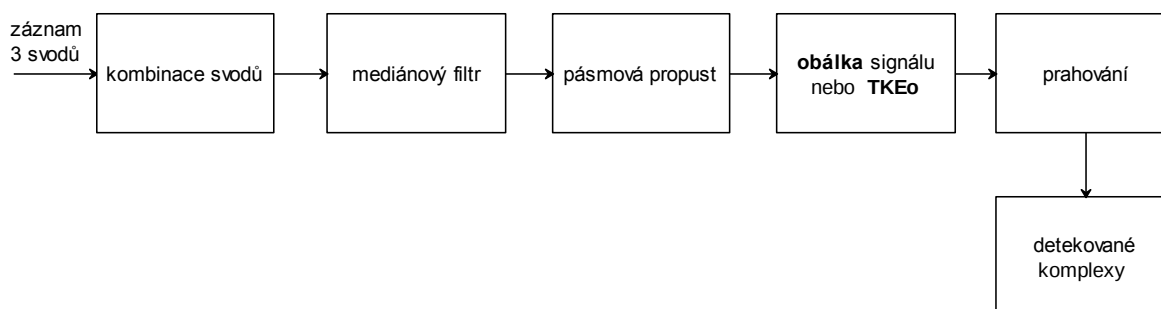
obr. 15 Kombinace svodů dle rovnice (5)- difference prost. rychlosti; signál 002_KO1_20061116_0062



obr. 16 Kombinace svodů dle rovnice (6) signál 002_KO1_20061116_0062

Pro následné zpracování signálu se jako nejvhodnější ukázaly rovnice (4) a (6). U signálu vytvořeného pomocí difference modulu prostorového napětí (5) dochází v důsledku kolísání nulové linie k přechodným jevům projevujícím se význačným - v signálu před filtrací a tvorbou obálky záporně orientovaným, následně kladným - píkem na začátku signálu (obr. 15.), tento artefakt pak následně vede k falešně pozitivní detekci. Náchylnost algoritmů kombinace svodů ke kolísání nulové linie zmiňuje i [10].

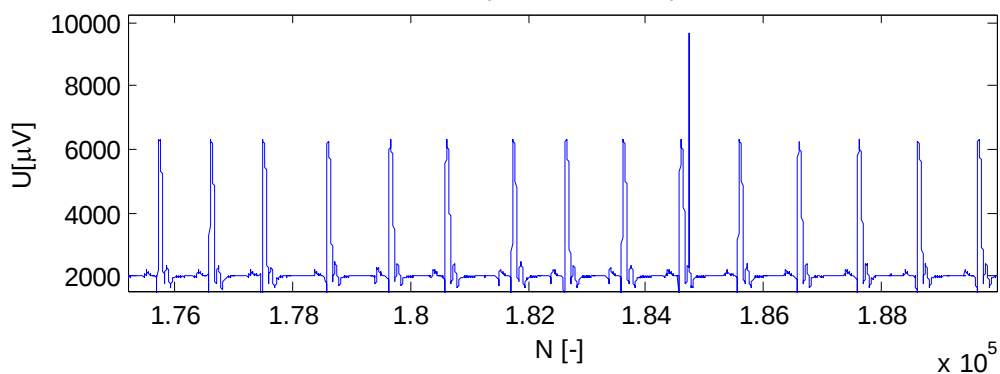
Další postup zpracování signálu je možné vidět obr. 17. V následujícím textu se budu věnovat jednotlivým blokům schématu.



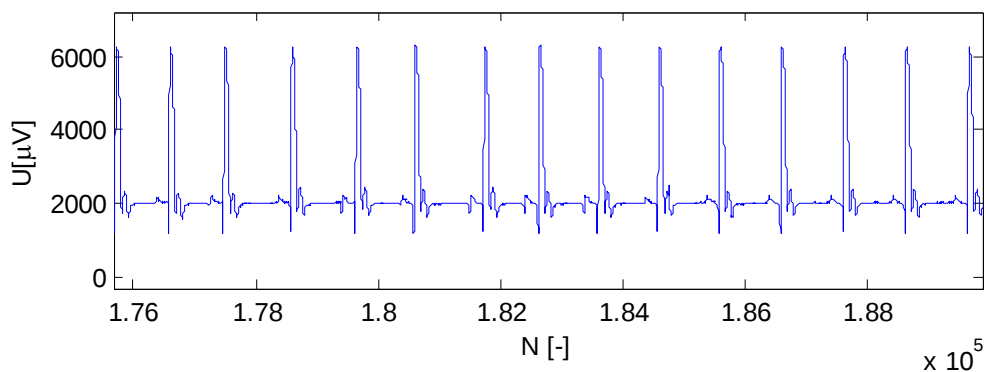
obr. 17: Schéma detektoru z trojice svodů

6.2.1 Mediánová filtrace

Mediánová filtrace se řadí do nelineární filtrace založené na třídění vzorků. Princip metody spočívá v tom, že se signálem pohybuje okno o lichém počtu vzorků, v tomto okně se vzorky seřadí podle velikosti a na výstup se pošle vzorek prostřední. Okno se následně posouvá o jeden vzorek dál. Pro realizaci mého algoritmu jsem volila okno délky 3, to z toho důvodu, že jsem chtěla odstranit pouze impulzní rušení, které obvykle nepřesahuje velikost jednoho vzorku a zároveň jsem chtěla co nejméně zkreslit signál, který do filtru vstupuje, ve smyslu zkomolení hran signálu [9]. Na obr. 18 můžeme vidět signál před průchodem mediánovým filtrem. Můžeme si všimnout impulzního rušení, které co do amplitudy dosahuje téměř dvojnásobné hodnoty než kmit R. Na obr. 19 pak můžeme pozorovat tu samou situaci po průchodu mediánovým filtrem, můžeme konstatovat, že impulzní rušení bylo úspěšně odstraněno.



obr. 18 Signál s impulzním rušením



obr. 19 Signál po průchodu mediánovým filtrem

6.2.2 Filtrace pásmovou propustí

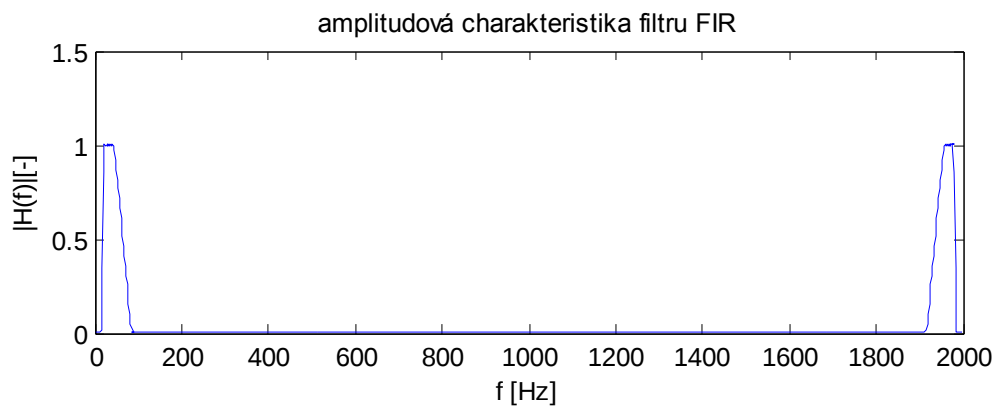
Tato část algoritmu zajistí zvýraznění QRS komplexu na úkor ostatních elementů v signálu. Zde uplatníme poznatky ze spektrální analýzy, neboť frekvence, na nichž tvrdíme, že je energie signálu největší, nebo ty, na kterých dochází k alespoň částečné separaci QRS komplexu, označíme jako mezní frekvence filtru. Mezní kmitočty se liší pro různé kombinace svodů. Pro vektor prostorového napětí a diferenci tohoto vektoru je určeno propustné pásmo 20-65 Hz. Pro kombinaci svodů dle rovnice (6), je dolní mezní kmitočet 15 Hz a horní mezní kmitočet 45 Hz, viz tab. 1.

K realizaci byl použit FIR filtr. FIR filtry jsou filtry s konečnou impulzní charakteristikou a možností lineární fázové charakteristiky. FIR filtr je obecně popsán přenosovou funkcí (8).

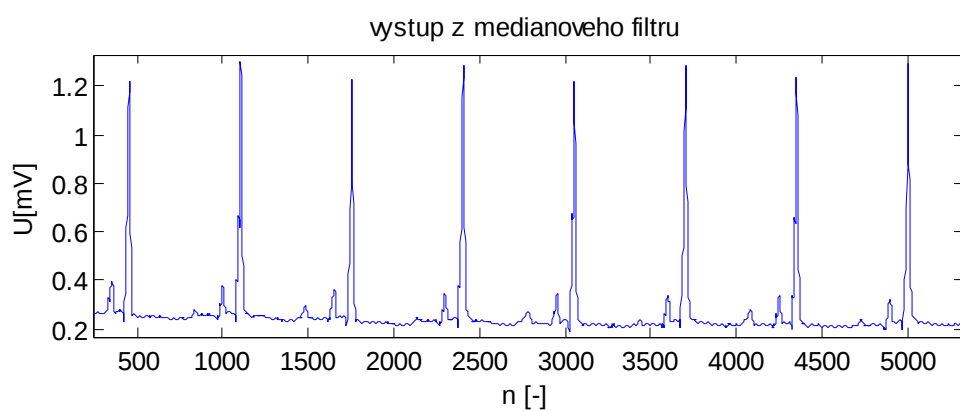
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} a_i z^i}{z^{N-1}}, b_N = 1, s = r = N - 1 \quad (8)$$

Kde N je délka impulzní charakteristiky, a_i jsou koeficienty filtru a zároveň vzorky impulzní charakteristiky. Jelikož všechny póly leží uvnitř jednotkové kružnice, je také splněna podmínka stability. Výsledný filtr je tedy stabilní a kauzální [8].

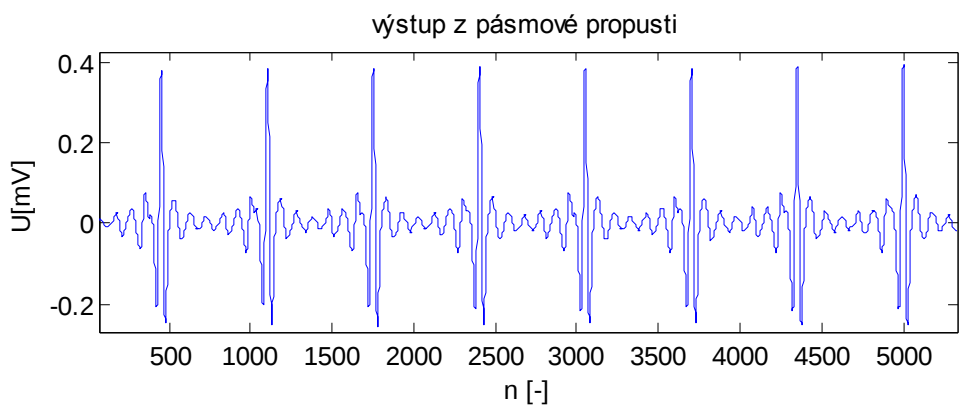
Filtrace byla v našem případě provedena pomocí funkce `filtfilt`, ta je výhodná v tom, že filtruje signál v obou směrech, díky tomu nezavádí filtrace zpoždění. Na obr. 20 můžeme vidět amplitudovou charakteristiku filtru, kde je patrné frekvenční pásmo, na kterém filtr signál propouští. Na obr. 21 pak vidíme výstup z mediánové filtrace, který je zároveň vstupem do pásmové propusti, její výstup pozorujeme na obr. 22. Tvar signálu napovídá, že další zpracování bude směřovat k tvorbě obálky signálu.



obr. 20 Amplitudová charakteristika filtru



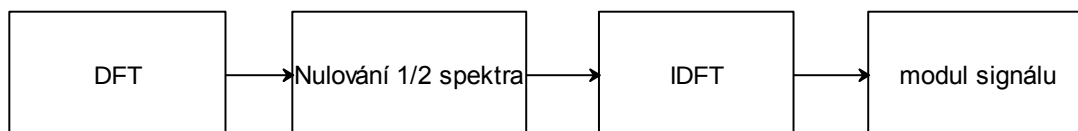
obr. 21 Výstup z mediánového filtru – vstup do pásmové propusti



obr. 22 Výstup z PP

6.2.3 Vytvoření obálky signálu

Mechanismus vytvoření obálky ve frekvenční oblasti je znázorněn na obr. 23. Nejprve je signál podroben Fourierově transformaci, následně nulujeme polovinu spektra a provedeme inverzní Fourierovu transformaci. Obálku signálu pak tvoří modul tohoto signálu [5].



obr. 23 Vytvoření obálky signálu

6.2.4 Teager-Kaiser Energy Operator (TKEo)

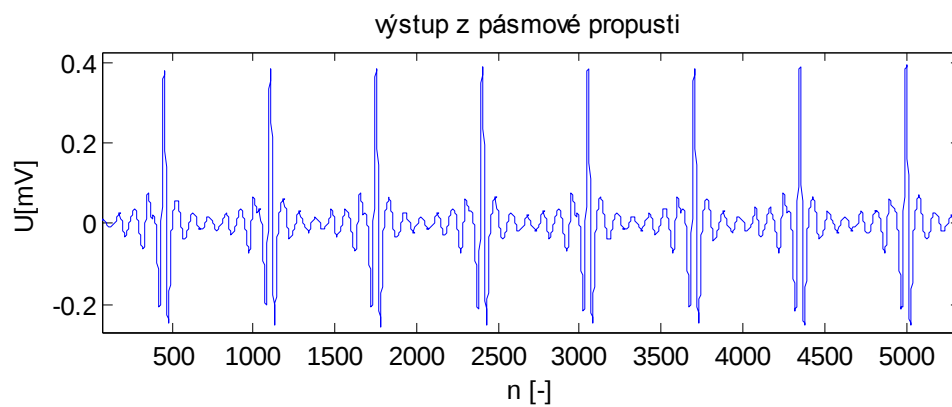
TKE operátor se využívá k odhadu energie signálu, která je odvozena z okamžité amplitudy a frekvence signálu. Toho můžeme využít při přesné lokalizaci začátků EMG aktivity [12]. Díky povaze výpočtu TKE operátoru však tuto operaci můžeme použít i u detekce QRS komplexů.

Vstupem pro výpočet operátoru je výstup z pásmové propusti (obr. 24). Operátor TKE zavedeme namísto vytvoření obálky signálu ve frekvenční oblasti. Dostaneme signál, který je charakteristický tím, že v místech mimo výskyt QRS komplexu má téměř nulovou hodnotu. Srovnání operátoru TKE a obálky pro stejný úsek signálu můžeme pozorovat na obr. 25.

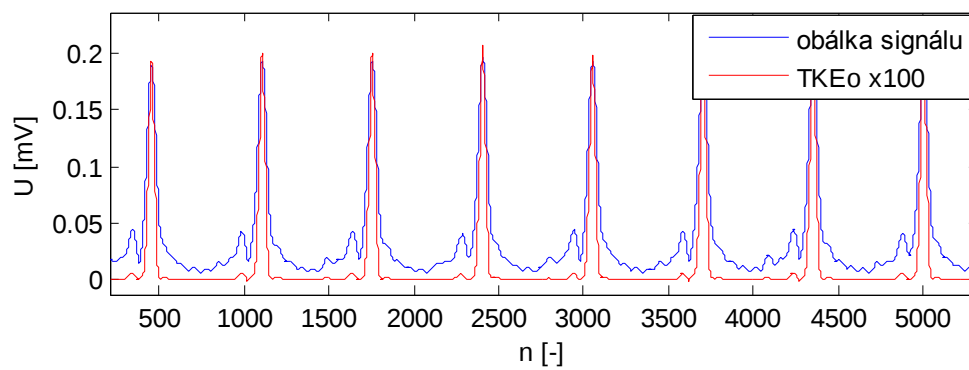
Rovnice pro výpočet operátoru [13]:

$$TKEo(n) = x(n)^2 - x(n-1) \cdot x(n+1) \quad (9)$$

kde $x(n)$ značí filtrovaný signál EKG, $TKEo(n)$ pak představuje okamžitou energii signálu, n představuje vzorky signálu.



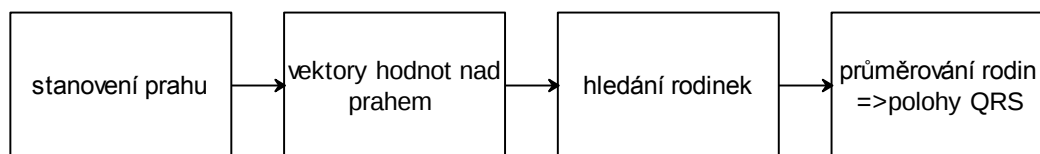
obr. 24 Výstup z PP, z něhož je tvořena obálka a TKEo



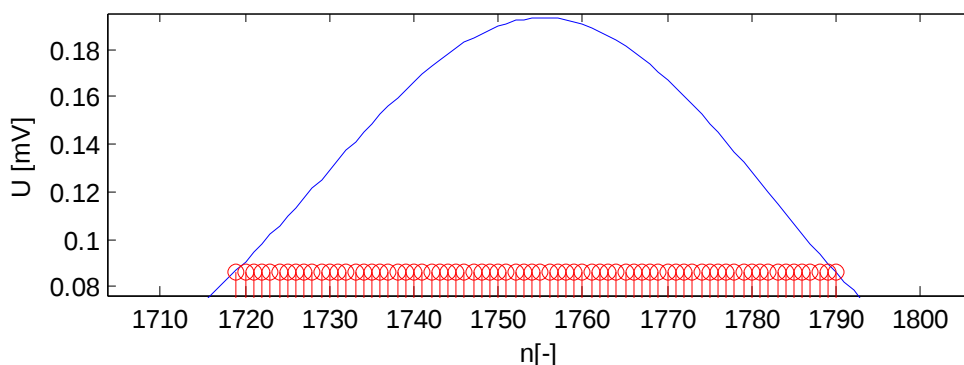
obr. 25 Rozdíl mezi obálkou signálu a TKEo

6.2.5 Prahování

Algoritmus prahování si můžeme zjednodušit do následujícího schématu, viz obr. 26. Prvním krokem je stanovení prahu. Ten jsem určila jako 40% maxima signálu v daném okně, tuto hodnotu jsem převzala z [5]. Následuje nalezení nadprahových hodnot, k tomu je využito funkce find, která vrací vektor všech hodnot obálky v daném okně, které jsou nadprahové. Při bližším zkoumání tohoto vektoru zjistíme, že hodnoty odpovídající jednomu QRS komplexu se od sebe liší o hodnotu 1. Tudíž je potřeba vytvořit shluky (v algoritmu pojmenováno rodiny) těchto hodnot. Každý shluk odpovídá nadprahovým hodnotám pro jeden QRS komplex - obr. 27. Hledání rodin je vnořeno do for cyklu, ten se bude opakovat tak dlouho, jak dlouhý je vektor nadprahových hodnot. Vždy, když se ukončí hledání jedné rodiny – sousední prvky se liší více než o jedničku – nastává určení polohy komplexu. To se děje průměrováním vektoru rodiny. Výsledek průměrování je následně uložen do vektoru čítajícího všechny polohy vln.



obr. 26 Schéma prahování



obr. 27 Rodina – nadprahové hodnoty lišící se o jeden vzorek

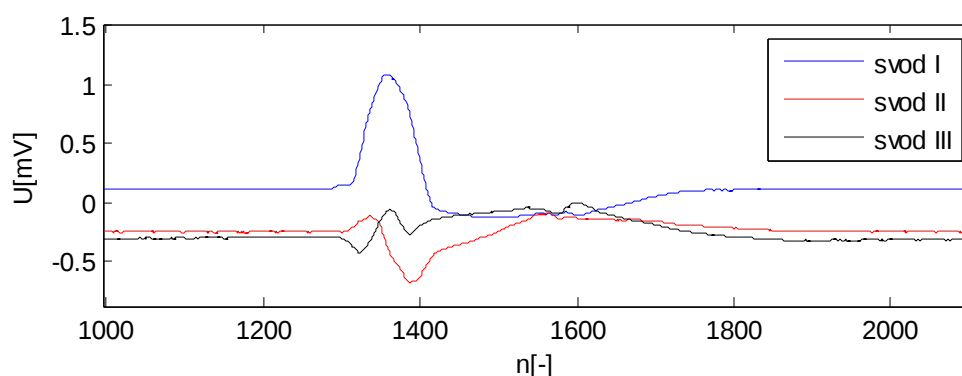
Pro algoritmus detekce s využitím operátoru TKE, lze snížit prahovou hodnotu detekce na 30% maximální hodnoty signálu.

6.2.6 Selhávání detektoru a řešení problémů

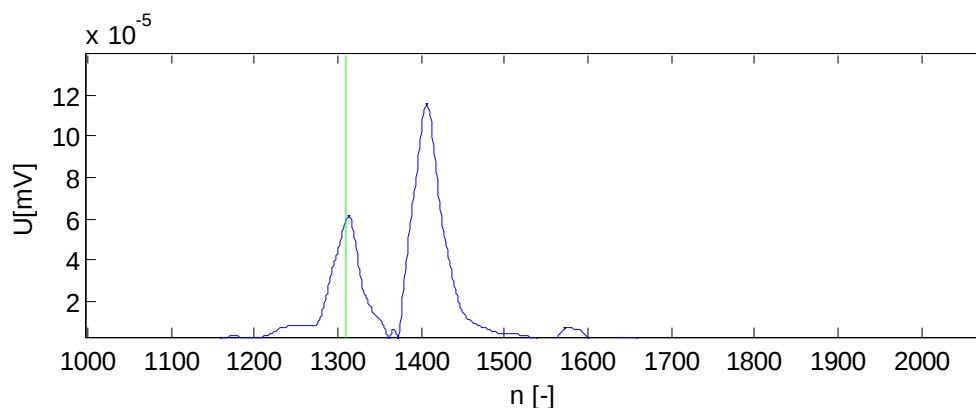
6.2.6.1 Modul vektoru prostorového napětí rovnice (4)

Při tvorbě programu jsem se setkala s následujícími problémy, na kterých detektor selhával.

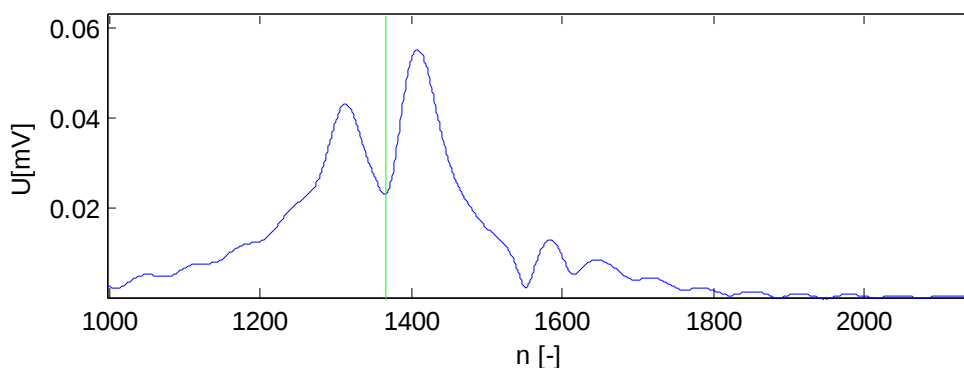
V první řadě se jednalo o dvojí detekci při atypickém tvaru QRS komplexu a následně zdeformovaně vytvořeném operátoru TKE, který pro daný QRS komplex překračoval práh hned dvakrát. Tento problém se podařilo vyřešit jistou podmínkou refrakterity. Přičemž uvažujeme, že v nejbližších 150 ms by neměl následovat další QRS komplex. Tudíž dochází k tomu, že nadprahové hodnoty, které jsou blíže nežli 150 ms od posledního QRS komplexu, jsou považovány za falešné a není s nimi počítáno. Na obr. 28 můžeme pozorovat originální signál s odpovídajícími si indexy před filtrací, na obr. 29 pak signál vytvořený pomocí operátoru TKE. Můžeme si povšimnout, že v případě vynechání podmínky refrakterity by docházelo k dvojí detekci téhož komplexu. Při vnoření podmínky je však druhý nadprahový vrchol vynechán. Tato podmínka by také ošetřila případnou detekci při nedostatečné filtraci T vlny, s tím se však u krátkých signálů nesetkáváme. Na obr. 30 pozorujeme situaci pro detekci s využitím vytvoření obálky signálu ve frekvenční oblasti.



obr. 28 Originální signál 075_IS1_20051208_0687



obr. 29 Operátor TKEo signál 075_IS1_20051208_0687

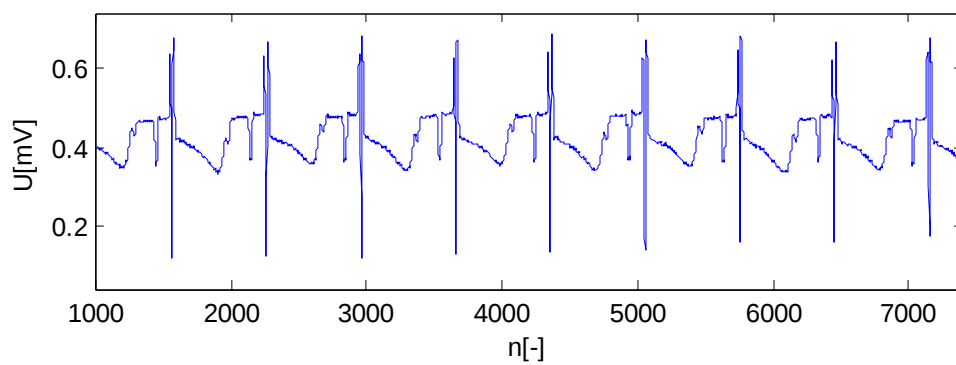


obr. 30 Obálka signálu 075_IS1_20051208_0687

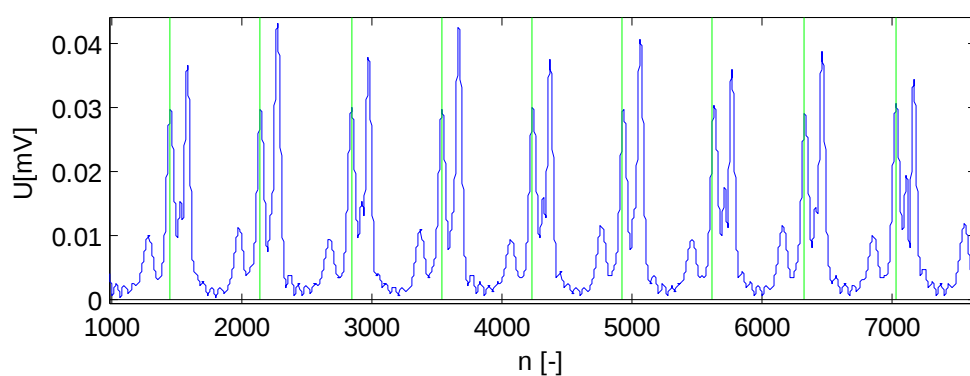
Dalším problémem se v ojedinělých případech ukázala výrazná vlna P (signál 028_KO1). Vzhledem k povaze svého výkonového spektra se, co do frekvenční oblasti téměř shoduje s QRS komplexem, tudíž její filtrace je velmi obtížná viz kapitola 6.1, obr. 12.

Na následujících obrázcích můžeme pozorovat vektor prostorového napětí a jeho následnou detekci. Jako první je detektorem detekována výrazná P vlna, jež splňuje všechny ostatní podmínky pro detekci. Její amplituda je nadprahová, a počet nadprahových hodnot je vyšší než zvolená podmínka. Podmínka refrakterity zde způsobí, že nedochází k detekci následujících QRS komplexů. Ty jsou od konce P vlny vzdáleny v průměru o 70 vzorků, tedy o 35 ms (podmínka refrakterity uvažuje 300 vzorků (150 ms)).

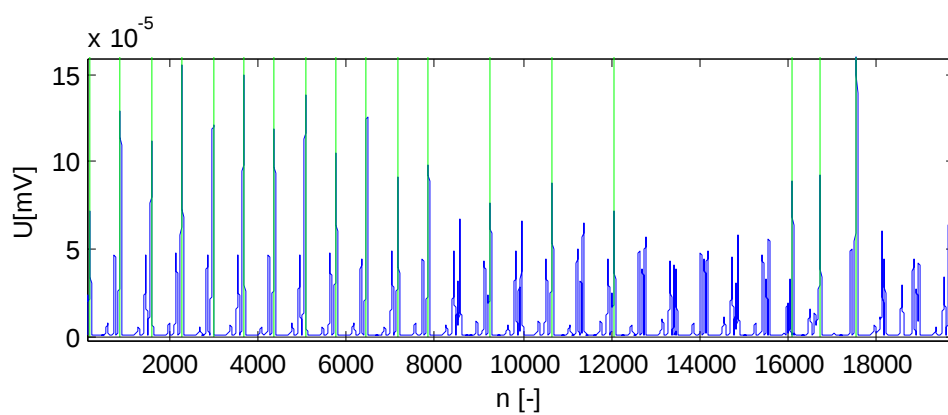
Jistým zlepšení se pro následující signál ukázala detekce s využitím TKEo. Zde došlo k potlačení P vlny, nicméně je zde značný rozdíl v amplitudách QRS komplexů. Z toho důvodu se některé komplexy tváří jako podprahové, i při snížení prahové hodnoty na 30% maxima. Bude tedy docházet k falešně negativní detekci, nicméně falešně pozitivní detekce je potlačena. Zobrazení prahu pro daný signál s využitím TKEo můžeme vidět na obr. 34. Zde si také můžeme všimnout, že i když se některé hodnoty jeví jako nadprahové, tak i přesto nejsou detekovány. Je to z důvodu ony zmíněné podmínky minimálního počtu nadprahových hodnot. Tato podmínka je zde zavedena, aby odstranila jevy o něco širší než je impulzní rušení. Pro detekci s využitím obálky filtrovaného signálu je zvolena minimální délka nadprahových hodnot 30 vzorků a pro detekci s TKEo je tato hodnota vzhledem k povaze signálu snížena na 10 vzorků. V algoritmu tuto podmínku označuji jako „minimální délku rodiny“. Hodnota prahu byla určena empiricky. V případě snížení prahové hodnoty pod 30 % se v ojedinělých případech vyskytovala falešná detekce výraznějších P vln.



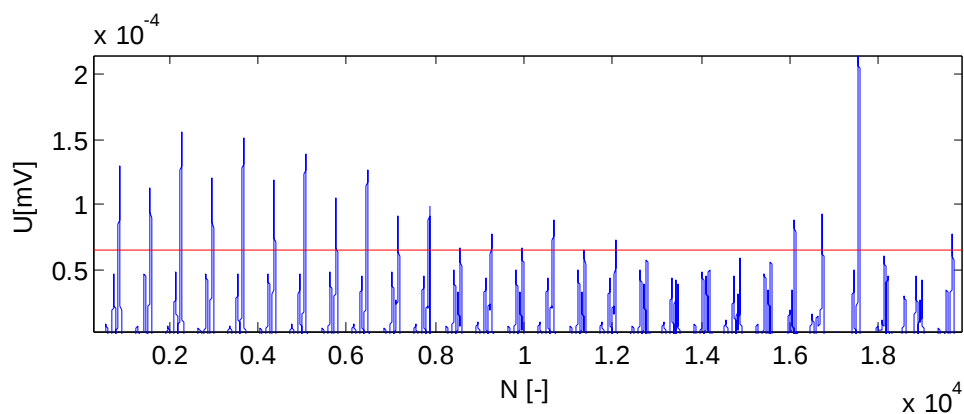
obr. 31 Detail vektoru prostorového napětí signál 028_KO1_20061124_0024(výrazná P vlna)



obr. 32 Detail detekce s využitím obálky filtrovaného signálu, signál 028_KO1_20061124_0024 – detekovaná P vlna

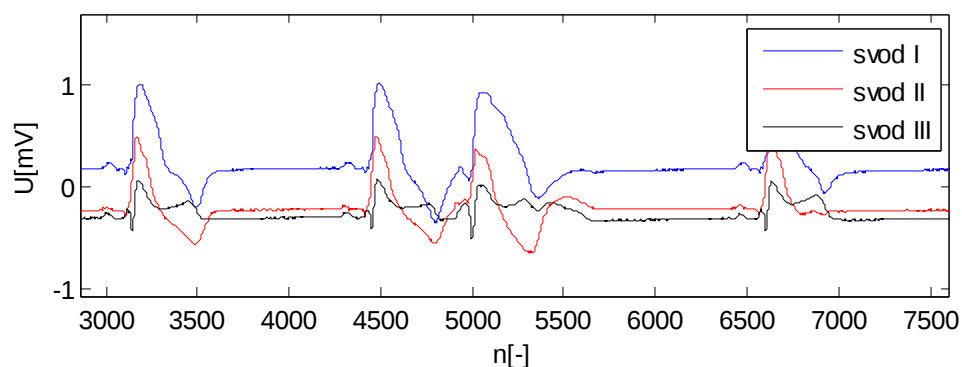


obr. 33 Detekce: prostorové napětí, operátor TKE signál 028_KO1_20061124_0024

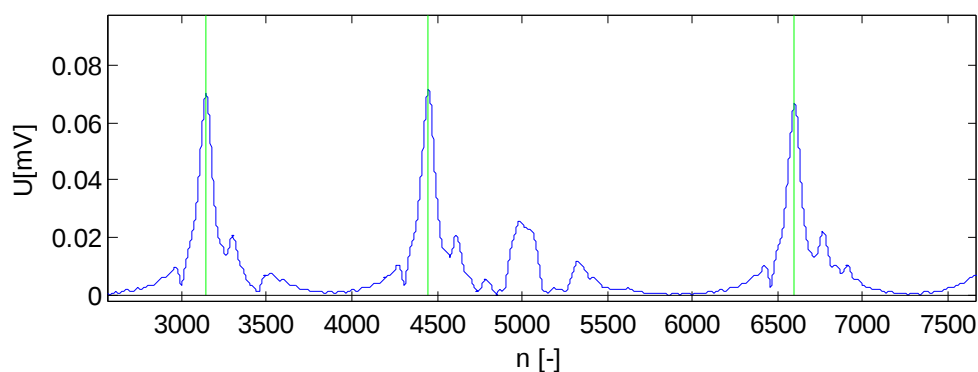


obr. 34 Práh, prostorové napětí, operátor TKE signál 028_KO1_20061124_0024

Posledním případem, na kterém detekce za pomoci vektoru prostorového napětí selhává je signál 085_IS1. Zde na sebe v těsné blízkosti navazují dva QRS komplexy obr. 35. Na obr. 36 pak pozorujeme, že druhý z komplexů je pásmovou propustí téměř vyfiltrován, proto se při následném prahování jeví jako podprahový a dochází k falešně negativní detekci.



obr. 35 Detail z jednotlivých svodů signál 085_IS1_20060503_0578



obr. 36 Detekce v signálu pomocí obálky 085_IS1_20060503_0578

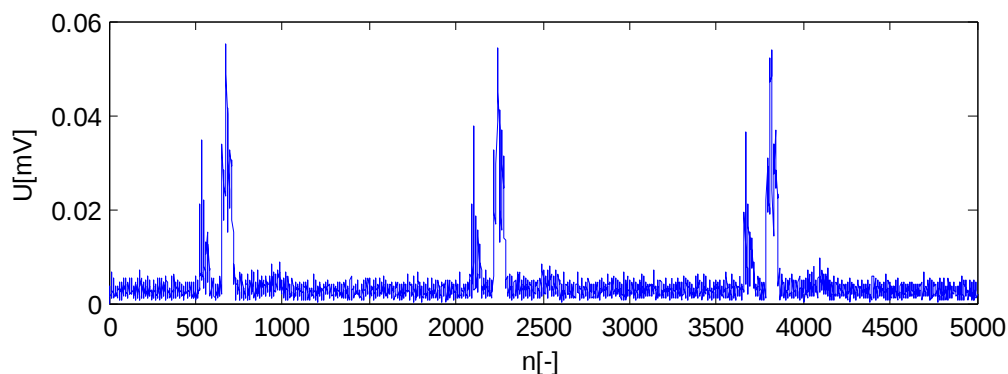
6.2.6.2 Diference vektoru prostorové rychlosti rovnice (5)

Tento přístup kombinace svodů se ukázal jako nejméně spolehlivý. Důvodem je vytvoření přechodného jevu na začátku signálu zřejmě z důvodu kolísání nulové linie. Tento problém je zobrazen na obr. 15. V důsledku toho dochází téměř ve všech signálech k falešně pozitivní detekci na začátcích signálu.

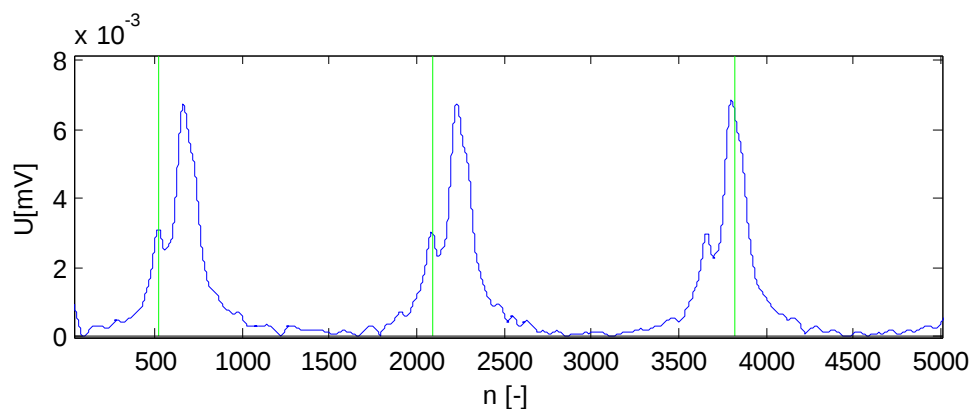
Řešením tohoto problému by mohlo být porovnání amplitud prvních dvou QRS komplexů, pokud by byla první detekce co do amplitudy mnohem větší než druhá, pak by byla detekce považována za falešnou a detekovaný komplex by byl „zahozen“. Prvních několik vzorků po konec falešného QRS komplexu by bylo nahrazeno nulami.

6.2.6.3 Modul vektoru prostorové rychlosti rovnice (6)

Tato metoda se ukázala jen o něco méně spolehlivá než vektor prostorové rychlosti. Důvodem je větší náchylnost k detekci P vlny. Konkrétně detektor z tohoto důvodu selhává na následujících signálech: 165_IS2_20061201_0808, 166_IS2_20061201_0831, 262_RE3_20061201_0998, 263_RE3_20061201_1015. K mírnému snížení počtu falešně negativních i pozitivních detekcí dochází při využití TKEo. Na výše uvedených signálech zde nedochází k falešné detekci, nicméně se problém přesouvá na jiné signály, konkrétně v celé délce signálu na signály 076_IS1_20051208_0703 a 091_IS1_20061114_0581.

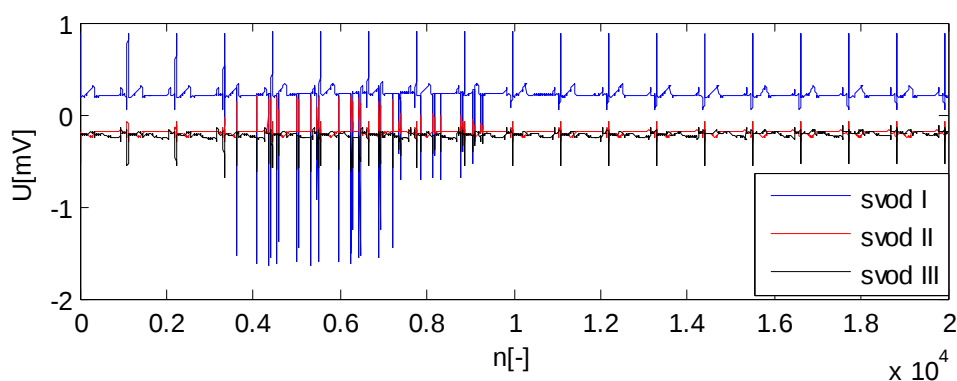


obr. 37 Obálka filtrovaného signálu signál: 165_IS2_20061201_0808

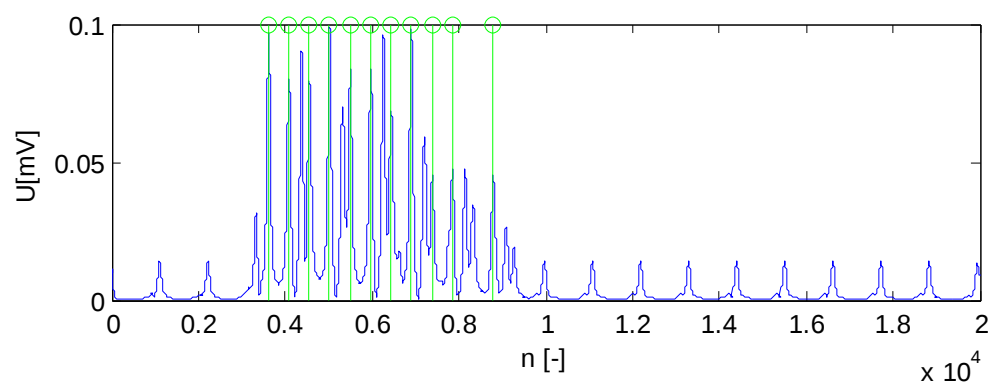


obr. 38 Falešná detekce P vlny signál: 165_IS2_20061201_0808

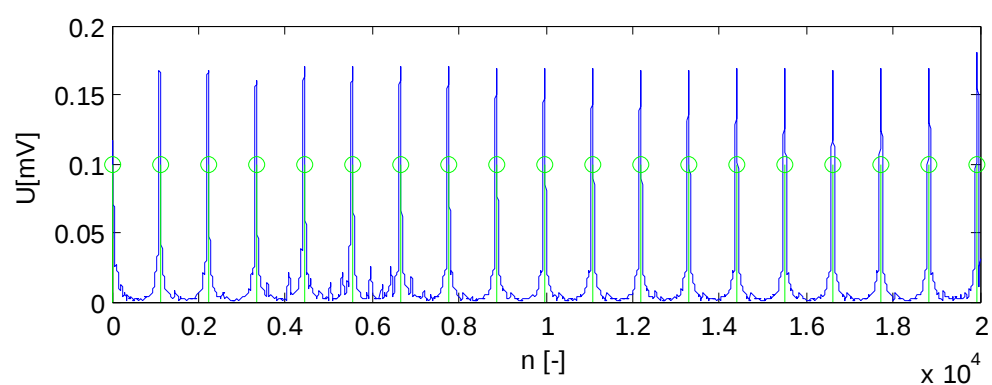
Dalším problémem, který se u této metody kombinace svodů vyskytuje, je selhávání na signálu 169_RE2_20061116_0774. Zde dochází k výskytu artefaktů v záznamu na svodu I a svodu II viz obr. 39. Vzhledem k odlišným mezním frekvencím pásmové propusti u vektoru prostorového napětí (4) a modulu vektoru prostorové rychlosti (6), tab. 1 Meze filtrů, dochází k tomu, že rušení při kombinaci svodů dle rovnice (6) není odstraněno, proto dominuje v signálu a zdeformuje vytvoření obálky obr. 40. Detekce za pomoci vektoru prostorové rychlosti je v tomto případě úspěšná obr. 41.



obr. 39 Originální záznam, signál 169_RE2_20061116_0774



obr. 40 Detekce, modul vektoru prostorové rychlosti (6), signál 169_RE2_20061116_0774

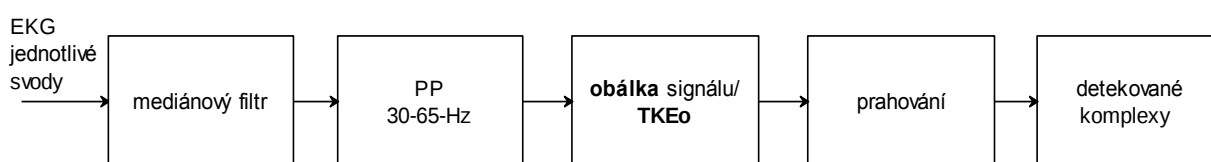


obr. 41 Správná detekce, vektor prostorového napětí (4), signál 169_RE2_20061116_0774

6.3 Detektor z jednotlivých svodů

Realizace druhého detektoru je velmi podobná detektoru prvnímu, viz blokové schéma na obr. 42. Všechny komponenty blokového schématu jsou popsány výše. Rozdíl je pouze u pásmové propusti, kde posouváme hranici dolního mezního kmitočtu na 30 Hz, to je dáno spektrálními vlastnostmi signálu viz kapitola 6.1.

Oproti detektoru ze tří svodů se zvýšil počet falešně pozitivních i negativních detekovaných komplexů. To lze přisoudit značné variabilitě signálů v jednotlivých svodech. Vytvořením signálu pomocí kombinace svodů dochází k jisté kompenzaci, vyskytuje-li se problém pouze v jednotlivém svodu.

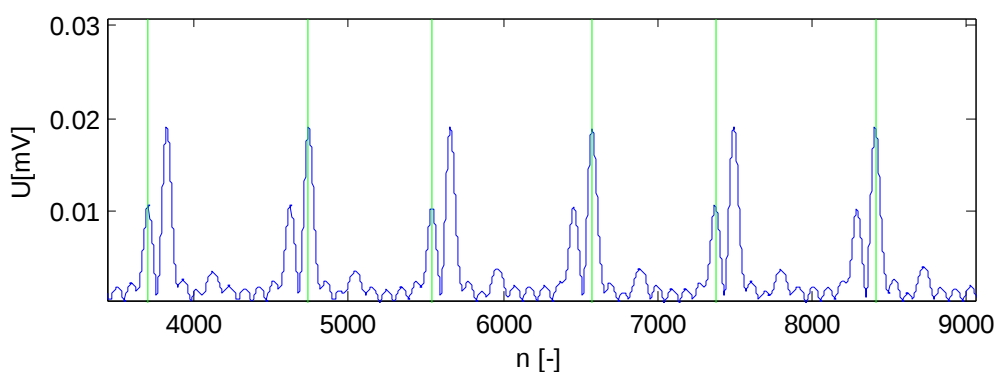


obr. 42 Detektor pro jednotlivé svody

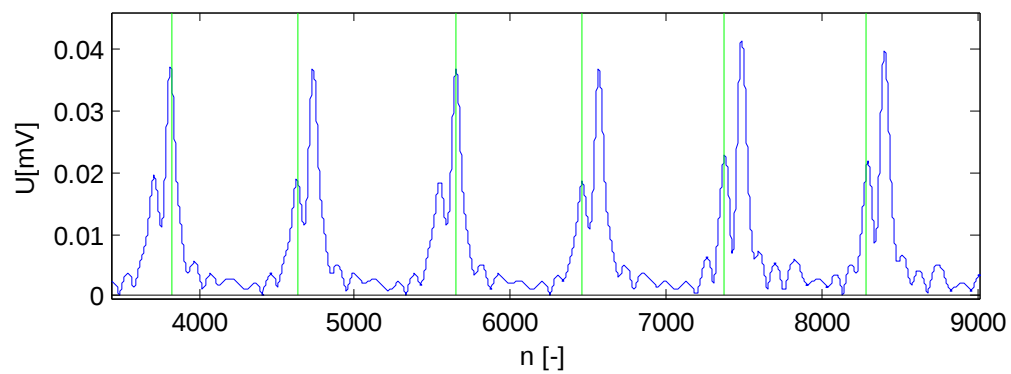
6.3.1 Selhávání jednosvodového detektoru

Všechny signály, na kterých detektor selhává, mají společného jmenovatele, tím je, byť mírně, ale přece výrazná P vlna, kterou nelze zvolenou pásmovou propustí odfiltrovat.

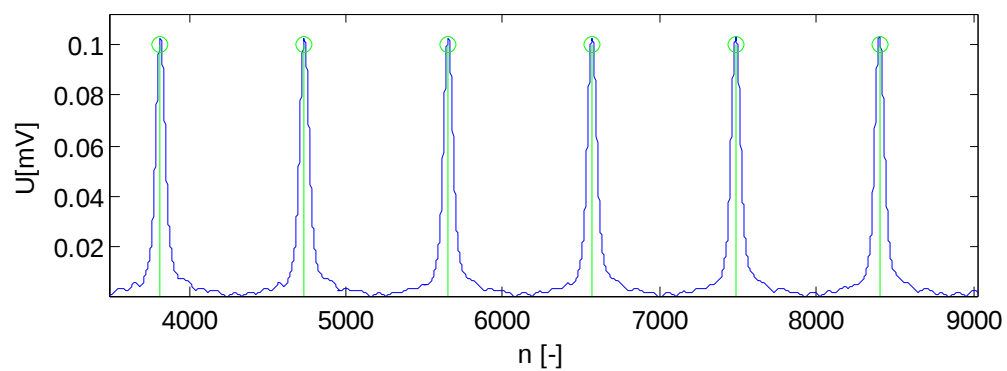
Na následujících obrázcích (obr. 43 až obr. 46) můžeme pozorovat detekci napříč jednotlivými svody a detekce v signálu vytvořeného dle rovnice (4). Ve svodech I a II (obr. 43 a obr. 44) dochází k detekci P vlny a následně k vynechání detekce QRS komplexu. Ve svodu III a vektoru prostorového napětí (obr. 45 a obr. 46) už je detekce správná. Tato situace se opakuje napříč většinou problémových signálů, u falešné detekce pak záleží, ve kterém svodu je P vlna nejvýraznější.



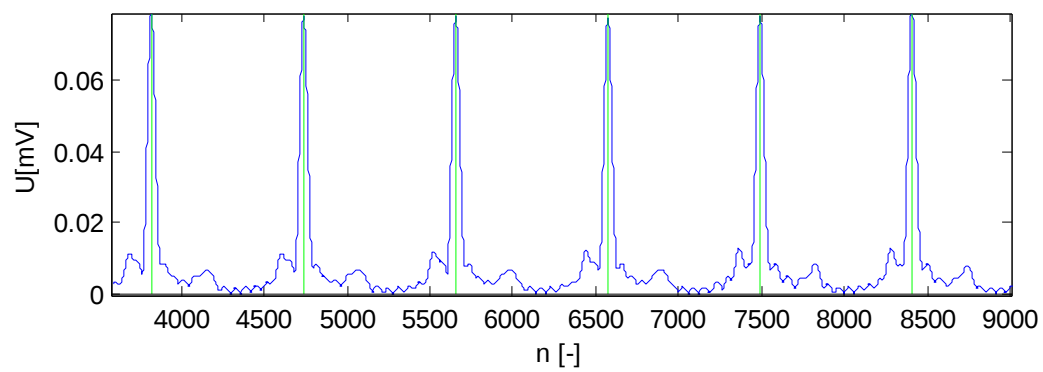
obr. 43 Svod I, signál 062_BAR_20061124_0285



obr. 44 Svod II, signál 062_BAR_20061124_0285



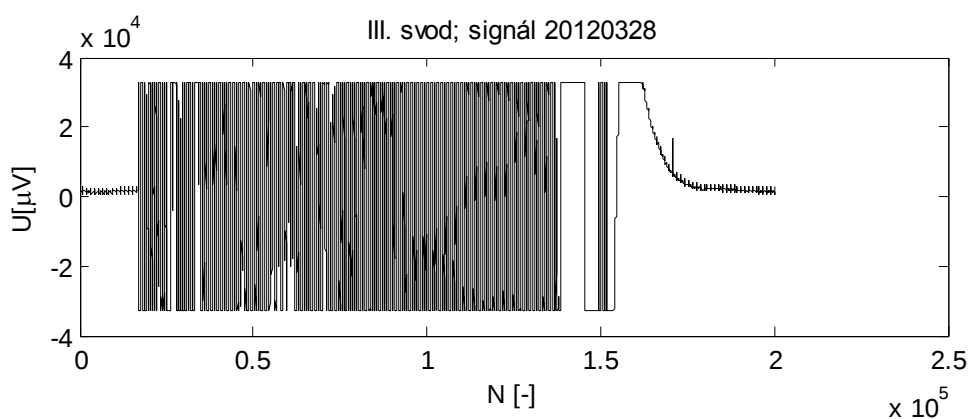
obr. 45 Svod III, signál 062_BAR_20061124_0285



obr. 46 Vektor prostorového napětí (4), signál 062_BAR_20061124_0285

6.4 Úprava detektoru pro dlouhé signály

Dalším typem dat, která mi byla z ÚBMI poskytnuta jsou 3 záznamy, z nichž každý obsahuje přes 7 000 000 vzorků. Tato data byla pořízena v roce 2013. Ze zkoumání dat vyplynulo, že u záznamů 20130327 a 20130328 ve svodu III došlo zřejmě k upadnutí elektrody v průběhu záznamu. Vyskytuje se zde proto neodstranitelné rušení co do amplitudy dle rozsahu použitého převodníku obr. 47. Vzhledem k tomu, že třísvodový detektor je založen na kombinaci všech tří svodů, bylo nutné tento problém vyřešit. Řešení je následující. Pomocí indexace se odkazují na problematická místa a rušení zde nahrazují signálem o nulové hodnotě. Získám tím pro část vektoru prostorového napětí kombinaci pouze dvou svodů, nicméně i tato varianta se ukázala jako účinná. Pro obecnost by bylo vhodné při dalším zpracování dat zavést do programu jistý „test“, který by kontroloval horní a dolní mez signálu. V případě překročení těchto mezí by se signál nahradil signálem o nulové hodnotě.



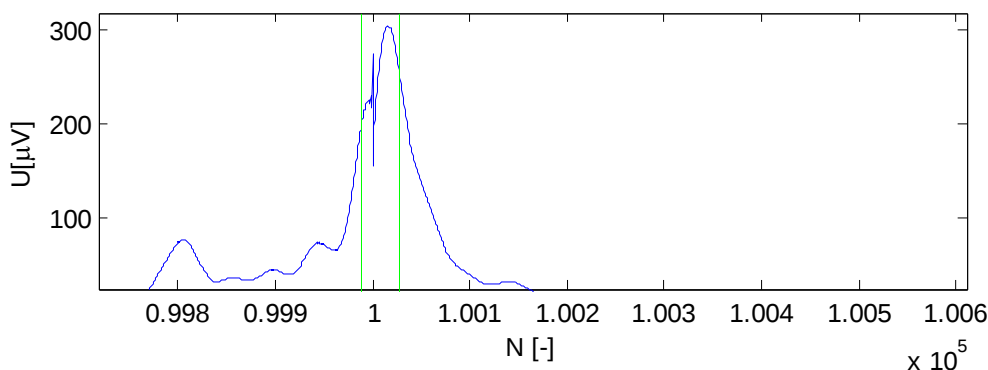
obr. 47 Neodstranitelné rušení, signál 20130328

Pro výpočetní náročnost mnou navrhnutých detektorů, jsem algoritmy pro využití na dlouhých signálech musela upravit. Úprava tkví v tom, že se jednotlivé výpočty počínaje od vytvoření obálky signálu provádí v dílčích oknech. Jedno okno má délku 5000 vzorků, což odpovídá 2,5 s záznamu. Tato délka okna byla volena proto, aby bylo zajištěno, že se zde vyskytne minimálně jeden QRS komplex. V průměru se do jednoho okna vleze 7 QRS komplexů.

Spektrální analýzu jsem prováděla i na následujících datech, přičemž jsem volila více úseků všech signálů napříč jednotlivými svody a také z vektoru prostorového napětí. Toto spektrum, by mělo mít, co do kvantity dat, menší vypovídající hodnotu nežli zprůměrněné spektrum 263 signálů viz předchozí kapitoly, nicméně se při stanovování mezních frekvencí filtrů pro tento typ dat se ukázalo jako přesnější. Aplikujeme-li obecnější závěr z většího množství dat, pak detekce není tak přesná, jako když si mezní frekvence upravíme právě pro tento daný případ. Pro obecnost detektoru jsem však volila mezní frekvence stejné jako u detekce na krátkých signálech. V příložené tabulce pak uvádím, jak by se situace změnila pro jiné meze filtrace.

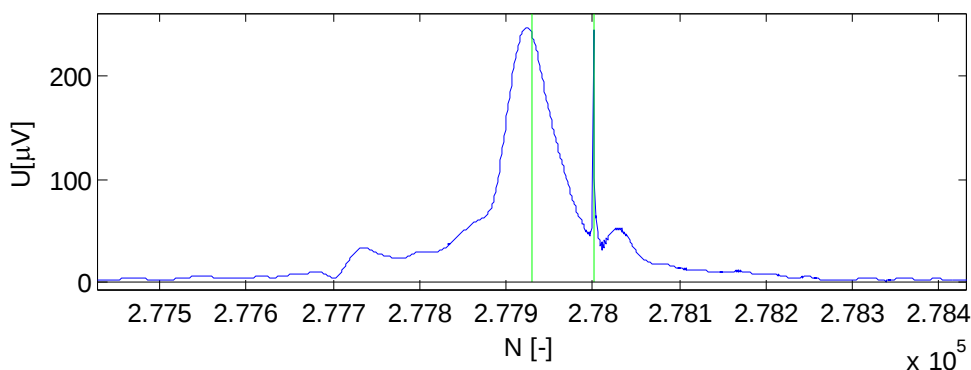
6.4.1 Obecné problémy vyskytující se u dlouhých signálů a jejich řešení

V první řadě se jednalo o dvojí detekce na rozhraní oken, tedy pokud jedno okno končilo a druhé začínalo v průběhu QRS komplexu obr. 48. Tento problém je vyřešen následovně. Pokud je poslední prvek ze shluku (rodiny) větší nebo roven délce okna (pro lepší ošetření se ještě odečítá délka rodiny), tak program zkrátí okno a o dvojnásobek velikosti rodiny. Zahodíme tedy jeden QRS komplex, ale docílíme toho, že v dalším okně bude započten jen jednou. Zkrácením o velikost dvojnásobku rodiny zároveň ošetříme to, že se okno nezkrátí natolik, aby detekovalo QRS komplex už detekovaný.



obr. 48 Dvojí detekce na rozhraní oken

Dalším problémem bylo impulzní rušení vyskytující se v signálu anebo různé přechodové děje, způsobující úzké špičky podobné QRS komplexům. Problém impulzního rušení spolehlivě potlačila mediánová filtrace, viz kapitola 5.2.1, nicméně stále zůstal problém s útvary jako na obr. 49. Tento problém však vyřešila podmínka minimální velikosti rodiny, která je po znalosti průměrování rodin určena na velikost 30.

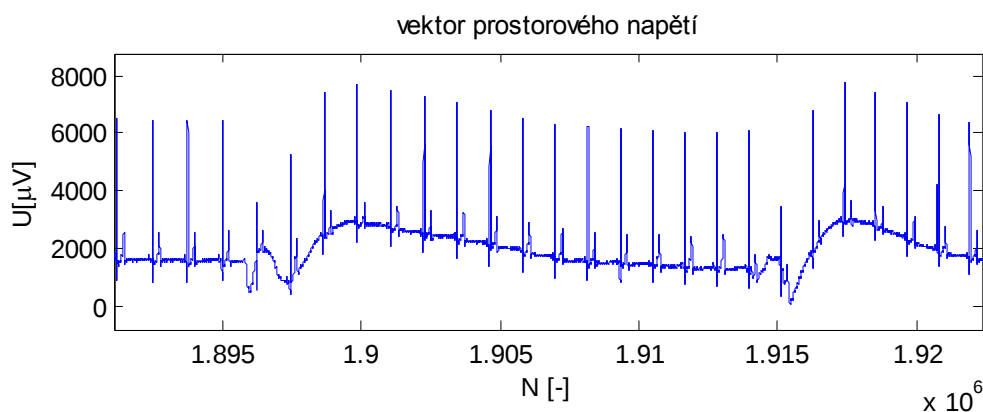


obr. 49 Detekce impulzní špičky

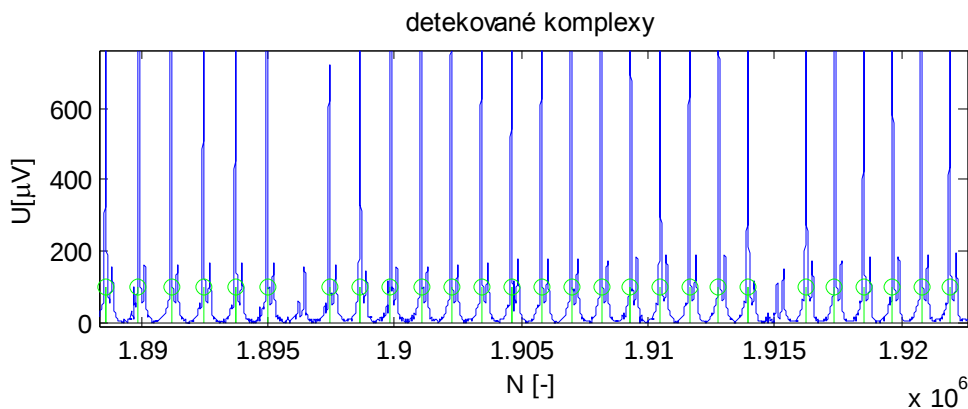
6.4.2 Nevyřešené problémy napříč signály

Jedním z problémů způsobující nespolehlivou detekci u tohoto signálu je nepotlačené kolísání nulové linie. Konkrétně při kombinaci svodů dle rovnice (4). Způsobuje tak výskyt falešně negativních detekcí obr. 50 a obr. 51.

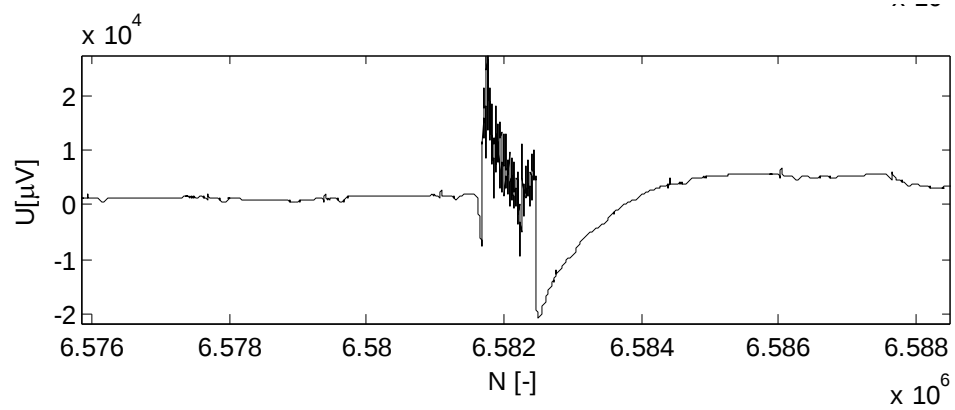
Dalším problémem je pak velké kolísání amplitudy signálu, z důvodu různých přechodných jevů. To může způsobit to, že se v daném okně určí příliš velká nadprahová hodnota, tudíž dochází opět k falešně negativní detekci. Jeden z artefaktů můžeme pozorovat na obr. 52.



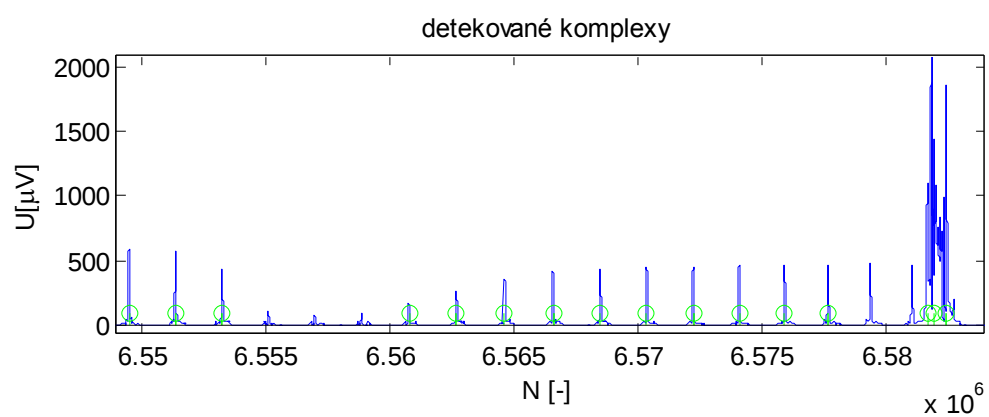
obr. 50 Kolísání nulové linie, signál 20130328



obr. 51 FN detekce, signál 20130328



obr. 52 Detail ze svodu III, signál 20130328



obr. 53 FN i FP detekce z důvodu výskytu artefaktu ve svodu III, signál 20130328

7 STATISTIKA

Pro posuzování spolehlivosti detekce komplexů QRS se využívají hodnoty senzitivity a pozitivní předpovědní hodnoty (prediktivity).

Senzitivita (Se) vyjadřuje pravděpodobnost pozitivní detekce, je-li přítomen QRS komplex. Její hodnotu můžeme vypočítat pomocí následujícího vztahu:

$$SE = \frac{SP}{SP + FN} \cdot 100 [\%], \quad (10)$$

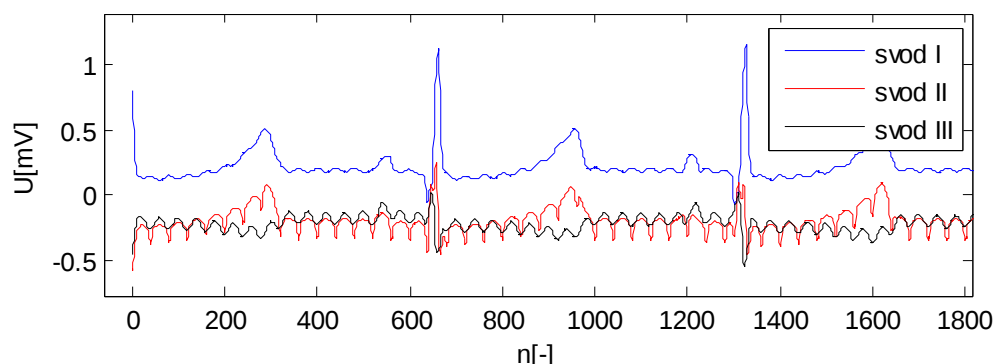
kde SE je počet správně detekovaných QRS komplexů a FN je počet falešně negativních detekcí.

Pozitivní předpovědní hodnota ($+P$) vyjadřuje pravděpodobnost přítomnosti QRS komplexu při pozitivní. Její hodnotu můžeme určit následovně:

$$+P = \frac{SP}{SP + FP} \cdot 100 [\%], \quad (11)$$

kde SE je počet správně detekovaných QRS komplexů a FP je počet falešně pozitivních detekcí.

První skupina záznamů byla na svůj počet zřejmě upravena následným rozdělením dlouhého signálu do více dílčích úseků, proto se může stát, že signál začíná, nebo končí právě uprostřed QRS komplexu, ten tedy není v záznamu zahrnut celý obr. 54. Referenční data pro statistiku byla manuálně označena [14]. V některých případech se vyskytuje, že právě v referenci je označen nekompletní QRS komplex. Z toho důvodu jsem přistoupila k manuální kontrole výsledků detekce a v níže uvedených tabulkách vždy uvádím počty falešně FP a FN, které jsou následně z výsledných hodnot FP a FN odečteny.

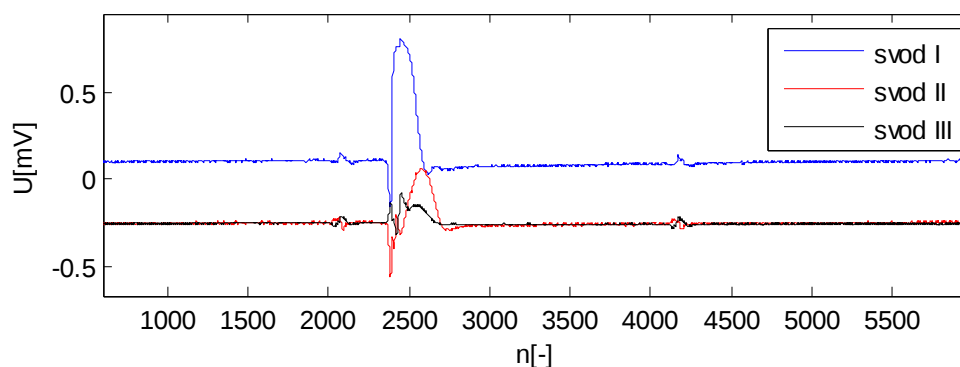


obr. 54 Originální záznam, signál 001_KO1_20061116_0028

7.1 Zhodnocení funkčnosti detektoru u krátkých signálů

Všechny analýzy byly prováděny na souboru čítajícím 263 signálů. Z detekce a následně i statistiky byly vynechány signály 021_KO1_20061103_0111 a 039_BAR_20051207_0371 z důvodu nedetekovatelného signálu z jedné elektrody. Celkem bylo tedy pro detekci využito 261 signálů.

Signál 138_IS2_20051207_0893 je atypický velmi dlouhou dobou trvání QRS komplexu, proto byl při zvolené toleranci ± 100 vzorků (50 ms) vždy detekován jako falešně pozitivní i falešně negativní. Na obr. 55 můžeme pozorovat detail jednoho z QRS komplexů, vidíme, že doba trvání tohoto komplexu dosahuje až k 160 ms. Správná detekce tohoto záznamu je proto odečtena z počtu FP a FN manuálně. Při zvýšení prahu toleranci by mohlo docházet k tomu, že by se P vlny jevily jako správně detekované.



obr. 55 Detail signálu 138_IS2_20051207_0893

V níže uvedených tabulkách uvádím zhodnocení chování detektorů pro kombinace svodů a jednotlivé svody. Vypočet senzitivity a prediktivity byl prováděn podle rovnic (10) a (11). tab. 2 popisuje výsledky detektoru pro jednotlivé svody a detektorů z kombinace svodů za využití vytvoření obálky filtrovaného signálu, tab. 3 pak s využitím TKEo operátoru. Porovnání nejlepších výsledků s porovnáním výsledků z diplomové práce Ing. Hejče je provedeno v tab. 4.

tab. 2 Výsledky detekce s využitím obálky filtrovaného signálu

Detekce s využitím obálky filtrovaného signálu							
	TP	FP	FN	FN začátky/konce	FP začátky/konce	Se [%]	+P [%]
svod I	4217	156	114	13	15	97,66	96,76
svod II	4330	55	40	4	8	99,18	98,93
svod III	4308	74	64	12	7	98,81	98,47
rovnice (4)	4427	22	10	1	8	99,95	99,53
rovnice (5)	4298	239	73	-	-	98,33	94,73
rovnice (6)	4388	39	24	4	9	99,55	99,32

tab. 3 Výsledky detekce s využitím Teager-Kaiser Energy operátoru

Detekce s využitím Teager-Kaiser Energy operátoru							
	TP	FP	FN	FN začátky/konce	FP začátky/konce	Se [%]	+P [%]
svod I	4308	84	66	5	8	98,60	98,27
svod II	4296	23	57	3	9	98,76	99,68
svod III	4342	44	49	6	6	99,02	99,13
rovnice (4)	4412	8	16	1	6	99,66	99,95
rovnice (5)	4302	230	67	-	-	98,47	94,92
rovnice (6)	4412	23	12	2	11	99,77	99,73

tab. 4 Porovnání výsledků

	TP	FP	FN	Se [%]	+P [%]
Hejč [14]	4492	4	10	99,78	99,91
rovnice (4) - obálkou	4427	14	9	99,80	99,68
rovnice (4) - TKEO	4412	3	15	99,66	99,95

Pozn.: Důvodem zvýšené hodnoty TP ve výsledcích Ing. Hejče je, že v jeho práci zpracovával i signály 021_KO1_20061103_0111 a 039_BAR_20051207_0371, které jsem já z důvodu vytvoření kombinace svodů nemohla použít. Srovnání výsledků je tedy pouze přibližné.

7.2 Zhodnocení detektoru u dlouhých signálů

Zde byly analýze podrobeny 3 dlouhé signály, každý čítající přes 7000000 vzorků. Zhodnocení probíhá z detektoru na jednotlivých svodech a u detektoru založeném na kombinaci svodů dle rovnic (4), (5) a (6).

Jednosvodový detektor se ukázal jako nejspolehlivější u signálu 20130402. Konkrétně při použití na svodu II. Nejvíce jednosvodový detektor selhává u signálu 20130327, ve druhém svodu.

U tohoto typu signálů nemůžeme tvrdit, že detekce s využitím kombinace svodů je více spolehlivá, než detekce na jednotlivých svodech. Je to dáno kvalitou signálu v dílčích svodech. V některém ze tří svodů je signál natolik atypický, že se jeho chování projeví i ve vektoru prostorového napětí. Tím dochází ke zhoršení kvality výsledného signálu pro detekci. Tento jev můžeme pozorovat například u záznamu 20130402. Při použití jednosvodové detekce dochází k 100% úspěšnosti ve druhém svodu, ve třetím svodu je detekce znatelně horší. To se následně promítá i do výsledků detekce u třísvodového detektoru, viz tab. 5 a tab. 8.

V tab. 9 jsou uvedeny výsledky, kterých by se dosáhlo při uzpůsobení mezních frekvencí pásmové propusti danému typu signálů u detektoru z kombinace svodů. Meze PP jsou zde voleny 30-100 Hz. Důvod použití právě tohoto frekvenčního rozsahu je vysvětlen v kapitole 6.1..

tab. 5 Jednosvodový detektor signál 20130420, meze 30-65 Hz

Jednosvodová detekce - signál 20130402							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
svod I	9112	8	3	1	1	99,98	99,92
svod II	9917	1	1	1	1	100	100
svod III	8644	309	287	1	1	96,80	96,56

tab. 6 Jednosvodový detektor signál 20130328, meze 30-65 Hz

Jednosvodová detekce - signál 20130328							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
svod I	8818	2	1	0	1	100	99,97
svod II	8793	15	12	0	1	99,88	99,84
svod III	8471	4	173	0	1	98,01	99,95

tab. 7 Jednosvodový detektor signál 20130327, meze 30-65 Hz

Jednosvodová detekce - signál 20130327							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
svod I	9746	1	3	0	1	99,98	99,99
svod II	9724	1475	21	0	1	99,79	86,91
svod III	8921	1	415	0	1	95,57	99,99

tab. 8 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím prostorového napětí u jednotlivých signálů, meze 20-65 Hz

Dlouhé signály - prostorové napětí (rovnice 4) meze 20-65 Hz							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
x327	9709	2	21	0	1	99,79	99,98
x328	8789	2	15	0	1	99,84	99,98
x402	9058	61	60	1	1	99,35	99,34

tab. 9 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím prostorového napětí u jednotlivých signálů, meze 35-100 Hz

Dlouhé signály - prostorové napětí (rovnice 4) meze 35-100 Hz							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
x327	9754	3	5	0	1	99,96	99,95
x328	8786	1	17	0	1	99,82	99,81
x402	9114	1	1	1	1	100,00	100,00

tab. 10 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím difference modulu prostorového napětí, meze 20-65 Hz

Dlouhé signály - difference modulu prostorového napětí (rovnice 5) meze 20-65 Hz							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
x327	9701	5	27	0	1	99,73	99,95
x328	8789	3	15	0	1	99,84	99,97
x402	9000	66	60	1	1	99,35	99,28

tab. 11 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím difference modulu prostorového napětí, meze 35-100 Hz

Dlouhé signály - difference modulu prostorového napětí (rovnice 5) meze 35-100 Hz							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
x327	9733	6	7	0	1	99,94	99,94
x328	8790	4	13	0	1	99,86	99,95
x402	9120	3	1	1	1	100,00	99,98

tab. 12 Srovnání úspěšnosti detektoru s využitím modulu prostorového napětí, meze 15-45 Hz

Dlouhé signály - modul vektoru prostorové rychlosti (rovnice 6) meze 15-45 Hz							
	celkem QRS	FP	FN	FP začátky/konce	FN začátky/konce	Se [%]	+P [%]
x327	9577	77	87	0	1	99,11	99,20
x328	8646	47	86	0	1	99,03	99,46
x402	8981	37	68	1	1	99,26	99,60

7.3 DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Z výše provedené statistiky vyplývá, že se závěry pro detekci na krátkých signálech a dlouhých signálech liší. U krátkých signálů se ukázala jako spolehlivější detekce ze tří svodů, přičemž nejlépe obstála kombinace svodů podle rovnice prostorového napětí. Mírné zlepšení pro detektor také znamenalo použití operátoru TKE, namísto vytvoření obálky ve frekvenční oblasti. Nemůžeme však tvrdit, že je tato metoda obecně lepší. To z toho důvodu, že selhávala na jiných místech než „klasická obálka“. Důvodem selhávání detektoru u krátkých signálů je v určitých místech vyskytující se výrazná P vlna, která je, kvůli povaze svého spektra, obtížně filtrovatelná.

U dlouhých signálů je také použito všech tří kombinací svodů. Zde však s jistotou nemůžeme tvrdit, že je detekce ze tří svodů spolehlivější. Určitě ne, při použití mezních frekvencí pásmové propusti jako u krátkých signálů, které vychází ze závěrů spektrální analýzy (provedené průměrováním spekter krátkých signálů). Při přizpůsobení mezních frekvencí spektru pro dlouhé signály se spolehlivost detekce pro kombinaci ze tří svodů zvýší. Nejlepších výsledků jak u jednosvodového, tak u vícesvodového detektoru je dosahováno na signálu 20130402. Při jednosvodové detekci s mezními frekvencemi pásmové propusti 30-65 Hz dochází u detekce na svodu II k 100% úspěšnosti. Této úspěšnosti lze dosáhnout i za použití detektoru ze tří svodů (dle rovnice 4) s přizpůsobenými frekvencemi na 35-100 Hz. Pro signály 20130327 a 20130328 je při použití jednosvodové detekce společné, že nejlepších výsledků je dosaženo ve svodu I. I zde je opět spolehlivější detekce na jednotlivém svodu. K srovnání kvality výsledků pro detektor z trojice svodů nepomůže ani přizpůsobení pásmové propusti, jako u signálu 20130402. Při zhodnocení jednotlivých kombinací svodů můžeme tvrdit, že jako nejúspěšnější se jeví modul vektoru prostorového napětí (kombinace svodů dle rovnice 4). Při úpravě mezních frekvencí dosahuje podobných výsledků i detektor založený na diferenci (rovnice 5), naopak nejhůře obstál detektor dle rovnice 6.

8 ZÁVĚR

V teoretické části této bakalářské práce je popsán princip několika detektorů QRS komplexů. Pro bližší pochopení problematiky detekce QRS komplexů jsem si k nastudování vybrala detekci založenou na umocnění signálu, jež vychází z klasického analogového zpracování signálu, dále detekci založenou na obálce signálu, kterou využívám i ve svém algoritmu, stejně jako detekci z trojice ortogonálních svodů. Následně jsem se zabývala detekcí založenou na derivaci signálu a rozkladu bankou filtrů. Z modernějších způsobů detekce jsem vybrala detekci založenou na znalosti neuronových sítí a průchodu nulou.

V praktické části této práce jsou pak realizovány detektory QRS komplexů, signálů získaných snímáním elektrické aktivity izolovaných králíčích srdcí. Tyto signály byly nasnímány z trojice ortogonálních svodů. První skupinu detektorů můžeme nazvat jako jednosvodové – vychází z detekce na jednotlivých svodech záznamu. Další skupinu detektorů pak tvoří detektory založené na kombinaci jednotlivých svodů. Celkem jsem realizovala tři kombinace svodů – modul vektoru prostorového napětí, difference modulu prostorového napětí a modul vektoru prostorové rychlosti. Dále můžeme navržené detektory rozdělit podle zpracování signálu po výstupu z pásmové propusti. Zde jsem realizovala detektor založený na obálce signálu a detektor s využitím TKE operátoru.

Detektory byly testovány na dvojí skupině záznamů. První záznamy mají krátkou dobu trvání, druhé se pak vyznačují svojí délkou. Proto bylo nutné navržené detektory přizpůsobit oběma typům záznamů. Výsledky z těchto dat se poněkud liší. U první skupiny dat krátkého trvání se jeví jako nejvíce úspěšný detektor ze tří svodů, konkrétně podle kombinace svodů dle modulu vektoru prostorového napětí. S využitím obálky signálu je dosahováno senzitivity 99,80 % a prediktivity 99,68 %. Při využití operátoru TKE je senzitivita 99,66 % a prediktivita dosahuje hodnoty 99,95 %. Selhávání tohoto detektoru má společného jmenovatele. Tím je místy výrazná P vlna, kterou nelze dostatečně odfiltrovat a dochází k její detekci. U druhé skupiny dat nelze s jistotou tvrdit, že by byla detekce z kombinace svodů výhodnější nežli jednosvodová detekce. Vhodným nastavením mezí pásmové propusti dosahuje i jednosvodový detektor dobrých výsledků. Konkrétně u signálu 20130402 ve svodu II detektor dosahuje až 100% úspěšnosti. To, že je zde vícesvodový detektor méně úspěšný lze vysvětlit tím, že vždy v jednom ze tří svodů se vyskytuje rušení, které nelze filtrací potlačit. Toto rušení se následně promítne i do signálu vytvořeného pomocí kombinace svodů, tím pádem dochází k falešné detekci.

Výsledky, dosažené na krátkých signálech, lze porovnat s výsledky dosaženými v diplomové práci ing. Hejče. Srovnání nám však poskytuje pouze přibližnou představu, protože jsem byla nucena z důvodu neodstranitelného rušení vyřadit 2 signály z celkové analýzy. Toto rušení se vyskytovalo ve dvou signálech vždy v jednom svodu a nebylo možné

jej odstranit, z toho důvodu nebylo možné provést kombinaci svodů. Výsledky dosažené na dlouhých signálech nebylo možné s ničím porovnat.

Jako každá práce i tato by přivítala řadu zlepšení. Jako příklad bychom mohli jmenovat právě tzv. „test neodstranitelného rušení“, který by představoval systém obsahující dolní a horní mez, který by kontroloval signál co do amplitudy. V případě překročení mezí by mohl být signál nahrazen například nulovou hodnotou.

9 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] WILHELM, Zdeněk. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [2] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [3] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [4] KÖHLER, Bert-Uwe, Henning CARSTEN a Reinhold ORGLMEISTER. The Principles of Software QRS Detection: Reviewing and Comparing Algorithms for Detecting this Important ECG Waveform. January/February 2002, 0739-5175/02.
- [5] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. Vysoké učení technické. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. 2011.
- [6] JIAPU, Pan a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE-Transactions on biomedical engineering, vol. BME-32, No. 3, March 1985.
- [7] KÖHLER, Bert-Uwe, Henning CARSTEN a Reinhold ORGLMEISTER. QRS Detection Using Zero Crossing Counts. Biomedical Electronics Group, Department of Electrical Engineering, Berlin University of Technology, Berlin, Germany. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY Vol. 8, No. 3, September 2003.
- [8] SMÉKAL, Zdeněk a Petr SYSEL. Číslicové filtry. Vysoké učení technické. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [9] JAN, Jiří. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Vyd. 2. Brno: VUTUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [10] BEMMEL, Jan H. Recognition of ECG Patterns in The Performace of Means. MIEUR, s.5-30, 1989
- [11] KOLÁŘOVÁ, J, K. FIALOVÁ, O. JANOUŠEK, M. NOVÁKOVÁ, I. PROVAZNÍK. Experimental Methods fo Simultaneous Measurment of Action Potentials and Electrograms in Isolated Heart. Brno, University of Technology and Masaryk University. s 71-80, 2010.
- [12] SOLNIK, Stanislaw, Patrick RIDER, Ken STEINWEG, Paul DEVITA a Tibor HORTOBÁGYI. Teager–Kaiser Energy Operator Signal Conditioning Improves EMG Onset Detection. 2010. DOI: 10.1007/s00421-010-1521-8.

- [13] KAISER, James F. On a Simple Algorithm to Calculate The 'Energy' of a Signal. 1990, s. 381-384. DOI: CH2847-2/90/0000-0381.
- [14] HEJČ, J. Rozměřování experimentálních záznamů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 82 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

Seznam zkratek

EKG	- elektrokardiograf
DFT	- diskrétní Fourierova transformace
IDFT	- inverzní Fourierova transformace
PP	- pásmová propust
HP	- horní propust
DP	- dolní propust
MLP	- vícevrstvý perceptron (multilayer perceptron)
RBF	- síť s radiální bází (radial basis function network)
LVQ	- learning vector quantization
X327	- signál 20130327
X328	- signál 20130328
X402	- signál 20130402
K-H	- Krebs-Henseleitův roztok
TKEo	- Teager-Kaiser energy operator
FIR	- filtr s konečnou impulzní charakteristikou (finite impulse response)
FP	- falešně pozitivní detekce
FN	- falešně negativní detekce
TP	- Správně pozitivní detekce
P+	- prediktivita
Se	- senzitivita

Seznam příloh

Funkce:

detekce_pd.m
detekce_pv.m
detekce_pm.m
jedm_svody.m
jedm_svody_TKEo.m
TKEo_pd_f.m
TKEo_pv_f.m
TKEo_pm_f.m
Long_1.m
Long_pv.m
Long_pd.m
Long_pm.m
statistika.m
statistika_dlouhe.m

Skripty:

nacitani.m
nacitani_dlouhe.m
spektra.m
prumerne_spektrum.m

Záznamy:

001_KO1_20061116_0028.mat

Vzhledem k vysokému množství dat předkládám pouze jeden vzorový záznam krátkého úseku signálu. Zbývá zpracovávaná data jsou k dispozici na ÚBMI.