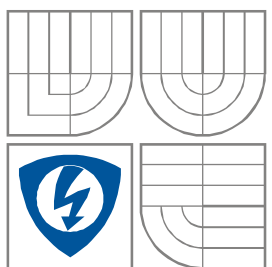


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMPLEXU QRS U EXPERIMENTÁLNÍCH ZÁZNAMU EKG

DETECTION OF QRS COMPLEX IN EXPERIMENTAL ECG DATA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

Jakub Brandejs

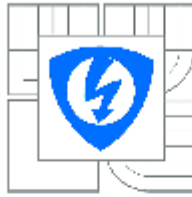
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. Martin Vitek, Ph.D.

SUPERVISOR

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Jakub Brandejs

ID: 125011

Ročník: 3

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TĚMATU:

Detekce komplexu QRS u experimentálních záznamů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS signálu EKG. Vypracujte literární rešerši v této oblasti. 2) Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného detektoru QRS. Podrobně prostudujte metody založené na vlnkových transformacích a bankách filtrů. 3) Zvolte jednu z metod založenou na vlnkové transformaci, případně bance filtrů a realizujte ji v prostředí Matlab. 4) Metodu otestujte na kompletní databázi CSE. 5) Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými (publikovanými) metodami. 6) Navrženou metodu modifikujte pro experimentální signály získané měřením na izolovaných králičích srdcích. Účinnost metody otestujte na dostupných signálech. 7) Dosažené výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.

[2] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

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

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.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Detekce komplexu QRS u experimentálních záznamů jsem vypracoval 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 uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2012

.....

podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 20. května 2012

.....

podpis autora

Abstrakt

Česká verze

V rámci mé bakalářské práce jsem realizoval QRS detektor pomocí vlnkové transformace za použití biortogonální vlnky bior1.5 v prostředí Matlab. Detektor využívá antisymetrie této vlnky k rozpoznávání páru minimum/maximum nebo maximum/minimum a singularity mezi nimi. Tento detektor byl testován proti databázi CSE. Dále byl detektor upraven pro detekci QRS komplexu na experimentálních datech.

Klíčová slova

EKG, QRS detektor, vlnková transformace, experimentální data.

English version

In this paper, called Bachelor thesis, I proposed a QRS complex detector based on wavelet transformation where biorthogonal wavelet bior1.5 was applied with use of Matlab. The detector works with antisymmetry of the wavelet to detect minimum/maximum or maximum/minimum pairs and singularity between them. Results of this detector were evaluated on the CSE database. The detector was reworked to be able to detect experimental QRS complexes.

Key words

ECG, QRS complex, Wavelet transform, experimental data.

Bibliografická citace

BRANDEJS, J. Detekce komplexu QRS u experimentálních záznamů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 35 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.

Obsah

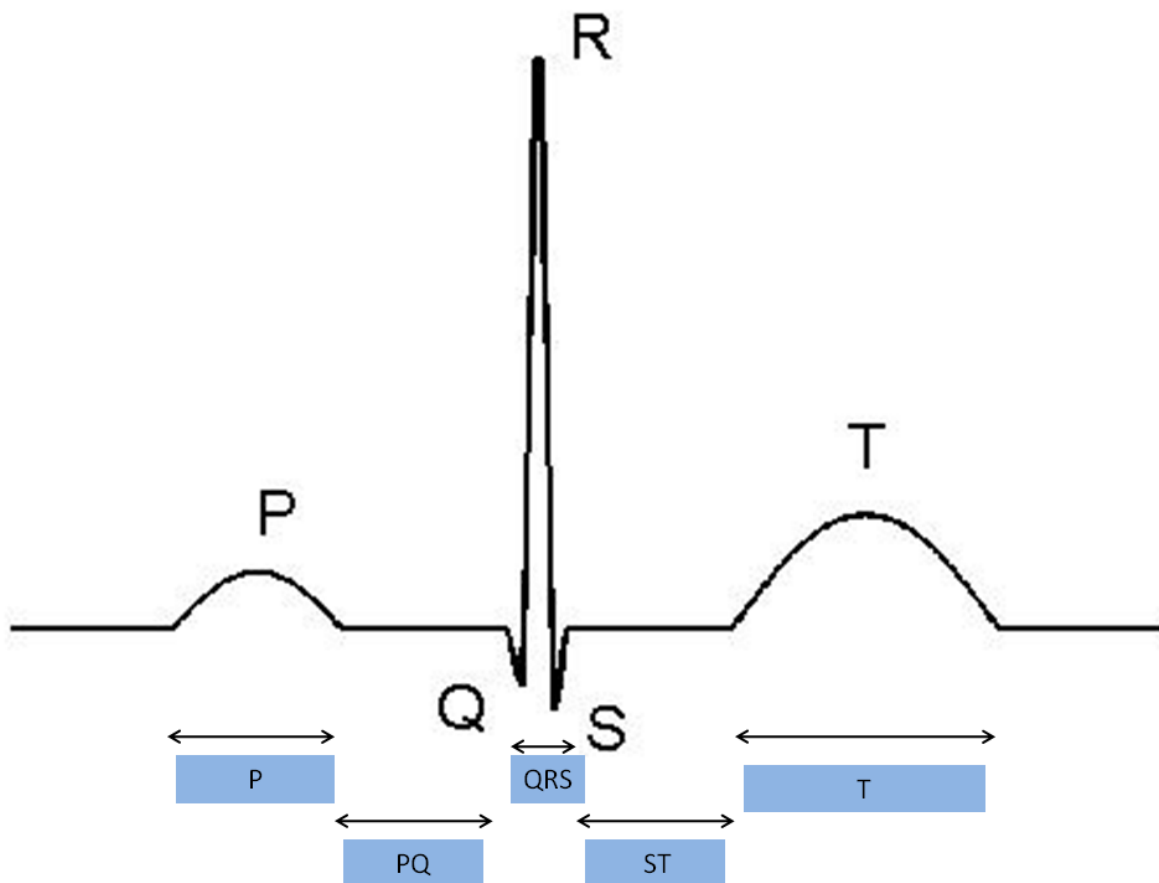
1. Úvod.....	1
1.1 Popis a vlastnosti EKG signálu.....	1
1.2 Význam automatizované detekce QRS komplexu	2
2. Výčet a popis vybraných metod detekce QRS komplexu	3
2.1 Detektory na bázi diferencí.....	3
2.2 "Zero crossing" detektory	3
2.3 Detektory na bázi umělých neuronových sítí.....	4
2.4 Detektory na bázi tzv. Skrytých Markovových modelech	5
2.5 Detektory na bázi bank filtrů	6
2.6 Detektory založené na vlnkové transformaci	7
3. Úvod do teorie vlnkové transformace	8
3.1 Vlnková transformace se spojitým časem	8
3.1.1 Vlnková dyadická transformace se spojitým časem	9
3.2 Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem	9
3.2.1 Popis rozkladových filtrů.....	10
3.2.2 Redundantní vlnková transformace	11
4. Popis realizované metody pro detekci R vlny.....	12
4.1 Základní informace o dané metodě	12
4.2 Blokové schéma a jeho rozbor	13
5. Testování na databázi CSE	17
5.1 Základní informace o databázi CSE	17
5.2 Vlastní testování na databázi CSE	17
5.2.1 Sensitivita a pozitivní prediktivita.....	17
5.2.2 Parametry testování	18
5.2.3 Dosažené hodnoty sensitivity a pozitivní prediktivity.....	18

5.3	Srovnání dosažených výsledků.....	23
6.	Měření na experimentálních signálech.....	26
6.1	Popis způsobu získání experimentálních signálů	26
6.2	Výběr experimentálních signálů	26
6.3	Modifikace detektoru pro experimentální data	27
6.3.1	<i>Ukázka některých signálů z testovací množiny a jejich popis.....</i>	<i>28</i>
6.4	Dosažené výsledky na experimentálních datech	31
6.5	Diskuze nad dosaženými výsledky	32
7.	Závěr	34
8.	Použitá literatura	35

1. Úvod

1.1 Popis a vlastnosti EKG signálu

Automatizovanou detekcí QRS komplexu a rozměřováním EKG signálu se zabývají odborníci po mnoho let. Idealizovaná EKG sekvence jednoho taktu srdce je uvedena na Obr. 1.1 Počáteční P vlna, odpovídající depolarizaci síní, je následována QRS komplexem, který je přisuzován repolarizaci síní a depolarizaci komor, a celý takt je zakončen T vlnou, jakožto odezva na repolarizaci komor [1]. V rámci rozměřování EKG signálu se sleduje celá řada parametrů. Na Obr. 1.1 jsem uvedl základní časové intervaly. Aby bylo možno tyto intervaly kvalitně sledovat, je nutné zbavit signál šumu nebo ho jinak transformovat.



Obr. 1.1 Základní popis EKG signálu jednoho srdečního cyklu.

Jako hlavní zdroje rušení se uvádí drift, brum a rušení myopotenciály. Drift způsobuje plavání izolínie, frekvenční rozsah je usazen ve velice nízkých kmitočtech kolem nuly. Brum je způsoben síťovým rušením na frekvenci 50 Hz. Největší problémem je však rušení způsobené myopotenciály, jelikož frekvenční pásmo tohoto rušení může přímo zasahovat do pásma QRS komplexu.

1.2 Význam automatizované detekce QRS komplexu

Detekce QRS komplexu, potažmo R vlny, hraje zásadní roli při výpočtu srdečního rytmu. Pokud máme kvalitní informaci o počtu a délkách R-R intervalů, jsme schopni vypočítat puls. V rámci některých oblastí je kvalita rozměření EKG signálu zcela zásadní otázkou. Například pro sledování dlouhodobé variability srdečního rytmu je třeba co nejpřesnější lokalizace R vln pro zjištění rizika náhlé srdeční smrti [2].

Problematika detekce a rozměrování EKG signálu je též úzce spjata s metodou Holterova měření, kde hraje významnou roli při detekci patologických pasáží signálu, a tím pádem ulehčuje práci lékařům a šetří jejich čas.

Dále bychom mohli uvést například sportovní medicínu, potažmo zátěžové testy obecně, kde je třeba zajistit kvalitní snímání životních funkcí testovaných osob kvůli jejich bezpečnosti.

2. Výčet a popis vybraných metod detekce QRS komplexu

2.1 Detektory na bázi diferencí

Detektory na bázi diferencí, popřípadě dalšího zpracování jakožto umocnění, byly používány zvláště kvůli svým nízkým nárokům na výpočetní výkon. Před samotným zpracováním je signál přefiltrován přes dolní a horní propust kvůli zlepšení poměru signál-šum. Následně je signál numericky derivován. Známý jsou detektory na bázi první i druhé derivace. Ukázky [3, 4] jsou uvedeny níže.

$$v_r[n] = \frac{1}{2}(x[n+1] - x[n-1]) \quad (1)$$

$$v[n] = \frac{1}{8}(2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4]) \quad (2)$$

$$v_r[n] = x[n] - x[n-1] \quad (3)$$

Některé algoritmy aplikují na přefiltrovaný a derivovaný signál umocnění po vzorcích [3, 5], což má za následek vyzdvihnutí peaků. Filtrace tohoto signálu horní propustí je dále možná. Po předzpracování signálu probíhá samotná detekce R vlny pomocí prahu. Hodnota prahu může být pro celý signál buďto konstantní, nebo je možno použít adaptivní práh, měnící se v průběhu signálu [3], nebo kombinace obou [5].

2.2 "Zero crossing" detektory

Tato metoda se od většiny ostatních odlišuje svým přístupem k porovnávání signálu s prahem, totiž neporovnává se samotný, jakkoli transformovaný signál, nýbrž počet průchodů tohoto signálu nulou.

Před fází počítání průchodu nulou je signál filtrován a nelineárně transformován. V [6] byl použit filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi 15 Hz kvůli potlačení T a P vln a hlavně kolísání nulové izoliny, která by mohla celou metodu učinit značně neefektivní, a 35 Hz pro potlačení vyšších nepotřebných frekvenčních složek. Nutno dodat, že tato metoda

je obzvláště citlivá právě na nekvalitní filtraci nižších kmitočtů. Dále je signál umocněn, přičemž jeho polarita je zachována aplikací funkce $sign$. Následně se do tohoto signálu přidává vysokofrekvenční složka s nízkou energií, což má za následek řízené rozkmitání filtrovaného signálu, čímž zvyšuje počet průchodů nulou u sekvencí s nízkou hladinou signálu. V [6] je použita funkce pro generování rušení

$$K(n) = (-1)^n (\lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| c), \quad (4)$$

přičemž λ_K je zapomínací faktor, $y(n)$ je filtrovaný a transformovaný signál a c je konstanta růstu. Následuje samotná detekce průchodu signálu nulou, která je v [6] popsána jako

$$d(n) = \left| \frac{sign[z(n)] - sign[z(n-1)]}{2} \right|, \quad (5)$$

přičemž $z(n)$ je transformovaný signál s přidaným rušením. Tato posloupnost průchodů nulou je převedena na signál, například sečtením prvků posloupnosti v pohybujícím se okně [6], a dále porovnávána proti prahu.

Celkově se jedná o metodu s relativně nízkou výpočetní zátěží při použití jednodušších rozhodovacích pravidel [6].

2.3 Detektory na bázi umělých neuronových sítí

Použití detektorů na bázi ANN (z anglického Artificial Neural Networks) je zkoumáno zejména v oblasti klasifikace EKG signálu. V [7] jsou patologické jevy EKG srdce rozděleny do tří základních skupin.

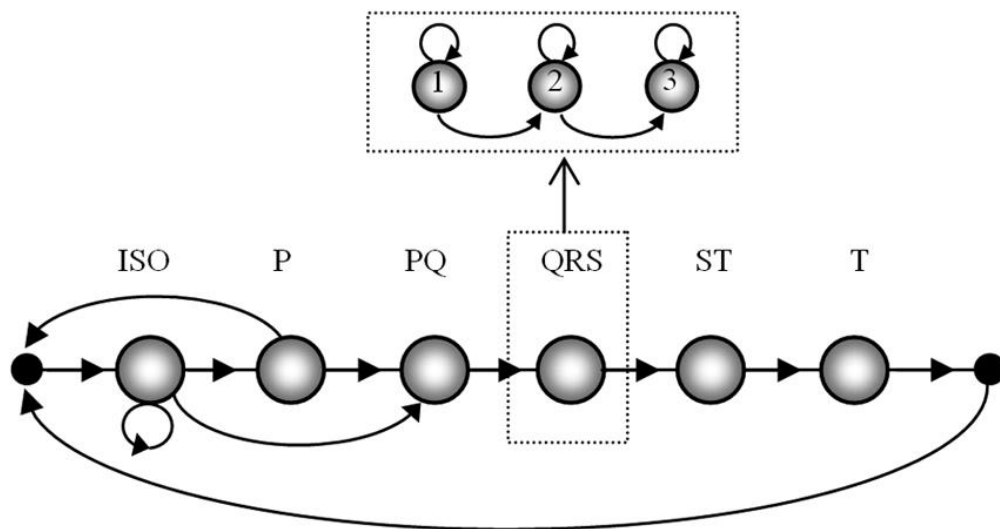
- Arytmie
- Ischemie srdce
- Chronické změny srdeční struktury

Krom těchto tří skupin využívá ANN klasifikátor dále skupinu pro fyziologické a neklasifikovatelné vzory. Pro klasifikaci příslušnosti vzoru do každé jedné skupiny slouží samostatný blok. Vstupní data jsou získávány jak z obecných vlastností pacienta, například věk, výška, pohlaví a hmotnost [8], tak z vlastního EKG záznamu. EKG záznam je nutno

předem rozměřit, detekovat QRS komplexy, potažmo R vlny, stanovit R-R intervaly atd. Zde je kladen velký důraz na časově přesnou detekci a rozměrování obecně. V [8] je popsán ANN zahrnující 279 vstupních hodnot a celá neuronová síť se skládá ze čtyř vrstev, přičemž tato ANN je vyvinuta pro dvanácti svodový EKG záznam. Učení této ANN je zajištěno učebním souborem dat, který je předem dán, na rozdíl od ANN popsané v [7], kde se na učební fázi podílí vždy i měřená data pacienta.

2.4 Detektory na bázi tzv. Skrytých Markovových modelech

Skryté Markovovy modely HMM (z anglického Hidden Markov Models) našly značné uplatnění v problematice rozpoznávání řeči [9]. Jejich schopnost rozpoznat a klasifikovat vzory se přenesla i do problematiky analýzy EKG signálu. V [9] je tato metoda použita k rozměrování signálu a i následné klasifikaci, a to do dvou skupin - sekvence s extrasystolami a fyziologické (ostatní). Samotná metoda je založena na predikci signálu a následném vyhodnocení shod či neshod s naměřeným signálem. Signál je predikován pomocí HMM s využitím vstupních dat získaných z obecných znalostí pacienta (podobně jako v případě ANN) a z určité části počátečního signálu pacienta, přičemž v [9] je počítáno s prvními 20 s. Základ tedy tvoří HMM, jehož možná struktura [9] je popsána na Obr. 2.1.



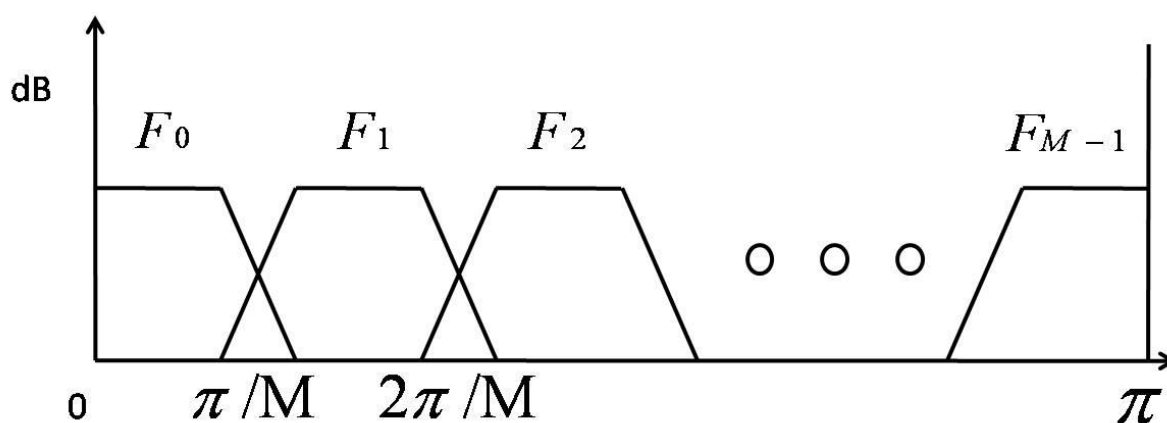
Obr. 2.1 Schéma skrytého Markovova modelu, přejato z [9].

Jak je vidno z Obr. 2.1, algoritmus postupuje při detekci jednotlivých znaků postupně. V případě, kdy znak chybí, algoritmus daný znak přeskočí nebo se vrátí. Jednotlivé funkční

bloky pod sebou skrývají několik předem definovaných vzorů, které se navíc mění podle vstupních hodnot (zminěno výše). Metoda použitá pro rozměrování v prvních dvaceti učebních vteřinách byla v [9] uskutečněna pomocí vlnkové transformace, viz kapitola 3.

2.5 Detektory na bázi bank filtrů

Základním principem této metody je rozložení vstupního signálu EKG pomocí banky filtrů na určitý počet frekvenčních pásem. Pro detekci QRS komplexu, potažmo R vlny, stačí vybudovat banku rozkladových filtrů. Pokud bychom chtěli tuto metodu využít i pro další rozměrování, naskytla by se nutnost vytvořit i rekonstrukční banku filtrů. V [10] je poukázáno na nutnost vytvoření takových filtrů, aby splňovaly podmínky lineární fázové charakteristiky. I proto autoři použili FIR filtry, jelikož takové filtry mají vždy lineární fázovou charakteristiku. Ideální frekvenční charakteristika možných filtrů je ukázána na Obr. 2.2.



Obr. 2.2 Ideální frekvenční charakteristika filtrů uvažovaných v bance filtrů v [10].

Po rozložení původního signálu na jeho frekvenčně-pásmové složky následuje transformace těchto složek. V [10] jsou ukázány dva základní způsoby transformace

$$y(n) = \sum_{l=1}^M |v_l(n)|, \quad (6)$$

$$y(n) = \sum_{l=1}^M (v_l(n))^2 \quad (7)$$

přičemž $y(n)$ je n -tý prvek transformovaného signálu, M je počet použitých pásem a $v_l(n)$ je n -tý prvek daného pásma. V [10] je následně tento transformovaný signál podroben plovoucímu integračnímu oknu MWI (z anglického moving window integrator). Následně jsou aplikována rozhodovací pravidla detekce na takto transformovaný signál.

2.6 Detektory založené na vlnkové transformaci

Detektory na bázi vlnkové transformace využívají výhodných vlastností vlnkové transformace. DTWT rozkládá signál na předem zvolený počet pásem, které korespondují s danými frekvenčními rozsahy. V rámci této metody lze použít dva způsoby řešení, které závisí na použité vlnce, a to

- využití antisymetrické vlnky [12, 13, 14]
- využití symetrické vlnky s jedním dominantním peakem [15].

Od výběru vlnky se dále odvíjí návrh celého algoritmu. Pokud zvolíme vlnku s dominantním peakem, například Mexician hat, potom budeme stavět algoritmus s detekčními pravidly založenými na detekci jednoho peaku. Obecně se dá říci, že tato metoda je jednodušší, ale zároveň citlivější na šum a artefakty. Je potřeba volit vyšší hodnoty prahu, což může zhoršovat citlivost detektoru. V [15] je použita Haarova vlnka.

Druhá metoda je však velice populární, co se týče detekce QRS komplexu pomocí DTWT [12, 13, 14]. Antisymetrické peaky tvoří při rychlých změnách v signálu pár maximum/minimum, čehož se využívá. Při detekci páru maximum/minimum se následně hledá singularita mezi tímto párem.

Další vlastností algoritmů založených na vlnkové transformaci je možnost detekce v určitých pásmech. Různé algoritmy používají různá pásma, v [12, 13, 14] je použit pětistupňový rozklad, přičemž jsou použity měřítka jedna až čtyři. Detekce začíná v pásmu čtyři, jelikož neobsahuje vysokofrekvenční rušení, tudíž se detekuje méně párů, než by tomu bylo při použití prvního pásma. Pokud je ve čtvrtém pásmu detekován pár maximum/minimum a tento pár obsahuje singularitu, stejný postup je použit pro detekci v nižším pásmu. Jako QRS komplex jsou označeny jen takové páry, které prostupují všemi vybranými měřítky.

3. Úvod do teorie vlnkové transformace

Rád bych na úvod tohoto teoretického shrnutí poznamenal, že v době vypracování této práce jsem jako student třetího ročníku neměl možnost absolvovat předmět spojený s tematikou vlnkové transformace. V rámci tohoto teoretického úvodu do dané problematiky jsem čerpal především z práce pana Ing. Jiřího Kozumplíka Ph.D [11], jelikož jsem ji shledal nejjobraznější a nejlépe pochopitelnou i pro osobu bez předešlých znalostí dané problematiky. Tímto bych Ing. Kozumplíkovi ph.D rád poděkoval.

3.1 Vlnková transformace se spojitým časem

Obecně lze o vlnkové transformaci mluvit jako o frekvenčně-časovém rozkladu signálu $x(t)$. Vlnová transformace se spojitým časem je definovaná jako [11]

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * \left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (8)$$

přičemž a, b jsou koeficienty dilatace a posunutí, $x(t)$ je vstupní signál a $\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ je obecně komplexní funkce odvozená z mateřské vlnky $\Psi(t)$. Dilatací se myslí "roztahení" vlnky, posunutí může být srovnáno s posouváním vlnky napříč signálem. Oba koeficienty jsou reálná čísla větší než nula. Čím větších hodnot dosahuje dilatační koeficient a , tím víc dané pásmo koresponduje s nižšími frekvencemi a naopak. Dále platí, že vyšší frekvenční pásma poskytují větší rozlišení než nižší [12]. V tomto se vlnková transformace liší časově-frekvenčních rozkladových metod na bázi Furierovy transformace, které nabízí konstantní rozlišení na všech frekvenčních pásmech.

Pokud je mateřská vlnka $\Psi(t)$ derivací vyhlazující funkce $\Theta_a(t)$, pak můžeme vlnkovou transformaci definovat jako

$$W_a x(b) = -a \frac{d}{db} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Theta(t-b) dt \quad (9)$$

přičemž $\Theta_a(t) = \left(\frac{1}{\sqrt{a}}\right)\Theta\left(\frac{t}{a}\right)$ je měřítková verze vyhlazovací funkce a vlnková transformace při měřítku a je pak rovna derivovanému signálu filtrovaného filtrem s impulzní charakteristikou vyhlazovací funkce.

3.1.1 Vlnková dyadická transformace se spojitým časem

Pokud si stanovíme $a = 2^m$, $b = akT$ tak, že m je přirozené číslo větší jak nula, pak můžeme vlnkovou transformaci definovat jako [11]

$$W_{2^m} x(2^m kT) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi * (2^{-m} t - kT) dt \quad (10)$$

přičemž m se dá chápat jako frekvenční měřítko, T určuje hustotu vzorkování na časové ose [11].

Pokud bychom zavedli $2^{-m} t - kT = 2^{-m} \tau$, pak je možno definovat dyadickou transformaci se spojitým časem jako

$$W_{2^m} x(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \psi * (2^{-m} \tau - 2^m kT) d\tau \quad (11)$$

Korelace $x(t)$ s jednotlivými vlnkami může být dosažena pomocí konvoluce s časově reverzními funkcemi jako

$$W_{2^m} x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h_m(\tau) x(2^m kT - \tau) d\tau \quad (12)$$

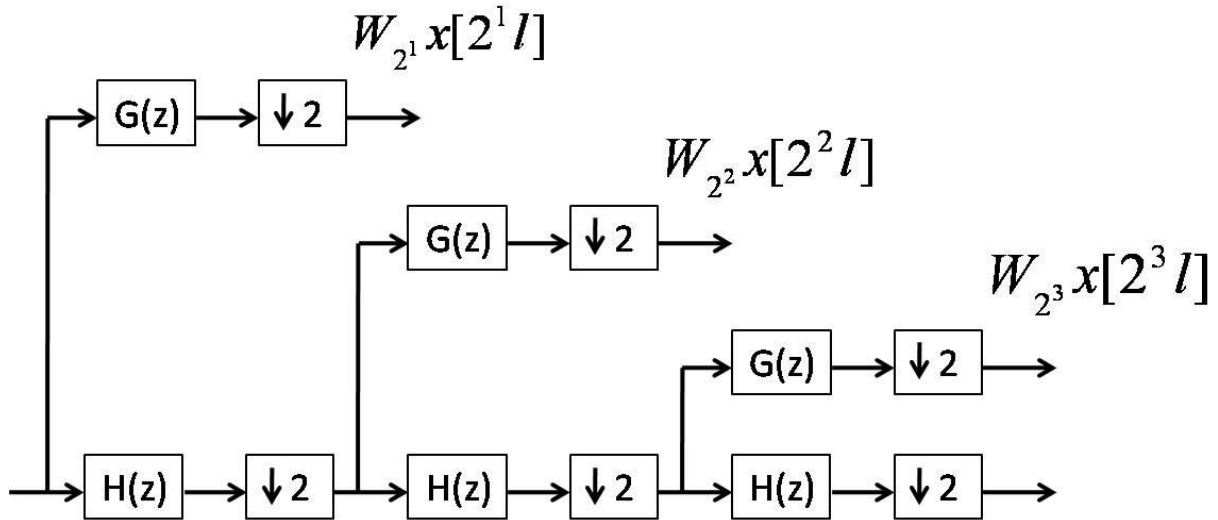
a pak můžeme dyadickou vlnkovou transformaci se spojitým časem řešit pomocí bank filtrů.

3.2 Dyadická vlnková transformace s diskretním časem

Dyadická vlnková transformace s diskretním časem může být definována jako [11]

$$W_{2^m}(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i)x(2^m n - i) \quad (13)$$

a blokové schéma takové operace se třemi stupni rozkladu je uvedeno na Obr. 3.1 [12].



Obr. 3.1 Blokové schéma rozkladu pomocí DTWT s decimací.

Je patrné, že při výpočtu dyadické vlnkové transformace s diskretním časem dochází k podvzorkování tak, že každé pásmo m je podvzorkováno 2^m krát. V praxi se pro výpočet dyadické DTWT používá Mallatův algoritmus [13].

3.2.1 Popis rozkladových filtrů

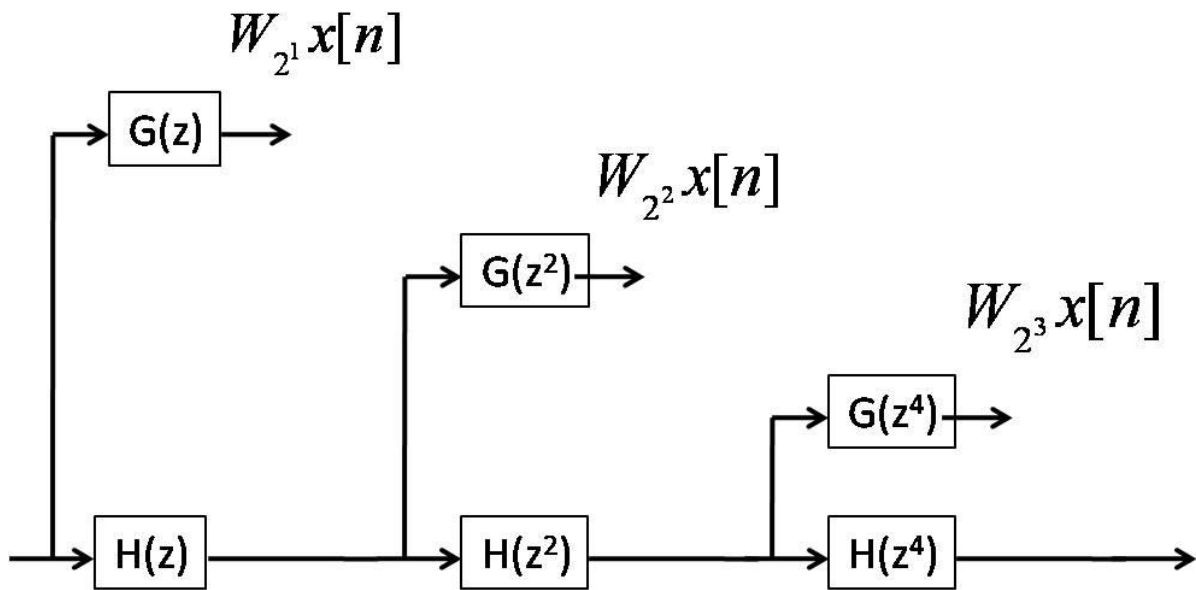
Strom rozkladových filtrů je tvořen zrcadlovými FIR dolními a horními propustmi se symetrickými frekvenčními charakteristikami [11].

$$\begin{aligned}
 |H_d(e^{j\omega})| = 1 &\longrightarrow \omega \in \left(0, \frac{\pi}{2}\right) & |H_h(e^{j\omega})| = 0 &\longrightarrow \omega \in \left(0, \frac{\pi}{2}\right) \\
 |H_d(e^{j\omega})| = \frac{1}{2} &\longrightarrow \omega = \frac{\pi}{2} & |H_h(e^{j\omega})| = \frac{1}{2} &\longrightarrow \omega = \frac{\pi}{2} \\
 |H_d(e^{j\omega})| = 0 &\longrightarrow \omega \in \left(\frac{\pi}{2}, \pi\right) & |H_h(e^{j\omega})| = 1 &\longrightarrow \omega \in \left(\frac{\pi}{2}, \pi\right)
 \end{aligned} \quad (14)$$

Pokud v přenosové funkci provedeme transformaci $z \longrightarrow z^k$, docílíme požadovaného podvzorkování. Dá se říci, že během výpočtu DTWT podle schématu na Obr. 3.1 dochází k vhodné kombinaci jednotlivých horních a dolních propustí.

3.2.2 Redundantní vlnková transformace

Jde o vlnkovou transformaci s diskretním časem, jejíž součástí není podvzorkování. S počtem pásem vzrůstá počet koeficientů. Schéma takové operace je zobrazeno na Obr. 3.2 [12].



Obr. 3.2 Blokové schéma rozkladu pomocí DTWT bez decimace.

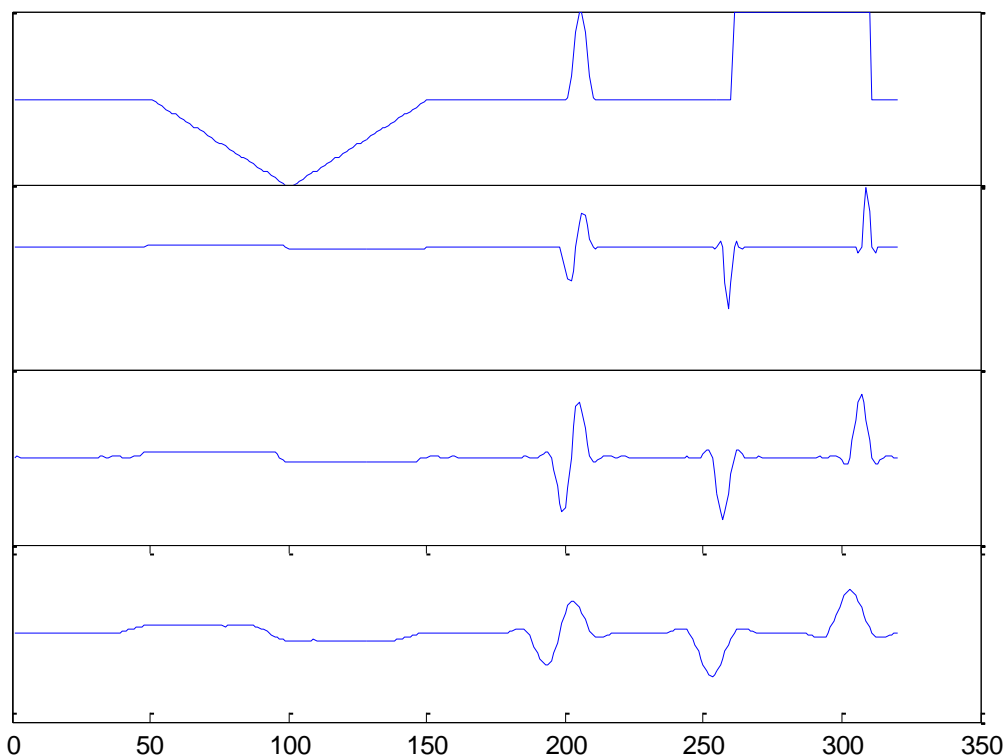
V praxi se pro výpočet redundantní DTWT používá *a trous* algoritmus [12].

4. Popis realizované metody pro detekci R vlny

4.1 Základní informace o dané metodě

Jak je nastíněno v kapitole 2.6, existují dva základní přístupy k detekci QRS komplexu pomocí DTWT. Stejně jako jiní autoři [12, 13, 14], i já jsem navrhl algoritmus založený na antisymetrické vlnce, přesněji bior1.5. Jde o vlnku z rodiny biortogonálních splinů. Chování dané vlnky pro pásma dvě až čtyři v uměle vytvořeném signálu je ukázáno na Obr. 4.1.

Čtyř stupňová DTWT umělého signálu, a) původní signál, b) měřítko 2, c) měřítko 3, d) měřítko 4



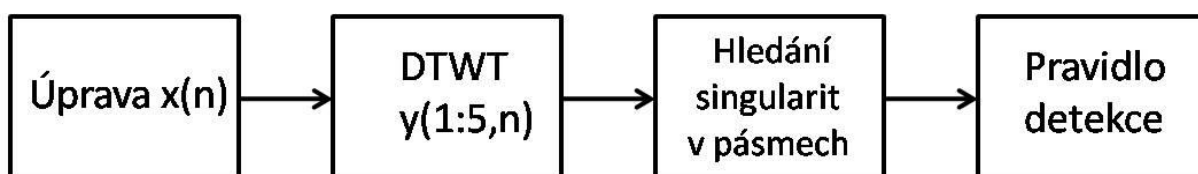
Obr. 4.1 Ukázka odezvy vlnky bior1.5 v uměle vytvořeném signálu při čtyř stupňovém rozkladu.

Původně jsem zkoušel použít tří stupňový rozklad s použitím všech pásem. Toto řešení se ukázalo jako neefektivní, jelikož se v prvním pásmu značně projevoval vysokofrekvenční šum. Čtyřstupňový rozklad při použití pásem 2-4 problém s vysokofrekvenčním šumem částečně odstranil, nicméně v pásmu čtyři se v některých signálech vyskytovala dominantní T

a P vlna, což vedlo k chybným detekcím. Nakonec jsem tedy zvolil stejně jako autoři [12, 13, 14] pětistupňový rozklad a použití pásem dvě až čtyři, přičemž detekce začíná v pásmu čtyři.

V signálu tedy hledáme maxima nebo minima a k nim jejich příslušné maximum/minimum páry. Po nalezení takového páru hledáme průchod nulou mezi nimi. Jestliže takový průchod nulou je nalezen, tento postup aplikujeme pro okolí páru maximum/minimum v nižším pásmu. Detailnější popis je uveden v kapitole 4.2.

4.2 Blokové schéma a jeho rozbor



Obr. 4.2 Základní blokové schéma mého detektoru.

Blokové schéma je naznačeno na Obr. 4.2. V podstatě se jedná o rozšířené blokové schéma obecného QRS detektoru. Blok jedna a dva reprezentují transformační fázi, blok tři a čtyři pak detekční fázi.

Pod blokem Úprava $x(n)$ se nachází přizpůsobení vstupního vektoru dat a zajištění podmínky (15)

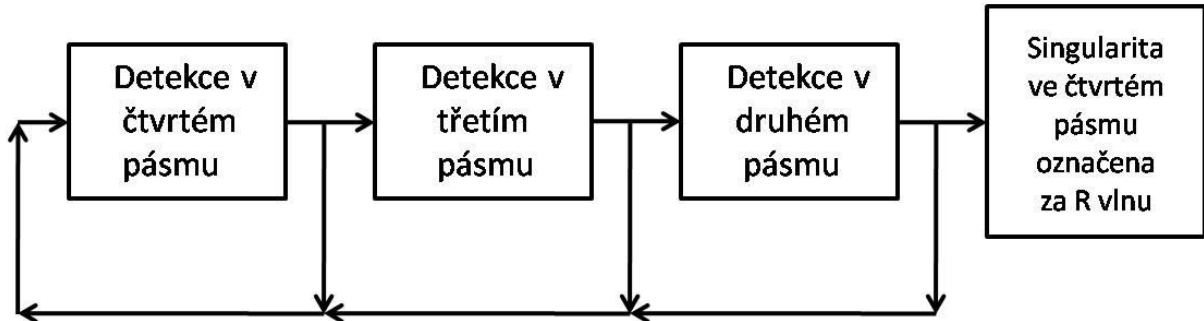
$$a = \frac{n}{2^m}; a \in C \quad (15)$$

přičemž a je celé číslo, n je délka signálu a m je stupeň rozkladu. Tato podmínka je dána vlastnostmi algoritmu pro výpočet redundantní DTWD (Matlab v2009b).

Jelikož některé signály mohou být uloženy ve sloupcových vektorech, je třeba provést transpozici takových signálů, jelikož můj algoritmus pracuje právě s řádkovými vektory. V Matlabu je pro transpozici jednoduchý příkaz $x=x'$; Transpozice se provádí automaticky, pokud je délka prvního sloupce větší než délka prvního řádku.

Z podmínky (15) vyplývá, že vstupní signál musí být beze zbytku dělitelný 2^m , pro pětistupňový rozklad je tento člen roven 32. Této podmínky může být dosaženo přidáním posledního prvku původního signálu na konec tohoto signálu tak dlouho, dokud nebude upravený signál dělitelný beze zbytku podle podmínky (15).

Blok číslo dvě realizuje samotnou redundantní DTWD. K této operaci slouží funkce $swt(x,m,'wavelet')$. Blok číslo tři je nejobsáhlejší a lze ho popsat schématem zobrazeným na Obr. 4.3.



Obr. 4.3 Blokové schéma detekce singularit napříč pásmy.

Detekcí se rozumí nalezení páru maximum/minimum a nebo minimum/maximum a singularity mezi nimi. Páry minima/maxima a maxima/minima jsou detekovány pomocí jednoduchého prahu, založeného na násobku výpočtu směrodatné odchylky přes celou délku signálu. Ze začátku jsem používal práh založený na funkci maximum a minimum přes celou délku signálu. Na radu Ing. Martina Vítka Ph.D jsem vyzkoušel variantu se zmíněnou směrodatnou odchylkou. V průběhu testování na CSE databázi jsem zhodnotil práh se směrodatnou odchylkou jako viditelně lepší variantu. Pro kladný práh jsem zvolil násobek směrodatné odchylky od 1,4 do 1,0. Pro záporný práh jsou zvoleny tytéž hodnoty, ovšem se záporným znaménkem, jelikož směrodatná odchylka je vždy kladná.

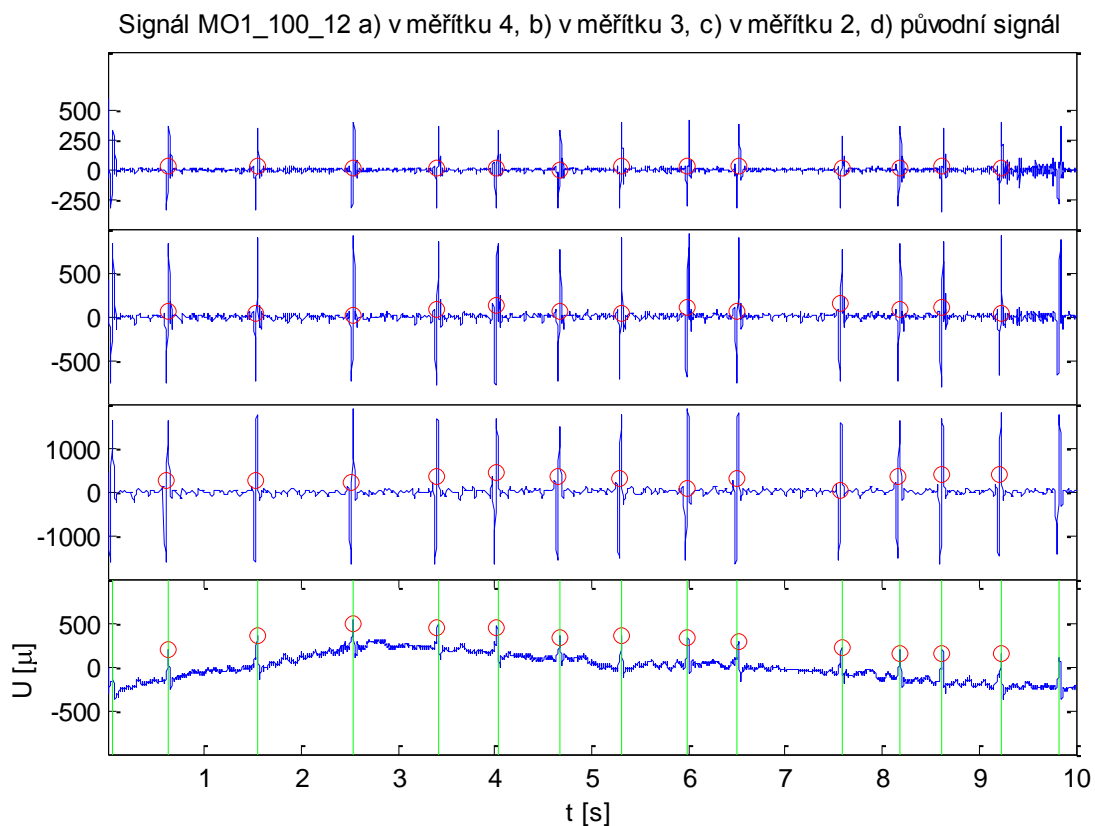
Pokud je nalezena hodnota signálu menší nebo větší než práh, je hledáno minimum či maximum v okně $i:i+okno$. Velikost okna má zásadní vliv na účinnost detektoru. Pro příliš dlouhá okna mohou být některé R vlny v signálu přehlédnuty. Pokud je okno nastaveno na příliš nízkou hodnotu, detektor má naopak tendenci detekovat i P a T vlny. Jako optimální velikost okna jsem zvolil 80 vzorků, tedy 0,16 vteřin pro detektor určený pro testování na databázi CSE. Po nalezení minima či maxima je hledáno maximum či minimum v okně $i+pozice_minima(maxima): i+pozice_minima(maxima)+okno$. Tyto maxima či minima musí být opět větší než práh popsany výše. Pokud je daná dvojice nalezena, hledá se singularita mezi nimi. Pro detekci nuly jsem zvolil metodu zkoumání podílu mezi referenčním prvkem, tedy prvním detekovaným minimem či maximem a prvky následujícími.

Pokud

$$\frac{y(i+l)}{y(i)} \leq 0 \quad (16)$$

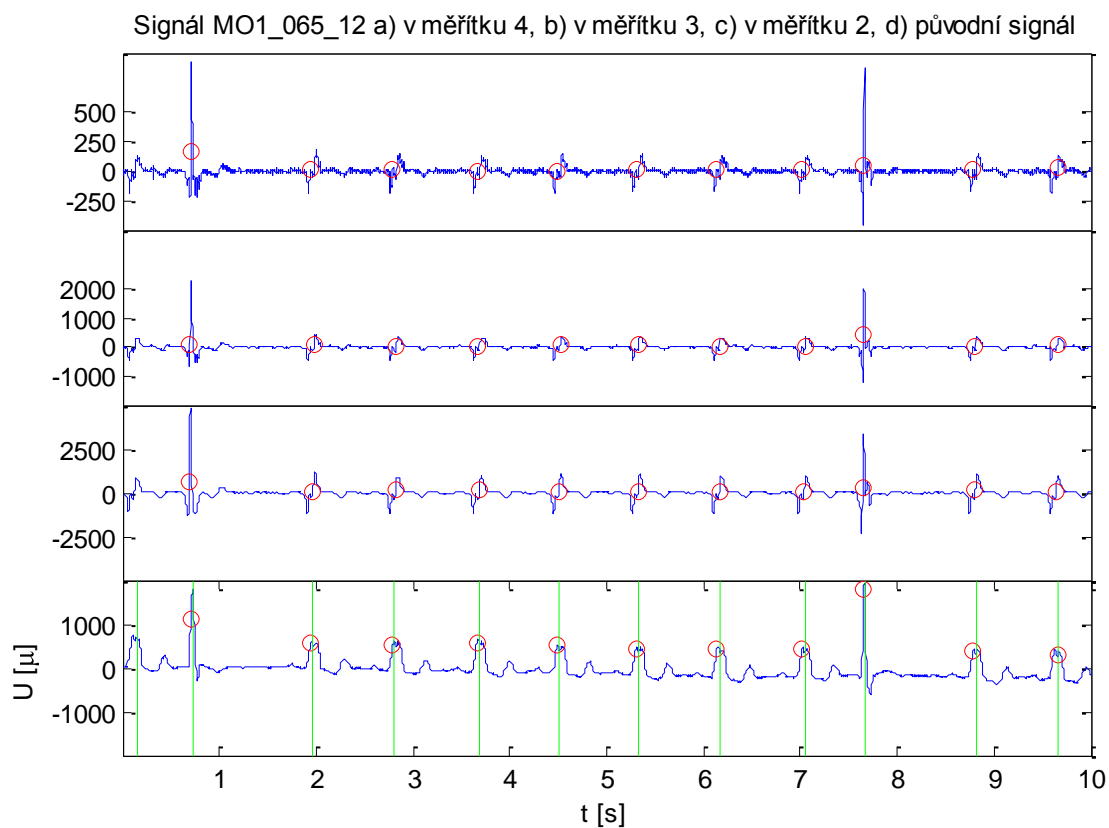
potom se mezi těmito prvky nachází singularita. l značí index ve while cyklu.

Jestliže je singularita nalezena, stejný proces probíhá v pásmu tři a pokud i tam je nalezena singularita, proces je zakončen v pásmu dvě. Pokud je singularita nalezena ve všech pásmech, je označena za R vlnu a této R vlně je přiřazena pozice první singularity a detekce probíhá dále od této pozice. Ve všech ostatních případech začíná proces detekce prvkem následujícím po neúspěšné detekci. Ukázka funkce mého detektoru je zachycena na Obr. 4.4 a Obr. 4.5. Jak je vidět z ukázky, s klesajícím indexem pásma klesá počet detekovaných singularit. Signál MO1_100_12 z CSE databáze, popsán na Obr. 4.4, je příkladem zarušených signálů. Jak je patrné z obrázku, rušení se projevuje napříč všemi pásmy. U tohoto záznamu proběhla detekce neoznačené R vlny bezchybně jen proto, že R vlny v signálu mají dostatečný sklon a dynamiku, a tedy vyvolají dostatečnou odezvu v jednotlivých pásmech.



Obr. 4.4 Signál MO1_100_12 CSE, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS.

Signál MO1_065_12, popsán na Obr. 4.5, je zajímavý velkou šířkou a nízkým sklonem R vln. Mezi těmito atypickými R vlnami se navíc objevují R vlny s fyziologickým tvarem.



Obr. 4.5 Signál MO1_100_12 CSE, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS.

5. Testování na databázi CSE

5.1 Základní informace o databázi CSE

CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography) byl program Evropského společenství, zavádějící určité standardy do automatizovaného měření a zpracování EKG signálu [17]. V rámci tohoto programu vznikla databáze o dvou skupinách, přičemž jedna skupina obsahuje dvanácti svodové záznamy, druhá skupina obsahuje tři svodové záznamy. Obě skupiny jsou dále rozděleny na umělé a originální signály. Vzorkovací frekvence všech signálů je 500 Hz. Jde o 125 deseti sekundových záznamů v rámci každé skupiny [16]. Až na ojedinělé výjimky, ke každému záznamu je předem vyhodnocena sada pozic význačných míst v každé periodě srdečního cyklu.

V rámci dvanácti svodové skupiny s originálními záznamy chybí referenční hodnoty R vln v případě záznamu 67 a 70. K záznamu 67 jsem si dovolil doplnit referenční hodnoty [297, 715, 1136, 1554, 1974, 2393, 2813, 3232, 3650 4070, 4489, 4908] vzorků, jelikož se jedná o bezproblémový signál. Záznam 70 jsem z databáze vyřadil.

5.2 Vlastní testování na databázi CSE

5.2.1 Sensitivita a pozitivní prediktivita

V rámci testování jsem bral zřetel na senzitivitu a pozitivní prediktivitu, jakožto na dva standardní ukazatele úspěšnosti v rámci testování detekčních programů,

$$Sens = \frac{TP}{TP + FN}, P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (17)$$

přičemž TP je počet správně označených R vln, FN je počet chybně neoznačených R vln, FP je počet chybně označených R vln.

Obě hodnoty se pohybují v intervalu nula až jedna včetně. Sensitivita udává, jaké procento R vln bylo programem správně označeno z celkového počtu R vln. Pozitivní prediktivita udává, kolik procent programem označených R vln jsou skutečně R vlny.

5.2.2 Parametry testování

Testování jsem prováděl na dvou programech. První z nich je můj návrh, přímo vnořený do pracovní verze mého detektoru. Druhý byl vytvořen Ing. Martinem Vítkem Ph.D [18]. S jeho laskavým dovolením jsem jeho program použil pro kontrolu mého vlastního programu. Oba testovací programy počítají s možnou odchylkou detekované pozice od skutečné pozice 50 vzorků, tedy s jednou desetinou vteřiny při vzorkovací frekvenci 500 Hz na obě strany.

Mnou navržený testovací program navíc nezapočítává prvních 65 a posledních 150 vzorků, respektive 0,13 a 0,3 vteřin. Toto omezení jsem zavedl kvůli nedokonalosti mého detekčního algoritmu v hraničních oblastech, tedy na začátku a konci signálu. O tyto oblasti jsem se nezajímal, protože hlavní těžiště této práce spočívá na detekci QRS u experimentálních signálů, které jsou nesrovnatelně delší, než signály z CSE databáze. Čas ušetřený na ladění detekce v hraničních oblastech jsem věnoval optimalizaci a vytváření vlastního testovacího programu.

5.2.3 Dosažené hodnoty sensitivity a pozitivní prediktivity

Tab. 5.1 ukazuje absolutní hodnoty programem správně označených R vln (TP), chybně označených R vln (FP) a chybně neoznačených R vln (FN). Hodnoty jsou uvedeny pro všechny použité svody. Tabulka je rozdělena na dvě části. V první části jsou uvedeny hodnoty pro variantu s prahem založeným na směrodatné odchylce všech vzorků signálu, druhá je založena na maximu/minimu z prvků signálu. Jak je uvedeno v kapitole 4, ve finální verzi programu je použito prahování se směrodatnou odchylkou. Výsledky uvedené v Tab. 5.1 a Tab. 5.2 napovídají o příčinách této volby.

Svod	Práh: směrodatná odchylka			Práh: max/min		
	TP	FP	FN	TP	FP	FN
	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]	[-]
I	1416	16	11	1364	56	50
II	1419	14	8	1403	37	11
III	1421	5	6	1347	13	70
aVR	1425	9	2	1404	18	10
aVL	1422	6	5	1362	37	52
aVF	1420	8	7	1376	58	40
V1	1426	3	1	1404	18	10

V2	1424	3	3	1413	5	1
V3	1424	2	3	1406	13	8
V4	1423	1	4	1399	17	15
V5	1417	3	10	1402	21	12
V6	1421	3	6	1408	22	6

Tab. 5.1 Hodnoty TP, FP a FN v jednotlivých svodech.

V Tab. 5.2 jsou uvedeny hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity pro každý z dvanácti svodů. Je patrné, že varianta se směrodatnou odchylkou dosahuje lepších výsledků v drtivé většině svodů. Jediná výjimka se vyskytla ve svodu V2, kde nadprůměrných výsledků dosahují obě varianty, přičemž varianta s prahem na základě maximum/minimum dosahuje svého nejlepšího výsledku.

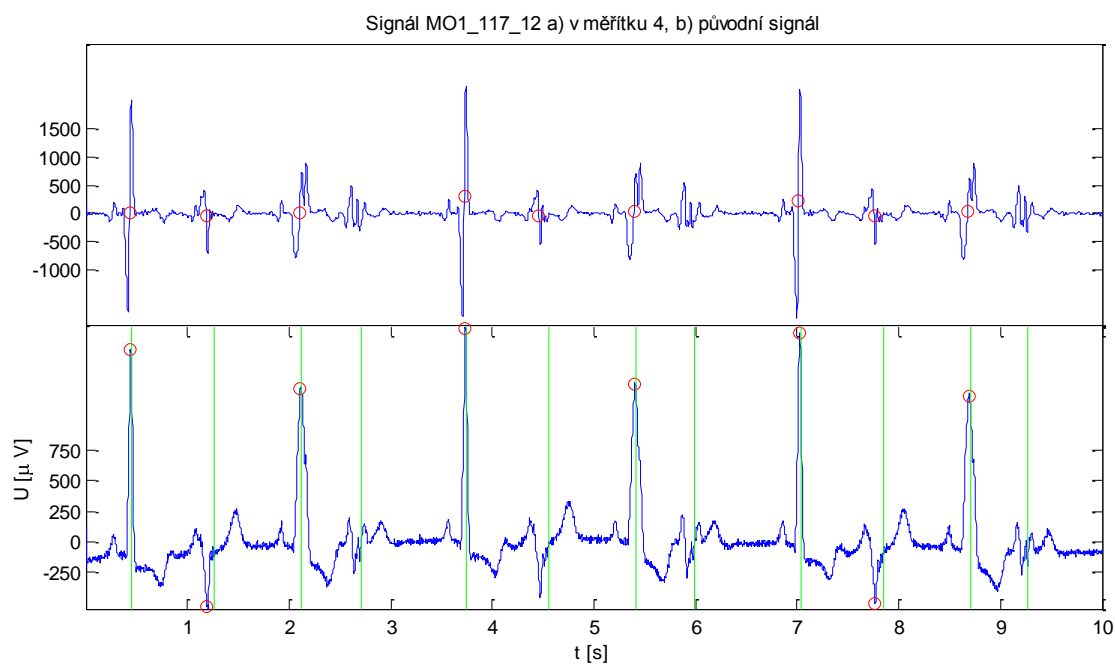
Svod	Práh: směrodatná odchylka		Práh: max/min	
	Senzitivita [%]	Prediktivita [%]	Senzitivita [%]	Prediktivita [%]
I	99,23	98,88	96,46	96,06
II	99,44	99,02	99,22	97,43
III	99,58	99,65	95,06	99,04
aVR	99,86	99,37	99,29	98,73
aVL	99,65	99,58	96,32	97,36
aVF	99,51	99,44	97,18	95,96
V1	99,93	99,79	99,29	98,73
V2	99,79	99,79	99,93	99,65
V3	99,79	99,86	99,43	99,08
V4	99,72	99,93	98,94	98,80
V5	99,30	99,79	99,15	98,52
V6	99,58	99,79	99,58	98,46

Tab. 5.2 Hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity v jednotlivých svodech.

	TP	FP	FN	Senzitivita	Pozitivní prediktivita
	[-]	[-]	[-]	[%]	[%]
Práh:					
směrodatná odchylka	17058	73	66	99,61	99,57
Práh:					
směrodatná odchylka	16688	315	285	98,32	98,15

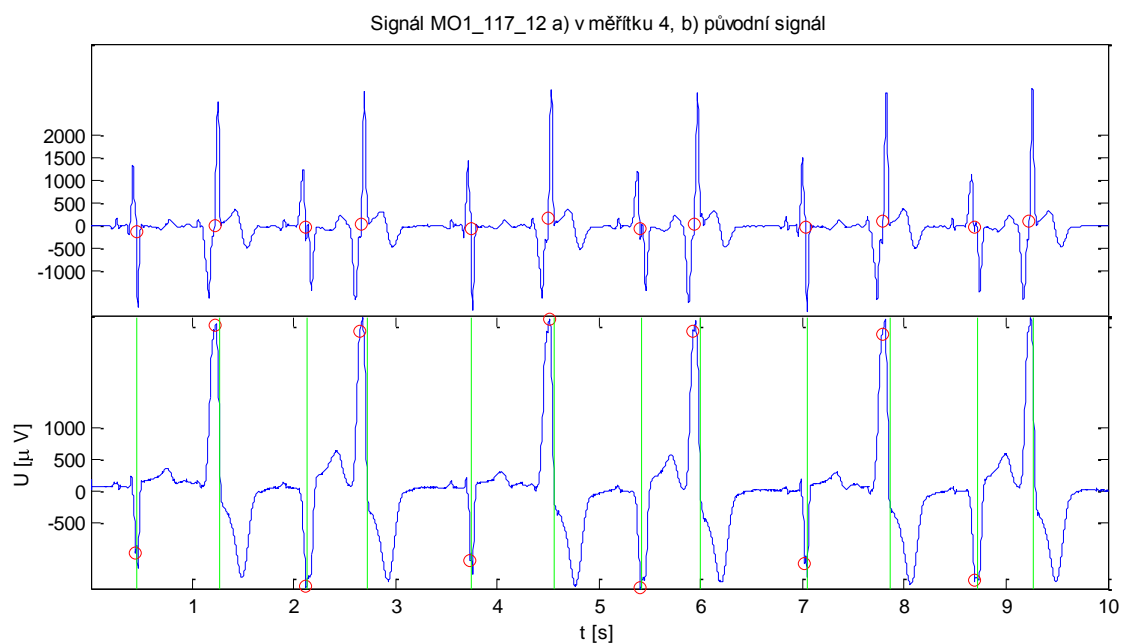
Tab. 5.3 Celkové výsledky detekce přes všechny svody.

Hodnota senzitivity a pozitivní prediktivity napříč svody jedna až dvanáct u algoritmu s použitím směrodatné odchylky je 99,61 % a 99,57 %. Algoritmus s prahováním na bázi maximum/minimum zdaleka nedosahuje takových výsledků, senzitivita a prediktivita této varianty je 98,32 % a 98,15 %. Celkové procentuální hodnoty byly vypočítány ze součtu všech TP, FP a FN. Nejedná se tedy o prostý aritmetický průměr procentuálních hodnot přes všechny svody.



Obr. 5.1 Transformovaný signál v měřítku 4 a originální signál 117 z databáze CSE, svod I. Programem detekovány R vlny označeny kolečkem, referenční pozice označeny zelenou čar

Z Tab. 5.2 vyplývá, že nejhorších výsledků bylo dosaženo ve svodu I. Největší podíl na nízkých hodnotách senzitivity v tomto svodu má záznam číslo 117. Bez tohoto záznamu by vzrostla senzitivita ve svodu I na 99,53 %. Jde o záznam s několika různými tvary QRS komplexu. Na Obr. 5.1 je zobrazen původní signál a jeho vlnková transformace v měřítku 4 ve svodu I. Obr. 5.2 obsahuje stejný signál a jeho transformaci v měřítku 4 ve svodu III.

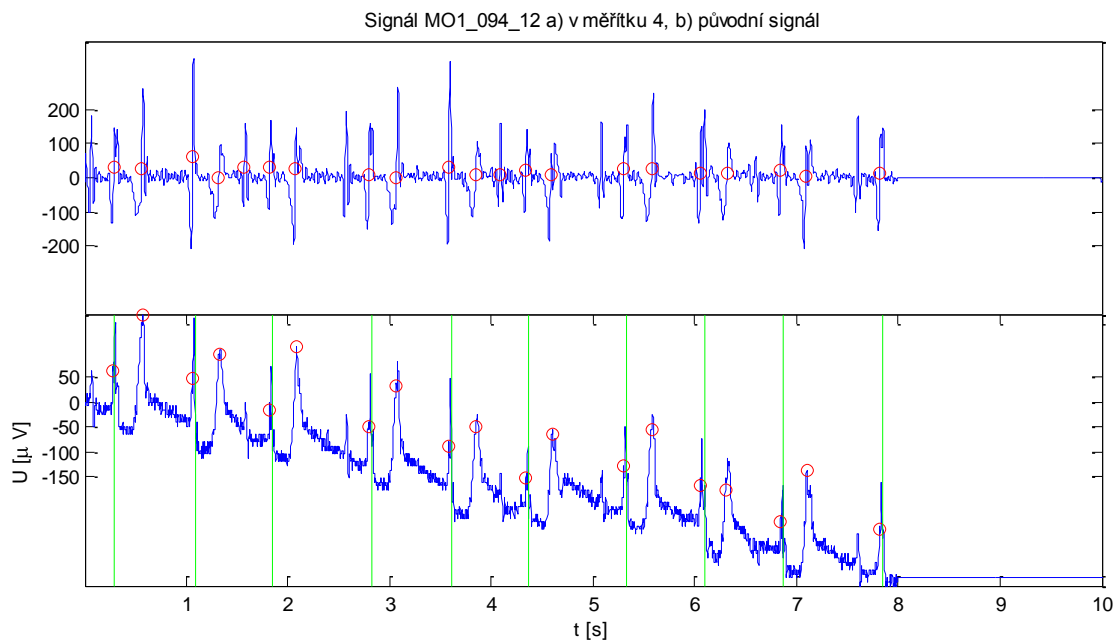


Obr. 5.2 Transformovaný signál v měřítku 4 a originální signál 117 z databáze CSE, svod III. Programem detekovány R vlny označeny kolečkem, referenční pozice označeny zelenou čarou.

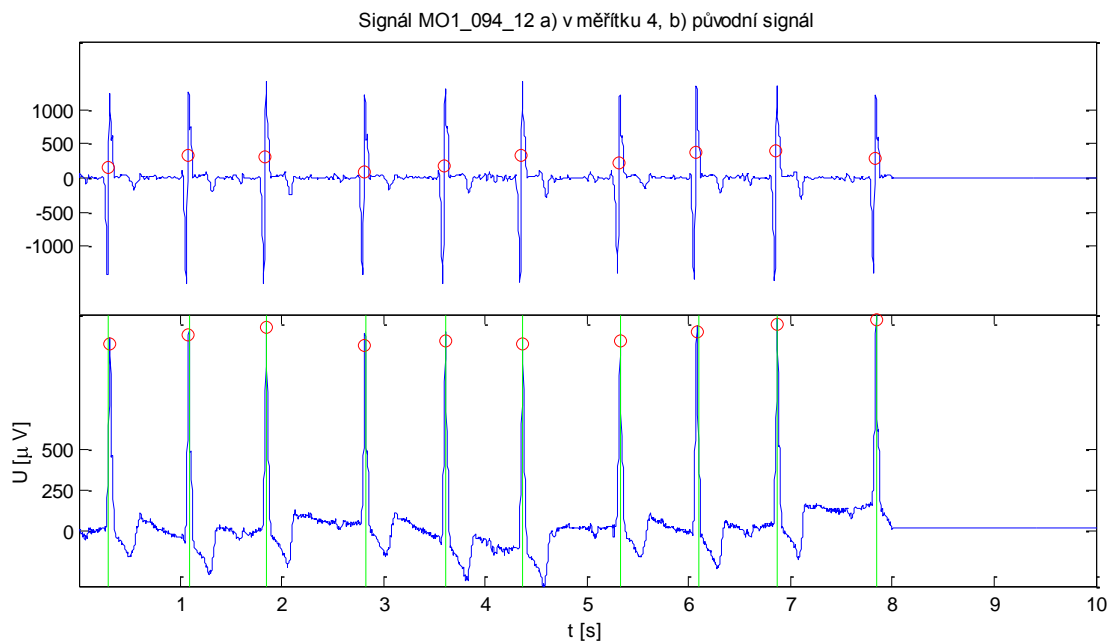
Je patrné, že různorodost morfologie QRS komplexů je zachována, ovšem jejich tvary se značně liší. V případě záznamu ze svodu I mohou být některé transformované QRS komplexy jen těžko detekovány jako pár maximum/minimum či minimum/maximum bez výrazného snížení prahu, které by vedlo ke snížení pozitivní prediktivity v rámci souboru dat.

Hodnotu pozitivní prediktivity ve svodu I snižuje záznam číslo 94. Bez tohoto signálu by prediktivita ve svodu I vzrostla na 99,64 %. Na rozdíl od předchozího příkladu se tentýž záznam v rozdílných svodech neliší jen v morfologii QRS komplexů, ale také v jejich různorodosti v rámci jednoho signálu. Záznam ze svodu II, uvedený na Obr. 5.4, se zdá být jednoduše zpracovatelným signálem bez rušení a modifikací QRS komplexu. Takové tvrzení se ovšem nedá říci o stejném signálu ze svodu I. Kromě dvou velmi ostrých R vln jsou všechny T vlny srovnatelné s R vlnami, a to jak amplitudou, tak trváním. V tomto případě

detekční princip založený na páru maximum/minimum a minimum/maximum selhává, jelikož páry vytvořené R a T vlnami jsou od sebe téměř neodlišitelné.



Obr. 5.3 Transformovaný signál v měřítku 4 a originální signál 94 z databáze CSE, svod I. Programem detekovány R vlny označeny kolečkem, referenční pozice označeny zelenou čarou.



Obr. 5.4 Transformovaný signál v měřítku 4 a originální signál 117 z databáze CSE, svod II. Programem detekovány R vlny označeny kolečkem, referenční pozice označeny zelenou čarou.

5.3 Srovnání dosažených výsledků

Srovnání dosažených výsledků s ostatními autory je obtížný úkol. Na první pohled by se mohlo zdát, že není nic jednoduššího než porovnání statistických údajů jako senzitivita a pozitivní prediktivita a na základě těchto hodnot objektivně rozhodnout o účinnosti jednotlivých zpracování. V této práci samozřejmě budou uvedeny hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity některých vybraných metod. Rád bych se ale také zaměřil na srovnání kvalitativní. Přece jen, rozdílní autoři testují svoje práce na rozdílných databázích za použití rozdílného počtu svodů.

Značný počet zahraničních autorů testuje detekční algoritmy na databázi MIT/BIH, QT či jiných. V literatuře jsem narazil jen na čtyři práce obsahující výsledky testování na CSE databázi [12, 19-21]. Srovnání s prací [12] by mělo největší vypovídající hodnotu, jelikož se jedná o jednosvodovou metodu na bázi redundantní vlnkové transformace. Autor této práce testoval daný detektor na databázích MIT/BIH, QT, ST-T a CSE. Bohužel, z neznámých důvodů tato práce neobsahuje hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity na CSE databázi. Nutno zmínit, že daná práce obsahuje výsledky z rozměrování začátků a konců P a T vln na CSE databázi.

Z prací dalších tří autorů, testujících na CSE databázi, se jen jedna [20] zabývá detekčním algoritmem za použití jednoho svodu. Zbylé dvě práce obsahují algoritmy založené na testování s využitím dvanácti svodů. Druhá část Tab. 5.4 obsahuje výsledky ostatních autorů [5-6, 9-10, 12-13, 15]. Detektor v práci [12] byl testován na všech výše uvedených databázích, navíc autor uvedl hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity pro všechny databáze dohromady, proto je v tabulce uveden celkem třikrát. Práce [15] neobsahuje údaj o pozitivní prediktivitě, proto tento údaj není v tabulce uveden.

V Tab. 5.4 jsou uvedeny počty svodů, které jsou danými algoritmy využívány. Vícesvodové algoritmy jsou přizpůsobovány počtu svodů na vstupu, jelikož rozdílné databáze obsahují záznamy s rozdílným počtem svodů. Senzitivita a pozitivní prediktivita byla popsána výše. Dále tabulka obsahuje údaj o testovací databázi. CSE databáze byla popsána v kapitole 5.1. MIT/BIH databáze obsahuje dvousvodové třicetiminutové záznamy se vzorkovací frekvencí 360 Hz. QT databáze se skládá ze záznamů převzatých z jiných databází, přičemž všechny záznamy jsou převzorkovány na 250 Hz. V posledních dvou sloupcích je uvedena metoda detekce a rok publikace daného detektoru.

Autor	Počet svodů	Senzitivita [%]	Poz. pred. [%]	Typ databáze	Použitá metoda	Rok publikace
Tato práce	1	99,61	99,57	CSE	DTWT	2012
Mehta, Lingayat [19]	12	99,13	99,93	CSE	Nejnižší entropie	2007
Trahanias [20]	1	99,38	99,48	CSE	Matem. morfologie	1993
Chouhan, Mehta [21]	12	98,56	99,18	CSE	Adaptivní prahy	2008
Hamilton, Hopkins [5]	1	99,69	99,77	MIT/BIH	Diference	1986
Köhler, Hennig [6]	1	99,70	99,57	MIT/BIH	Zero crossing	2003
Alfonzo a kol. [10]	1	99,59	99,56	MIT/BIH	Banka filtrů	1999
Zheng, Tai [13]	1	99,94	99,90	MIT/BIH	DTWT	1995
Gutierrez a kol [15]	1	99,52	---	MIT/BIH	DTWT	1998
Martínez a kol. [12]	1	99,80	99,86	MIT/BIH	DTWT	2004
Martínez a kol. [12]	1	99,92	99,88	QT	DTWT	2004
Andreão a kol. [9]	multilead	99,79	99,96	QT	Markov. modely	2006
Martínez a kol. [12]	1	99,66	99,56	*	DTWT	2004

Tab. 5.4 Srovnání výsledků autorů uvedených v této práci s mými výsledky. * bylo použito více databází současně.

Nejhorších výsledků statistických ukazatelů dosahuje detektor [21] s hodnotou senzitivity 98,56 %. Jako jediný z uvedených se pohybuje pod hodnotou 99,00 %.

Co se týče přímého srovnání mého detektoru s ostatními testovanými na databázi CSE, mnou navržený detektor dosahuje nejvyšších hodnot senzitivity a i pozitivní prediktivity. Nutno ovšem dodat, že metoda [20] je více jak devatenáct let stará. Detektor [21] je sice novějšího data, byl ovšem navrhnout jako alternativní pokus s nízkou výpočetní zátěží.

V rámci nepřímého srovnání s detektory testovanými na jiných databázích, mnou zpracovaný detektor dosahuje průměrných, až lehce podprůměrných výsledků. V této kategorii se jako nejúčinnější detektor jeví [13], přičemž se jedná o sedmnáct let starou práci. Jak jsem naznačil výše, srovnávání výsledků v rámci nestejných databází může být zavádějící. V závěru této práce je pár větami rozebráno, jak by bylo možno dosáhnout lepších výsledků.

6. Měření na experimentálních signálech

6.1 Popis způsobu získání experimentálních signálů

Všechny experimentální signály, se kterými jsem pracoval, byly naměřeny na novozélandských králících. Dané záznamy byly pořízeny v rámci zkoumání variability srdečního rytmu a dalších přidružených experimentů [22-24].

Králičí srdce byla po izolaci z těla napojena na Langendorfovou soustavu a ponořena do nádoby s Krebs-Henseleitovým roztokem. Pro samotné měření signálu byly použity tři bezdotykové elektrody umístěny na stěnách nádoby ve směru x, y a z. Délka jednotlivých signálů se pohybuje v rámci jednotek hodin se vzorkovací frekvencí 2000 Hz.

V rámci experimentu byly na izolovaných králičích srdcích prováděny po třiceti minutách kontroly, simulace ischemie, reperfuze, osvětlení, a výplachy. Doby jednotlivých simulací byly zaznamenány a mezi záznamy se liší.

6.2 Výběr experimentálních signálů

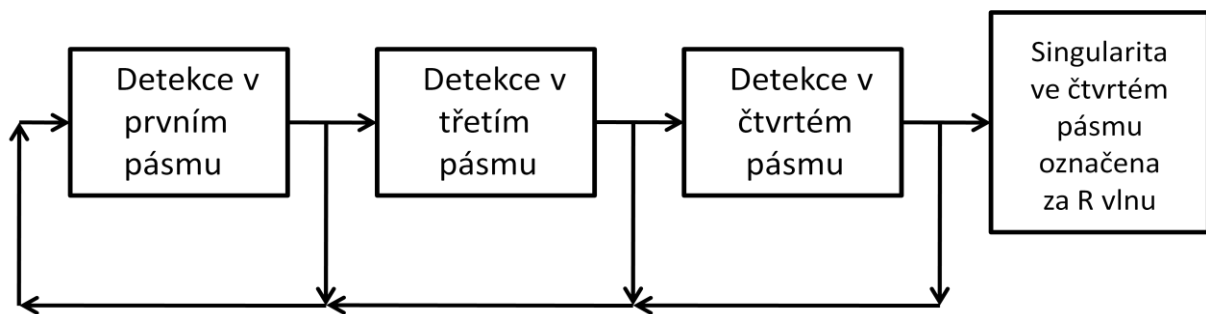
Pro testování mého detektoru na CSE databázi jsem měl k dispozici referenční hodnoty. Mohl jsem tedy kvantitativně srovnávat změny ve výsledcích detekce pro jednotlivé hodnoty prahů, oken a použitých pásem. Pro experimentální signály samozřejmě žádné referenční hodnoty nejsou k dispozici. Musel jsem si tedy vytvořit vlastní učební množinu. V tomto úkolu mi pomohly zaznamenané časy jednotlivých uměle simulovaných změn, následky vyvolaných ischemií, osvětlení, výplachů. Díky těmto časům jsem mohl snáze lokalizovat místa rychlých změn a zajímavých úseků v signálu, v kterých jsem manuálně určil pozice QRS komplexů. Jsem si vědom, že moje schopnosti manuálního rozměrování EKG záznamů jsou omezené. Nicméně jsem se snažil určit dané pozice co nejpřesněji, bez ohledu na to, zda mnou určené pozice budou či nebudou pro detektor snáze detekovatelné.

Na závěr jsem vybral a popsal 29 deseti vteřinových signálů. Většina signálů pochází z prvního svodu. Odhadem se tato množina skládá z poloviny různě patologických záznamů. O diagnostiku těchto záznamů jsem se nepokoušel. Testovací množina obsahuje 421 mnou označených QRS komplexů.

6.3 Modifikace detektoru pro experimentální data

V rámci detekce QRS komplexů u experimentálních dat jsem upravil detektor, který jsem prezentoval výše. Jelikož vzorkovací frekvence daných experimentálních dat je čtyřikrát vyšší než vzorkovací frekvence u dat z CSE databáze, bylo nutno prodloužit okna, což se ukázalo jako velice jednoduchá záležitost. Nejlepších výsledků dosahuje detektor při použití stejné délky oken, jak tomu bylo u předešlé verze detektoru, vynásobené čtyřmi. Samozřejmě jsem zkoušel použít i jiné délky oken, abych si ověřil pravdivost předchozí věty.

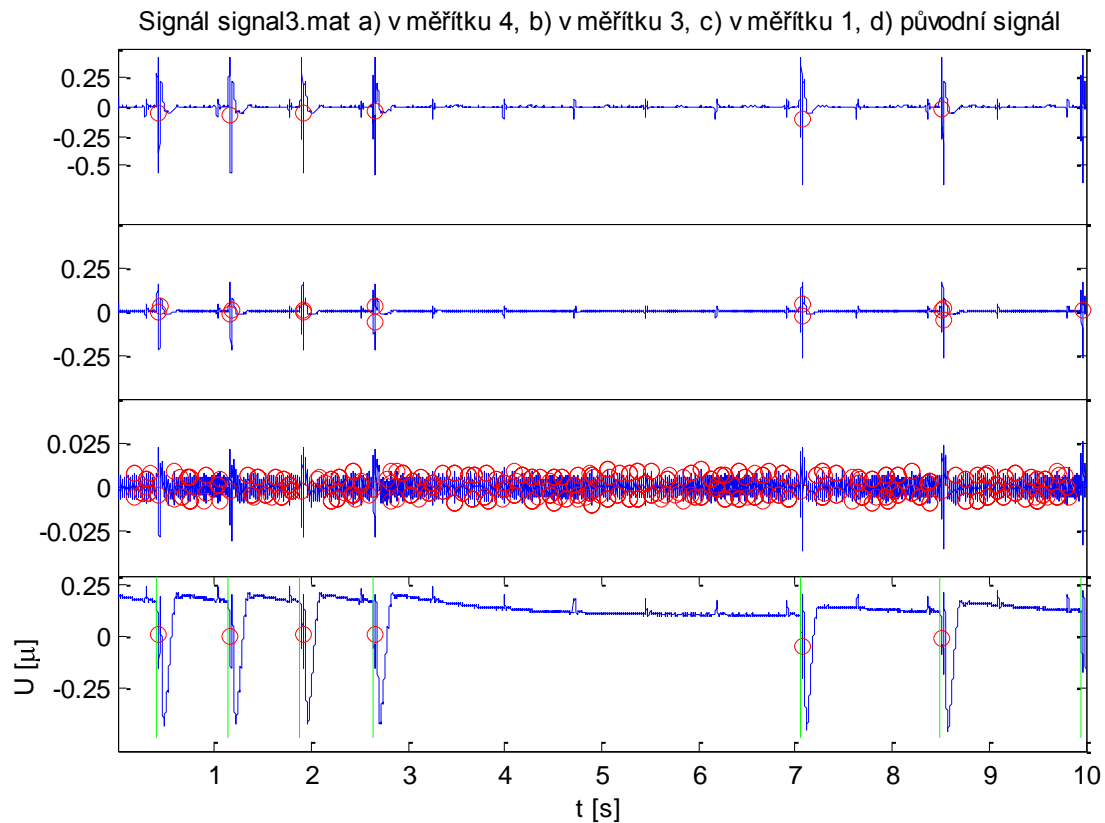
Dále bylo třeba upravit stupeň rozkladu DTWT a výběr pásem, jelikož pětistupňový rozklad a použití pásem 2-4 se zdálo být neefektivní. Vyzkoušel jsem varianty čtyř, pěti, šesti i sedmistupňového rozkladu s kombinací různých pásem. Jako nejlépe pracující variantu jsem shledal šestistupňový rozklad s využitím pásem jedna, tři a čtyři. Schéma je uvedeno na Obr. 6.1.



Obr. 6.1 Schéma zařazení detekčních pásem v detektoru.

Nakonec jsem upravil prahy tak, aby reflektovaly odlišné použití pásem, než je uvedeno výše pro neexperimentální variantu. Jak je zmíněno v kapitole 4, velikosti prahů (násobky směrodatných odchylek) v jednotlivých pásmech mají sestupnou tendenci. V čtvrtém pásmu (prvním detekčním, jak vyplývá z Obr. 6.1) je nastavena nejvyšší hodnota násobku směrodatné odchylky, která se snižuje v dalších detekčních pásmech. Dá se tedy říci, že už v prvním detekčním pásmu jsou vybráni vážní adepti na R vlnu.

Pro experimentální data se zdá být vhodnější jiný model. První detekční pásmo předkládá druhému pásmu obvykle větší počet možných R vln, přičemž další pásma vyberou jen skutečné R vlny. Velký počet kandidátů na R vlnu je způsoben převážně rušením v pásmu jedna v některých záznamech. Extrémní příklad je ukázán na Obr. 6.2.

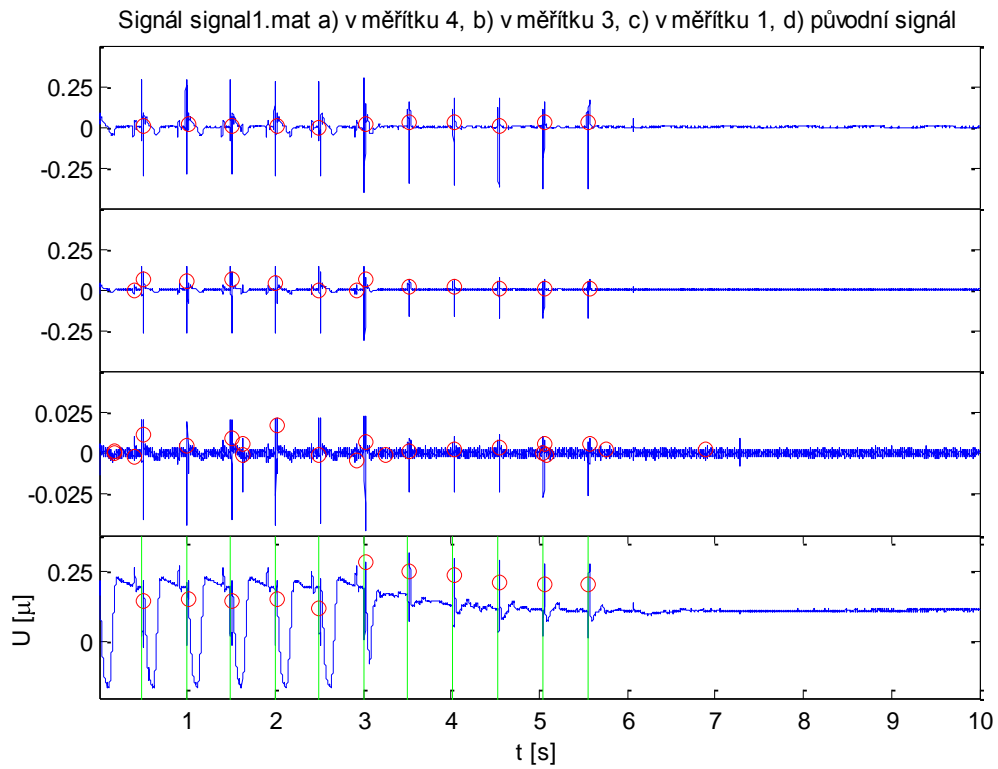


Obr. 6.2 Záznam3, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS.

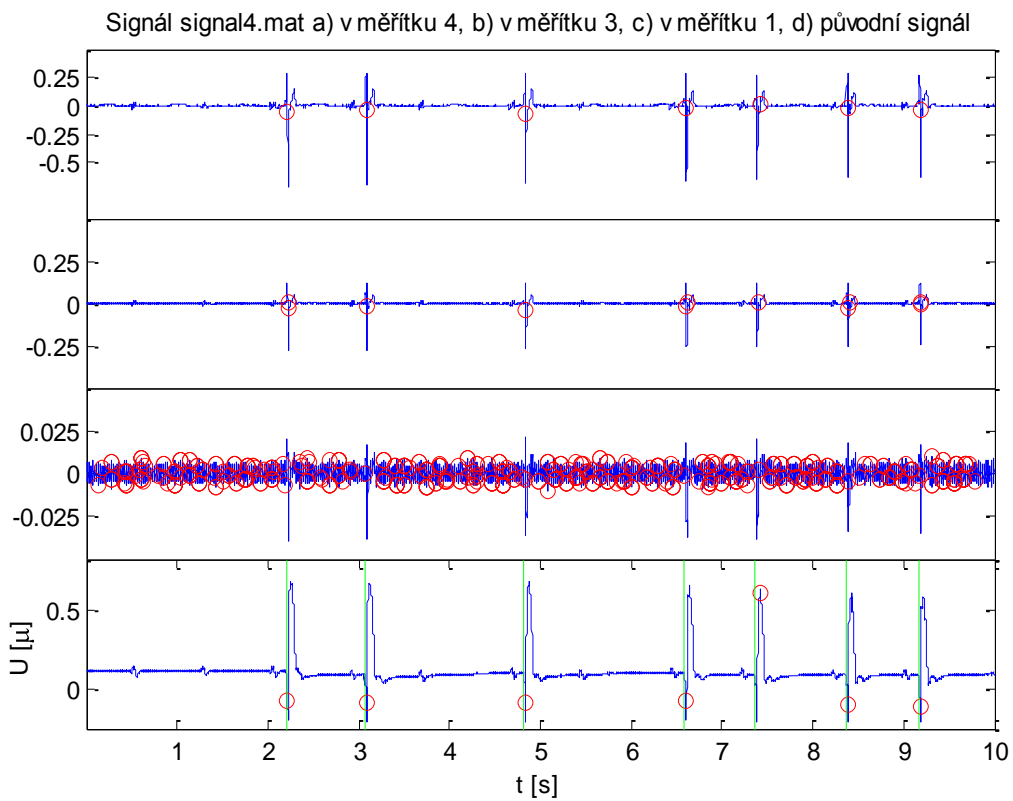
6.3.1 Ukázka některých signálů z testovací množiny a jejich popis

V této podkapitole bych rád uvedl některé signály, které se vyskytují v učební množině. Nutno dodat, že uvedené signály se vyskytují při uměle vyvolaných simulacích. Nejsou v záznamech, se kterými jsem pracoval, běžné. Takové záznamy byly do učební množiny přidány proto, aby v učební množině byly zastoupeny signály různé dynamiky, morfologie R vln, srdeční frekvence a tak dále.

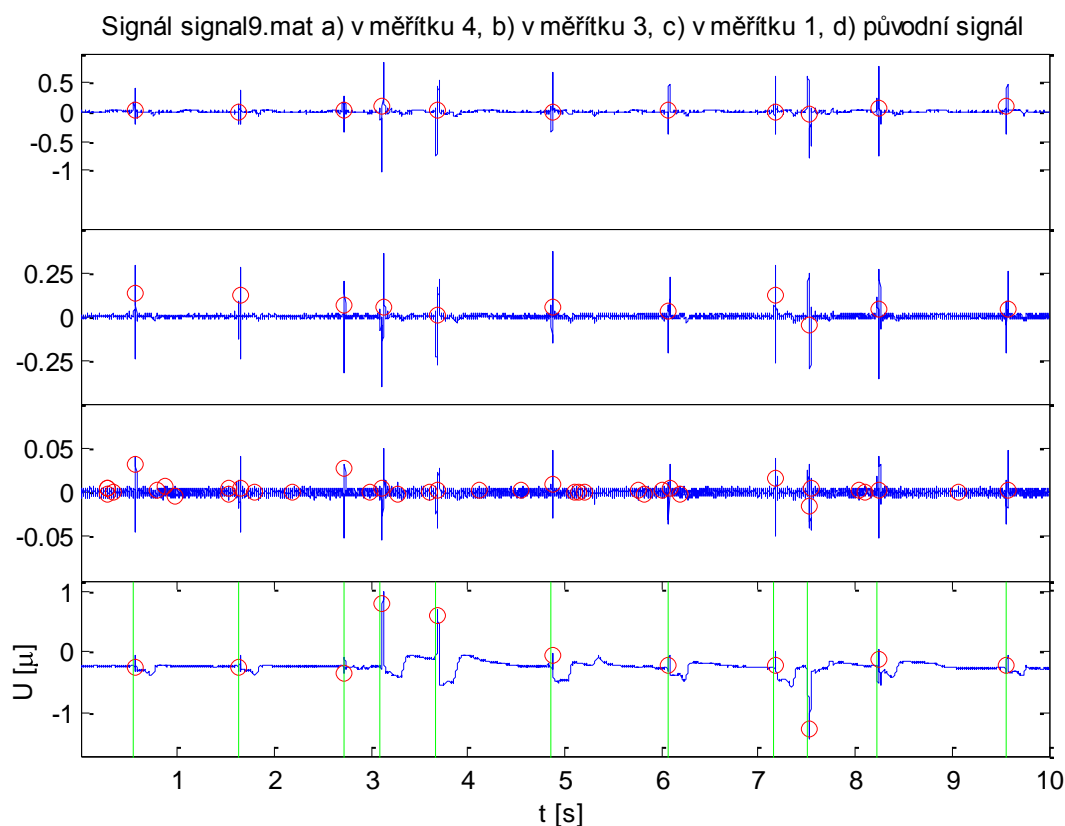
Jak je patrné z Obr. 6.3, od třetí vteřiny záznamu se vytrácí T vlna a velikost R vlny se postupně snižuje. Od šesté vteřiny mizí QRS komplex úplně. Na Obr. 6.4 je zachycena reperfuze, tedy přerušení simulace ischemie. V tomto případě doprovází reperfuzi změna morfologie QRS komplexu. Jak je vidět na Obr. 6.4, T vlna těsně sousedí s QRS komplexem, přičemž amplituda T vlny je daleko vyšší než R vlny. Díky správnému výběru pásem a nastavení prahů se ani takto mohutná T vlna nepodílí na chybné detekci.



Obr. 6.3 Záznam1, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice e detektorem detekované pozice QRS.



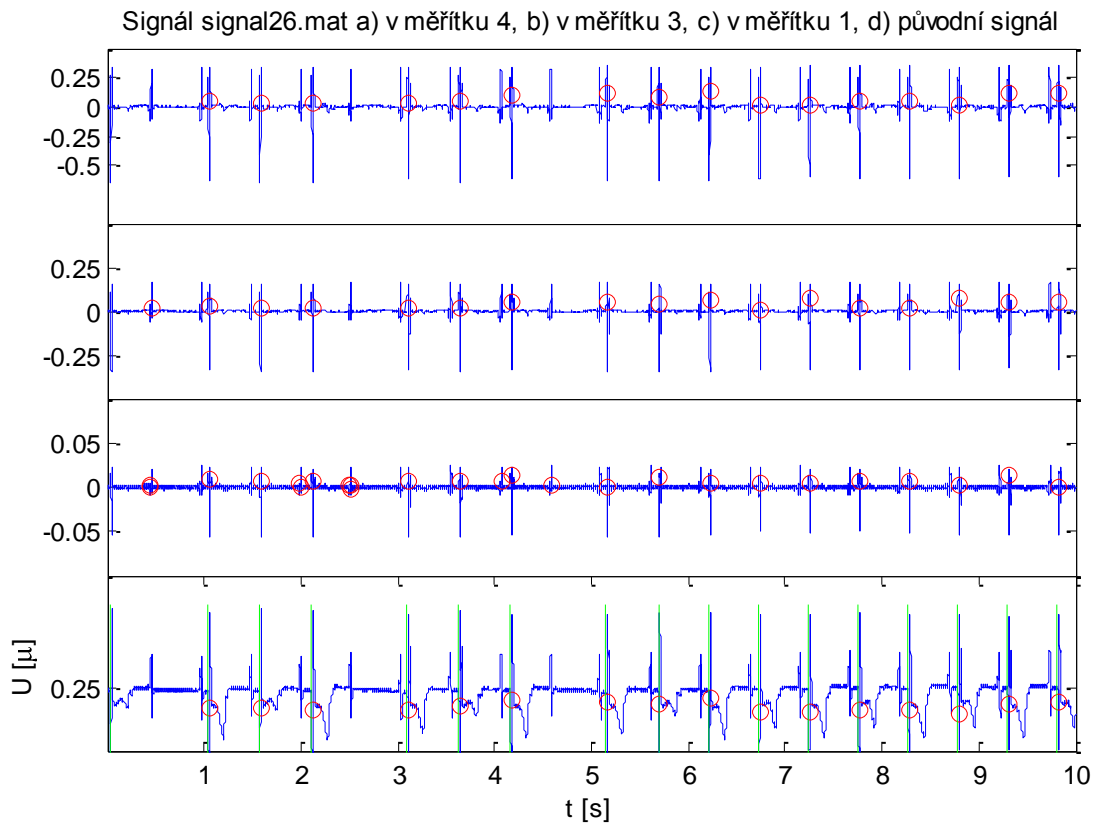
Obr. 6.4 Záznam4, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS



Obr. 6.5 Záznam26, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS.

Dále bych se rád zmínil o záznamu číslo 9, zobrazeném na Obr. 6.5. Na tomto záznamu je na první pohled zajímavý počet alternací QRS komplexu. Nedokážu říci, jaká simulace probíhala v době pořízení tohoto záznamu, jelikož jsem měl nastavený detektor na režim náhodného prohlížení. Dohledávání probíhalo zpětně přes proměnné uložené ve Workspace.

Jako poslední bych v této kapitole uvedl záznam číslo 26, jakožto jeden z nejproblémovějších signálů na zpracování, se kterým jsem se u experimentálních dat setkal. Jen velice těžko se prováděla optimalizace prahů tak, aby tento záznam nedosahoval nízkých hodnot pozitivní prediktivity a přitom byla zachována vysoká hodnota senzitivity u ostatních signálů. Tento fakt je způsoben častými extrasystolami, jejichž sklon a částečně i tvar je téměř totožný s jednotlivými R vlnami. Ukázka je uvedena na Obr. 6.6.



Obr. 6.6 Záznam26, od hora: pásmo 4, pásmo 3, pásmo 1, původní signál. Zelené čáry označují referenční pozice QRS, červené kružnice detektorem detekované pozice QRS.

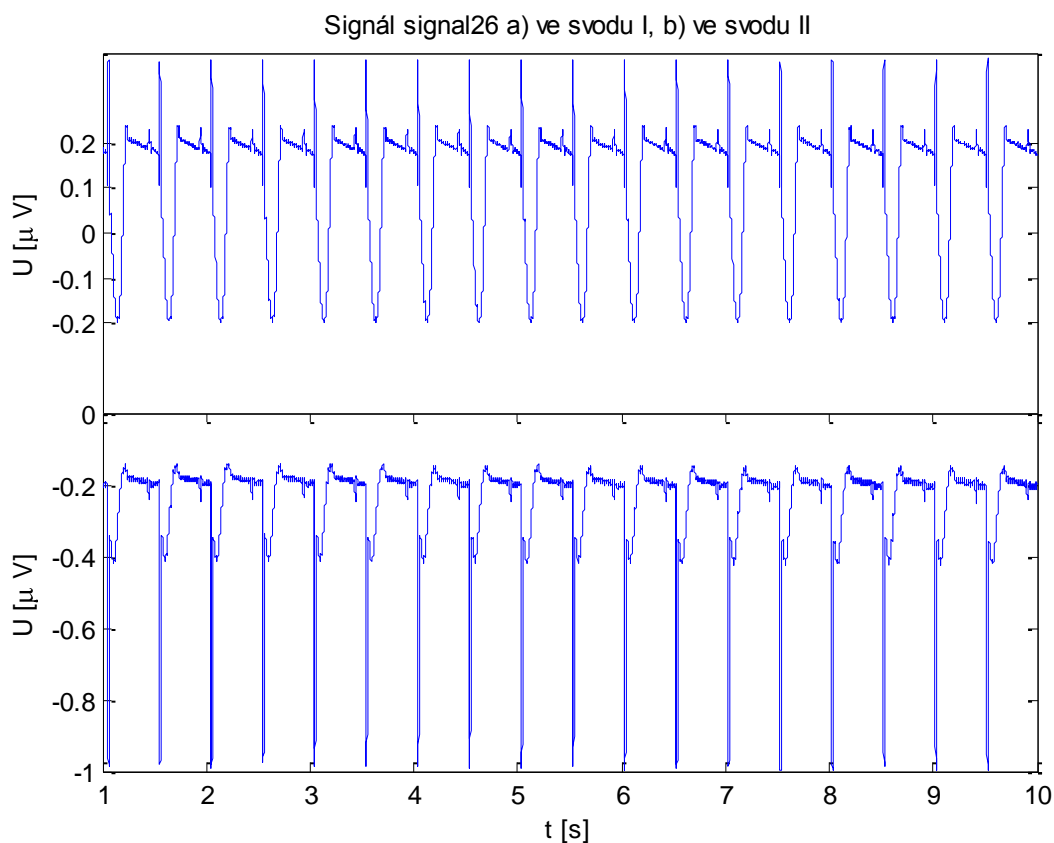
6.4 Dosažené výsledky na experimentálních datech

Jako cíl jsem si předem stanovil hranici 98 % senzitivity a pozitivní prediktivity na mnou vybraných a rozměřených záznamech. Pro neexperimentální záznamy by taková hodnota zmíněných dvou statistických ukazatelů byla jistě braná za nedostatečnou. Jak jsem již ale zmínil výše, testovací množina se skládá z poloviny patologických záznamů, proto jsem si zvolil za cíl nižší hodnotu zmíněných ukazatelů. Na testovací množině jsem dosáhl hodnoty senzitivity i pozitivní prediktivity 99,26 %. Nicméně toto číslo nemá žádnou vypovídající hodnotu, jelikož jsem v podstatě optimalizoval detektor právě pro množinu těchto učebních záznamů.

Užitečnější informaci přináší hodnota senzitivity a pozitivní prediktivity pro rozšířenou učební množinu, kterou budu dále nazývat testovací množinou. Tato testovací množina se skládá ze stejných záznamů, ovšem ze všech tří svodů. Zde musím upozornit, že se nejedná o 87 různých, na sobě zcela nezávislých signálů. Dá se ale říci, že i v rámci stejného záznamu se od sebe mnou zpracovávané experimentální signály značně liší. Příklad

je uveden níže na Obr. 6.7 Na dané testovací množině jsem tedy dosáhl hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity 98,47 % a 98,95 % (TP=1033, FN=16, FP=11).

Parametry pro testování účinnosti jsou podobné parametrům pro neexperimentální záznamy. Do celkových hodnot TP, FN a FP se nepočítá první 0,15 s a poslední 0,27 s. Programem detekované pozice R vln mohou být od referenčních vzdáleny 0,1 s v obou směrech. Pokud je tomu tak, programem detekovaná pozice je ohodnocena jako TP.



Obr. 6.7 Ukázka záznamu číslo 2 ve svodu jedna a dva.

6.5 Diskuze nad dosaženými výsledky

Jak jsem se již zmínil výše, detektor dosáhl hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity 98,47 % a 98,95 %. Tyto výsledky se bohužel nedají srovnat s výsledky jiných autorů. Proto se pustím do popisu čistě kvalitativního.

Hodnoty statistických ukazatelů jsou větší než ty, které jsem si na začátku práce s experimentálními daty sám určil. Samozřejmě je zde opodstatněná námitka nad dosaženými výsledky. Je jednodušší optimalizovat detektor na množině, která bude následně testována, i když se bude jednat o jiné svody. Bylo by možné náhodně vybrat například 100 deseti vteřinových záznamů, rozměřit je a následně na nich provést zcela nezávislé testování.

Je nutné si ovšem uvědomit, že vytváření referenčních pozic v signálu je časově velice náročná činnost. Z tohoto důvodu jsem využil pouze jednu sadu referenčních hodnot a použil ji pro více svodů.

Dosažené hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivity se nedají zobecnit pro celý soubor dat navíc i proto, že v daných experimentálních datech se vyskytuje většina úseků s nízkou úrovní zašumění, neměnicí se dynamikou signálu a výškou amplitudy. Jednoduše řečeno, většina úseků je snáz rozměřitelná. Tuto domněnku mám doloženou jen empiricky. A to tak, že jsem náhodně vybíral deseti vteřinové úseky z celého souboru dat a ze zhruba třiceti náhodných výběrů byl jen jeden detekčně komplikovaný. Tento záznam je zobrazen výše, na Obr. 6.5.

7. Závěr

V rámci bakalářské práce jsem se seznámil s teoretickými základy vlnkové transformace a užití této transformace k navržení jednosvodového detektoru QRS komplexu. Dále jsem nastudoval i jiné metody zabývající se touto problematikou a alespoň okrajově popsal.

Následně jsem navržený detektor otestoval na CSE databázi, přičemž jsem dosáhl hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity 99,61 % a 99,57 %. Dosažené výsledky jsem porovnal s výsledky jiných autorů, přičemž v oblasti testování na CSE databázi dopadl můj detektor nejlépe. Co se týče porovnání výsledků se všemi uvedenými autory napříč databázemi, musím konstatovat, že můj detektor dosáhl spíše podprůměrných hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity. Jak bylo ovšem zmíněno výše, srovnávání výsledků mezi různými databázemi nemusí být zcela korektní.

Jako poslední přišla na řadu úprava detektoru pro využití na experimentálních záznamech. V rámci optimalizace jsem upravil velikosti prahů, oken a hlavně změnil posloupnost měřítek, stejně tak jako stupeň rozkladu signálu. Pro účel optimalizace jsem si vytvořil učební množinu a manuálně určil referenční pozice R vln. Z této učební množiny jsem vytvořil množinu testovací přidáním signálů z dalších pásem. Nerozměřitelné signály jsem vynechával.

Na této testovací množině dosáhl detektor hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity 98,47 % a 98,95 %. Nicméně tyto výsledky v sobě nenesou informaci o kvalitě detektoru, jelikož k nim není přímé ani nepřímé srovnání.

8. Použitá literatura

- [1] S. Silbernagl, A. Despopoulos. Atlas fyziologie člověka. 6. vyd. Praha:Grada Publishing a.s.2004. 435s. přeloženo: E Trávníčková a kol. ISBN 80-247-0630-X.
- [2] F. Lombardia, T. H. Makikallio, R. J. Myerburg, H. V. Huikuri. Sudden cardiac death: role of heart rate variability to identify patients at risk.[HTML dokument]. ELSEVIER (2001). Dostupný na < <http://cardiovascres.oxfordjournals.org/content/50/2/210.full.pdf+html>>.
- [3] N. M. Arzeno, Z. D. Deng, C. S. Poon, Analysis of First-Derivative Based QRS Detection Algorithms. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 55, NO. 2, FEBRUARY 2008.
- [4] B. U. Köhler, C. Hennig, R. Orglmeister. The Principles of Software QRS Detection. Department of Electrical Engineering, Biomedical Electronics Group, Berlin University of Technology. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY January/February 2002.
- [5] P. S. Hamilton, W. J. Tompkins. Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-33, NO. 12, DECEMBER 1986.
- [6] B. U. Köhler, C. Hennig, R. 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.
- [7] R. Silipo, C. Marchesi. Artificial Neural Networks for Automatic ECG Analysis. IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING, VOL. 46, NO. 5, MAY 1998.
- [8] S. M. Jadhav, S. L. Nalbalwar, A. A. Ghatol. ECG Arrhythmia Classification using Modular Neural Network Model. Kuala Lumpur, Malaysia, November/December 2010. Conference on Biomedical Engineering & Sciences (IECBES 2010).
- [9] R. V. Andreão, B. Dorizzi, J. Boudy. ECG Signal Analysis Through Hidden Markov Models. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 53, NO. 8, AUGUST 2006.
- [10] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen, S. Luo. ECG Beat Detection Using Filter Banks. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 46, NO. 2, FEBRUARY 1999.

- [11] J. Kozumplík. Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Habilitační práce. 2004.
- [12] J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, Ana P. Rocha, P. Laguna. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 51, NO. 4, APRIL 2004.
- [13] C. Li, C. Zheng, C. Tai. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 42, NO. 1, JANUARY 1995.
- [14] J.S. Sahambi', S.N. Tandonz R.K.P. Bhatt. Using Wavelet Transforms for ECG Characterization. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY January/February 1997.
- [15] A. Gutierrez, PR Hernandez, M Lara, SJ Perez. A QRS Detection Algorithm Based on Haar Wavelet. CINVESTAV del IPN, Mexico D.F., Mexico. IEEE Computers in Cardiology Vo125 1998.
- [16] J.L. Willems,. Common Standards for Quantitative Electrocardiography. Div. of Medical Informatics. December 17, 1990
- [17] J. Fayn, P. Rubel, P. W. Macfarlane. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images?. INSA-Lyon. France. Journal of Electrocardiology 40 (2007).
- [18] M. Vítek, J. Kozumplík. Software pro testování detektorů QRS na databázi CSE. Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické, Brno, CZ. URL: <http://www.ubmi.feec.vutbr.cz/vyzkum-a-vyvoj/produkty>.
- [19] S.S Mehta, N. S.Lingayat. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. Signal Processing Volume 87, Issue 12, December 2007.
- [20] P. E. Trahanias. An Approach to QRS Complex Detection Using Mathematical Morphology. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL 40, NO. 2, FEBRUARY 1993.
- [21] V.S. Chouhan, S.S. Mehta. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.8 No.1, January 2008.

- [22] M. Ronzhina, O. Janousek, P. Scheer, M. Novakova, I. Provaznik, J. Kolarova. Determination of the Frequency Bands for Heart Rate Variability: Studies on the Intact and Isolated Rabbit Hearts.. *Computing in Cardiology* 2010;37:927–930.
- [23] O. Janoušek, M. Ronzhina, P. Scheer, M. Nováková, I. Provazník, J. Kolářová. HRV in Isolated Rabbit Hearts and In Vivo Rabbit Hearts *Computing in Cardiology* 2010;37:923–926.
- [24] J. Kolarova, O. Janousek, M. Novakova, K. Fialova, I. Provaznik. Influence of Ischemia and Reperfusion Duration on Left Ventricular Depolarization in Isolated Rabbit Hearts Registered by Optical Method. *Computers in Cardiology* 2009;36:525–528.