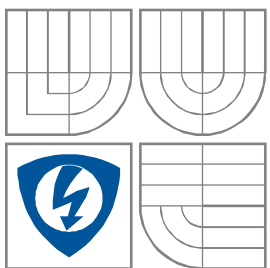


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

OPTIMÁLNÍ DETEKCE KONCE VLNY T V SIGNÁLECH EKG

OPTIMAL DETECTION OF THE TWAVE END IN ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

PATRIK LORENC

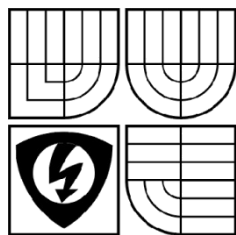
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. MARTIN VÍTEK

SUPERVISOR

BRNO, 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Lorenc Patrik

Ročník: 3

ID: 72418

Akademický rok: 2010/11

NÁZEV TÉMATU:

Optimální detekce konce vlny T v signálech EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

BB2E: Seznamte se základními principy vlnkové transformace, a souvisejícími funkcemi v Matlabu. Nastudujte základní morfologii vlny T v signálech EKG a navrhnete metodu detekce jejího konce, včetně blokového schématu metody.

BBCE: Vytvořte modely různých variant vln T v Matlabu a detekujte jejich konce s využitím navržené metody a různých typů mateřských vlnek. Výsledkem testování by mělo být nalezení optimální mateřské vlnky pro detekci konce vlny T.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LI, C., ZHENG, C., TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1995, vol. 42, no. 1, p. 21-28.

[2] MARTINEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, vol. 51, no. 4, p. 570-581.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

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 následku 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 c.40/2009 Sb..

Abstrakt:

Tato práce se zabývá optimální detekcí konce vlny T v EKG signálech, která využívá metodu vlnkové transformace. Metoda vlnkové transformace je dnes poměrně dost užívaná, protože v praxi dosahuje dobrých výsledků. Cílem práce je obecné seznámení s EKG signálem, vlnkovou transformací a také s metodou a realizací detekce konce T vlny.

Klíčová slova:

EKG, vlnková transformace, T vlna, detekce konce T vlny

Abstract:

This work deals with the optimal detection of the T wave end in ECG signals, which uses the method of wavelet transform. Method of wavelet transform is now used quite a lot, because in practice it achieves good results. The aim of this work is a general introduction to ECG signal, wavelet transforms, and also with the method and realization of the T wave end detection.

Key words:

ECG, wavelet transform, T wave, T wave end detection

LORENC, P. *Optimální detekce konce vlny T v signálech EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky, 2010. 39 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Optimální detekce konce vlny T v signálech EKG 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 28. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 28. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Elektrokardiogram	2
2.1	Historie EKG	2
2.2	EKG Obecně.....	2
2.3	Vznik a průběh EKG signálu.....	2
2.3.1	Vlna P	4
2.3.2	QRS komplex.....	4
2.3.3	Vlna T.....	5
2.3.4	Patologická vlna T:.....	6
2.4	Záznam elektrokardiogramu	6
2.4.1	Standardní bipolární končetinové svody (I, II a III).....	7
2.4.2	Unipolární končetinové svody (aVR, aVL a aVF).....	7
2.4.3	Unipolární hrudní svody (V_1 až V_6).....	7
2.4.4	Frankův korigovaný ortogonální systém	7
3	Vlnková transformace.....	8
3.1	Vlnková transformace spojitá.....	8
3.2	Vlnková transformace diskrétní	9
3.3	Reálná dyadická vlnková transformace s diskrétním časem.....	9
4	Metody detekce	11
4.1	Vlnkové metody.....	11
4.2	Ostatní metody.....	12
5	Realizace detekce konce T vlny u namodelovaných T vln	13
5.1	Modelování T vln	13
5.2	Detekce konce T vlny na namodelovaných vlnách	14
5.3	Zhodnocení výsledků detekce	15
6	Návrh a realizace detekce konce T vlny	17
6.1	Typy algoritmu pro detekci	17
6.2	Použité mateřské vlnky.....	18
6.2.1	Haarova vlnka	18
6.2.2	Vlnky Daubechies	19
6.2.3	Biorthogonální vlnky	20
6.2.4	Vlnky symlets	21
6.3	Princip detekce QRS komplexu	21
6.4	Princip detekce konce vlny T	24
6.5	Ukázky detekce konce T vlny	27

6.5.1	Detekce vlnkou bior1.3.....	28
6.5.2	Detekce vlnkou bior1.5.....	29
6.5.3	Detekce vlnkou db2.....	30
6.5.4	Detekce vlnkou haar.....	31
6.5.5	Detekce vlnkou sym2.....	32
6.5.6	Zhodnocení ukázek detekce.....	33
6.6	Standardní databáze EKG signálů CSE.....	33
6.7	Zhodnocení úspěšnosti detekce.....	34
6.8	Srovnání metod detekce.....	35
7	Závěr.....	36
	Použitá literatura.....	37
	Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	39

1 Úvod

Vlnková transformace je dnes hodně využívána pro analýzu EKG signálů. Je hodně oblíbená, jelikož dosahuje poměrně dobrých výsledků, jak při analýze, tak i při filtraci různých signálů a obrazů. Právě proto budeme využívat tuto metodu v této práci.

Cílem bakalářské práce je seznámení s EKG signálem obecně, také s vlnkovou transformací. Dozvíte se zde základní principy vlnkové transformace. O spojité, diskrétní ale také o dyadické vlnkové transformaci.

Je zde popsán způsob detekce konce T vlny, jehož výstupem je soubor hodnot, které jsou dále srovnávány s jinými významnými metodami. Detekujeme EKG signály z databáze CSE ale i vlastní namodelované T vlny. Dozvíme se, jak používat vlnkovou transformaci, mateřské vlnky a jak namodelovat vlny T v programu MATLAB.

Hlavním cílem je navrhnout a realizace způsobu detekce konce T vlny s využitím právě zmiňované vlnkové transformace. A také zkoumání výsledků detekce mateřských vlnek a nalezení nejvhodnější vlnky pro detekci konce T vlny.

Praktická část je zaměřena na vytvoření programu v prostředí MATLAB. Program získává za pomoci mateřských vlnek transformovaný signál EKG a dále z něj získá výsledný konec T vlny.

2 Elektrokardiogram

Hlavním cílem této kapitoly je seznámení EKG. S jeho historií, vznikem, průběhem a zaznamenáváním. Jsou zde popsány základní vlny a kmity v EKG signálu, blíže pak vlna T. Také jsou zde stručně popsány svody a snímání EKG.

2.1 Historie EKG

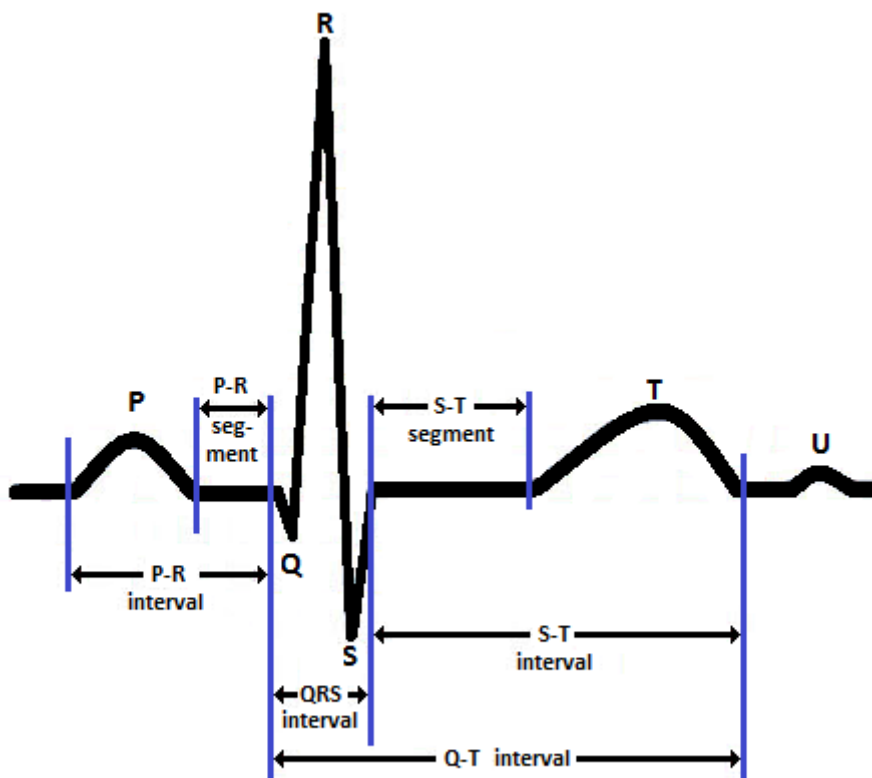
Zakladatelem elektrokardiografie je holandský fyziolog Willem Einthoven (1860 – 1927), který dostal v roce 1924 Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii „za objev mechanismu elektrokardiogramu“. V roce 1903 se mu podařilo sestavit strunový galvanometr, kterým během pěti let provedl více jak 5000 záznamů elektrické aktivity srdce, tedy elektrokardiogramů. Jeho práce přinesly mnoho informací o činnosti srdce, daly základ elektrokardiografii, jako rutinní vyšetřovací metodě.[4]

2.2 EKG Obecně

Je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou. Záznam je pořízen elektrokardiografem, který snímá aktivitu pomocí vodičů připevněných na různých místech na těle. Výsledky bývají zaznamenávány na speciální papír jako tzv. EKG křivka. Signál se šíří ze srdeční svaloviny poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován, proto můžeme signál zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu.

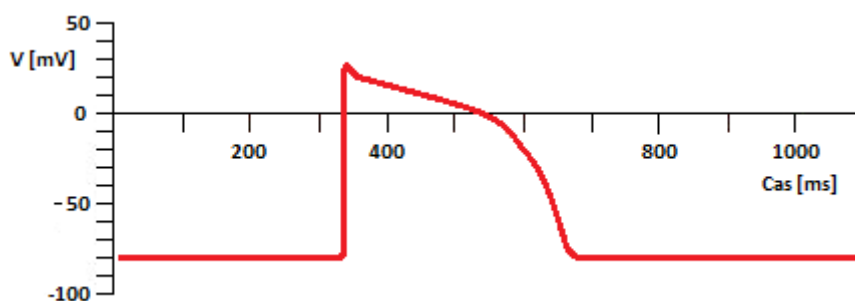
2.3 Vznik a průběh EKG signálu

Impuls vzniká v tzv. sinoatriálním (SA) uzlu v oblasti pravé předsíně, odkud se šíří dál. Tento primární signál je natolik slabý, že jej při běžném záznamu EKG prakticky nezaznamenáme. První vlna signálu, kterou můžeme na EKG záznamu vidět, je vlna P, která vzniká při depolarizaci předsíní. Repolarizaci předsíní na EKG nemůžeme rozpoznat, protože biosignál je stíněn daleko vyšším signálem, který pochází od depolarizace komor. Tento signál je charakterizován komplexem vln QRS. Další vlna T svědčí o repolarizaci komor.



Obr. 1 Rozdělení vln a kmitů na EKG signálu

Na povrchu buněčných membrán můžeme změřit akční potenciál cca +30 mV, v normálním stavu je potenciál cca -90 mV. Jednotlivé elementární membránové biopotenciály tvoří dipóly, které se dají sečíst, a z nich pak dostaneme jeden výsledný vektor, který je vícerozměrný a časově proměnný. Tento záznam pak nazýváme elektrokardiogramem v jednotlivých svodech.



Obr. 2 EKG - akční potenciál

2.3.1 Vlna P

Vzniká při depolarizaci síní. Většinou bývá pozitivní (nad izoelektrickou linií) a kulovitěho tvaru. Její délka dosahuje maximálně 0,1 s a výška je něco kolem 2,5 mm (0,25 mV). Vlna P chybí nejčastěji při fibrilaci síní, dále může chybět při flutteru (kmitání síní je méně časté, než fibrilace zato nebezpečnější) síní SA bloku, komorové a supraventrikulární tachykardie fibrilace a flutteru komor středního junkčního (nodálního) rytmu.

2.3.2 QRS komplex

Vzniká při depolarizaci komor a je sestaven z třech kmitů (Q, R, S). Obvykle při normálním stavu má délku 0,06 – 0,1s. Kmity Q a S jsou negativní (pod izoelektrickou linií) a R je pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií).

Kmit Q

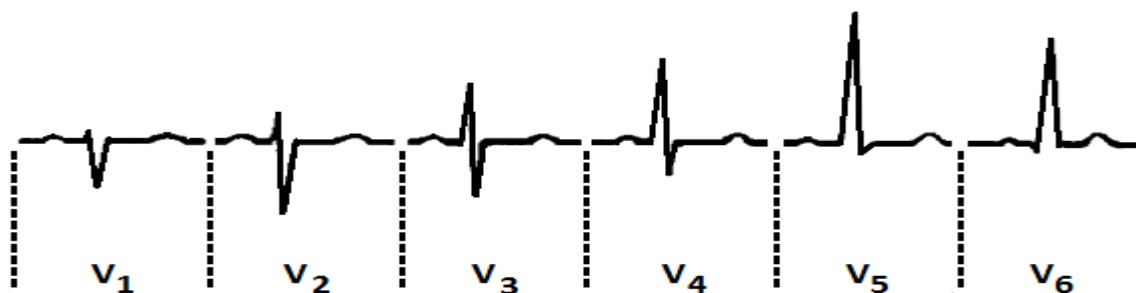
Je první kmit a má délku 0,03s při nepatologickém stavu, je hluboký do 3 mm (0,3mV) a nepřesahuje 1/4 výchylky R v tomtéž svodu. Patologické Q nesplňuje podmínky normálního kmitu, proto je vždy podezřelý z infarktu myokardu, u něhož vzniká v oblasti nad nektrózou myokardu nebo nad již vytvořenou jizvou. Patologické Q je široké 0,04 s a více, hlubší než 3 mm a větší než 1/4 příslušného kmitu R

Kmit R

Je mezi Q a S. V hrudním svodu se ve směru do levého prekordia postupně zvyšuje (tedy od V1 po V5). Ve V6 je velikost R kmitu často již mírně menší nebo i vyšší než ve V5, ale může být i stejná. Normální výška kmitu R je do 10 mm (1mV), v končetinových svodech (V5, V6) do 25 mm (2,5mV), v hrudních svodech do 35 mm (3,5mV), popř. u mladistvých (V1, V2) do 7 mm (0,7mV).

Kmit S

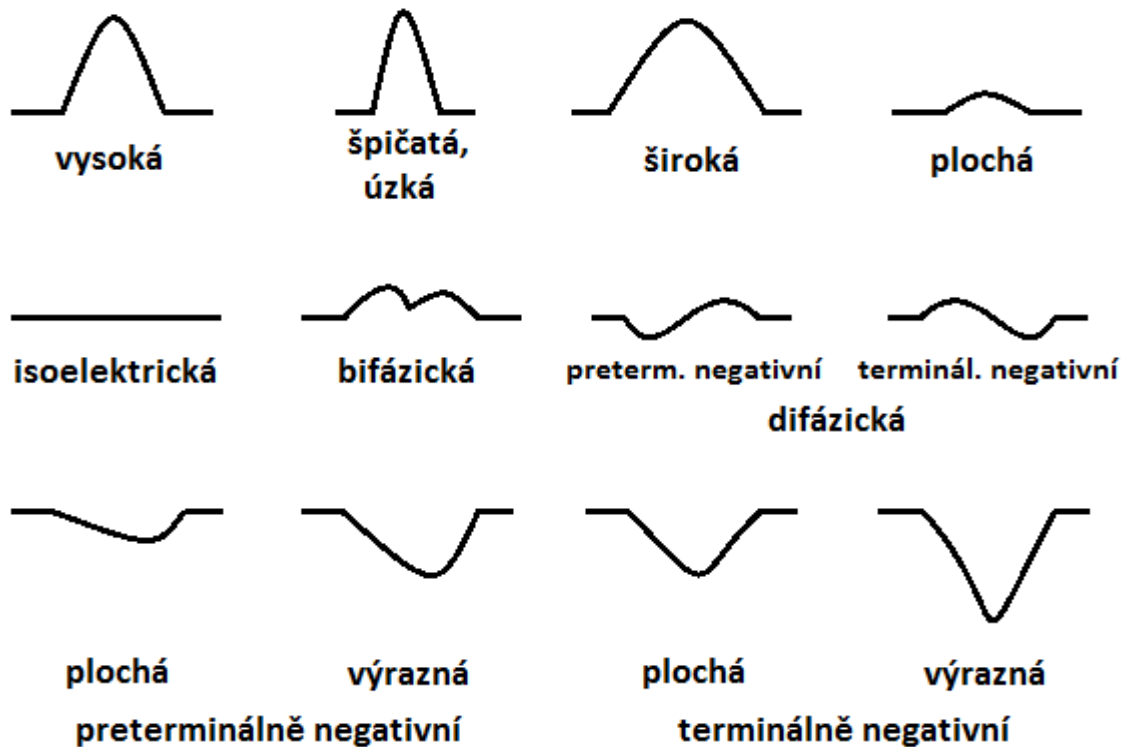
Je poslední. Oproti kmitu R se velikost kmitu S snižuje od V1 k V5-6. Ve svodech V5-6 normálně nemusí být S nebo je jen malé s. Hluboké S ve V5-6 se nachází při rotaci srdce ve směru hodinových ručiček a při LAH (levý přední hemiblok).



Obr. 3 Ukázky EKG signálů V1 - V6 (převzato z [9])

2.3.3 Vlna T

Vzniká při repolarizaci komor a vyskytuje se v intervalu 300 ms za komplexem QRS. Při vyšší tepové frekvenci se vlna zužuje. Vlna T je normálně lehce asymetrická (s pozvolně vzestupujícím a prudce sestupujícím ramenem). Trvá 0,2 s a její výška je 2-8 mm. U dětí do 2 let jsou vzhledem k fyziologické převaze pravé komory ploše negativní T ve V1-3. Tyto tzv. juvenilní T se mohou vyskytovat i u některých jedinců až do 30 let. Časté jsou u těhotných žen. Stanovení konce vlny T je obecně velmi problematické



Obr. 4 Různé druhy vln T

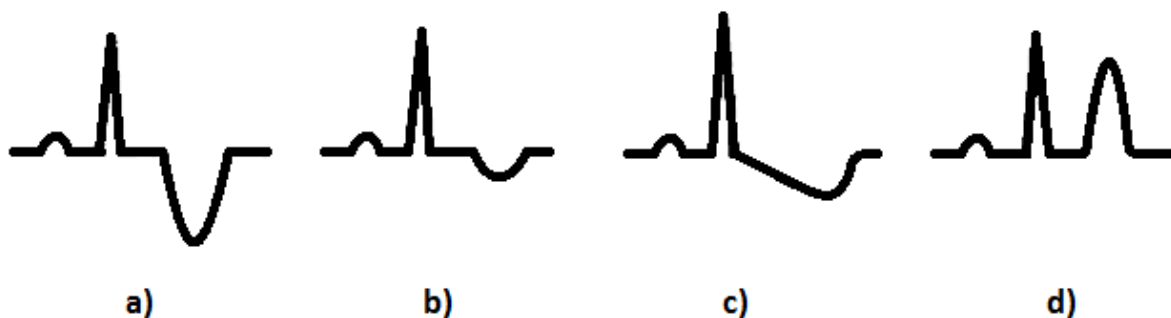
2.3.4 Patologická vlna T:

a) Koronární T - je hluboká a symetrická negativní vlna T. bývá často hlubší než 5 mm. Je typické pro ischemii myokardu (srdeční infarkt).

b) Ploché T popř. ploše negativní T - bývá u myokarditidy, ale změny nejsou specifické.

c) Asymetrické negativní T - většinou schodovité ST s negativní vlnou T (bývá u hypertrofie levé komory srdeční ve svodech V5-6). U přetížení pravé komory srdeční bývají podobné změny negativní T je i u blokády levého nebo pravého Tawarova raménka.

d) Vysoké špičaté T s úzkou bází - je typická pro hyperkalémii (nad 6,0 mmol/l). Vlna T je v končetinových svodech vyšší než 5 mm a v hrudních svodech vyšší než 10 mm.



Obr. 5 Různé druhy patologických vln T

2.4 Záznam elektrokardiogramu

V každém cyklu elektrické aktivace je tvořeno elektrické pole, které lze zaznamenávat systémem elektrokardiografických svodů z povrchu těla.

Kvalita záznamu je z velké části závislá na kvalitě elektrod a přípravě pacienta na vyšetření. Elektrody přikládáme vždy po důkladném očištění a odmaštění. Před přiložením elektrod nanese se na kůži EKG gel. Odpor na elektrodě klesne až po chvíli, kdy gel pronikne do rohové vrstvy kůže, proto také kvalita záznamu s časem roste. Je tedy lepší po nanesení gelu a přiložení elektrod chvíli počkat, než začneme pořizovat záznam. [7]

Srdeční buňky po vpuštění elektrického proudu generují akční napětí. Tohle akční napětí může být u každé buňky vyjádřeno elementárním vektorem. Pokud tyto elementární vektory sečteme v daném okamžiku, vzniká tzv. okamžitý vektor. Obecně platí, že ve svodech, ke kterým okamžitý srdeční vektor právě směřuje, se zapisuje pozitivní výchylka, kdežto ve svodech, od kterých se orientace okamžitého vektoru vzdaluje, registrujeme zápornou výchylku. Pokud probíhá vektor rovnoběžně s linií svodu, nedochází k žádné výchylce a na EKG registrujeme nulovou, neboli tzv. izoelektrickou linii. [7]

2.4.1 Standardní bipolární končetinové svody (I, II a III)

Využívají elektrických potenciálů, aby zaznamenaly rozdíly mezi dvěma místy lidského těla. Využívají dvou explorativních elektrod, díky kterým zaznamenávají rozdíly mezi elektrickými potenciály.

2.4.2 Unipolární končetinové svody (aVR, aVL a aVF)

Využívají tzv. explorativní elektrodu a zaznamenávají rozdíl elektrického potenciálu mezi touto elektrodou a elektrodou indiferentní, která je tvořena spojením kabelů ze zbývajících dvou končetin (tzv. Goldbergova svorka). Takto obdržíme 6 končetinových svodů (3 bipolární a 3 unipolární), které jsou zaznamenávány končetinovými elektrodami

2.4.3 Unipolární hrudní svody (V_1 až V_6)

Využívají jako indiferentní elektrodu svorku vytvořenou spojením kabelů ze všech tří používaných končetinových elektrod (tzv. Wilsonova svorka).

2.4.4 Frankův korigovaný ortogonální systém

Využívá 7 elektrod umístěných na hrudi, zádech, krku a levé noze. Výsledné svody X, Y a Z nahlíží na srdce z levé strany, zezdola a zepředu. Průběhy ortogonálních svodů jsou do značné míry podobné standardním svodům V5, aVF a V2. Přínos ortogonálních svodů spočívá zejména v zobrazení trojrozměrné smyčky [16]. Na Frankových svodech také testujeme náš algoritmus.

3 Vlnková transformace

Cílem této kapitoly je seznámení se základními principy vlnkové transformace. Se spojitou a diskrétní vlnkovou transformací, reálnou a komplexní dyadickou vlnkovou transformací.

3.1 Vlnková transformace spojitá

Vlnková transformace se spojitým časem (WT - Wavelet Transform) signálu $x(t)$ je definována jako

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (3.1)$$

Jedná se o časově-frekvenční rozklad, který můžeme interpretovat jako korelaci signálu $x(t)$ s funkcemi odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$. Pro funkce $\psi(t)$ se vžil název vlnky s ohledem na jejich tvary - $\psi(t)$ musí mít nulovou střední hodnotu a tvarem často připomíná vlnku. Symbol * značí komplexně sdruženou funkci. Výsledná funkce $y(a, b)$ stejně jako jednotlivé vlnky $\psi_{a,b}(t)$, je popsána dvěma (spojitě proměnnými) parametry: časovým posunutím b a dilatací a , která určuje frekvenční spektrum příslušné vlnky. Konstanta $a^{-1/2}$ normalizuje energii jednotlivých vlnek. [9]

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (3.2)$$

Mateřská vlnka je stlačená při $a < 1$ a roztažená při $a > 1$. Při stlačování vlnky dochází ke zvyšování časové rozlišitelnosti a snižování frekvenční rozlišitelnosti ve scalogramu. Naopak při přechodu k vyšším měřítkům a dochází ke zvyšování frekvenční rozlišitelnosti a snižování časové rozlišitelnosti ve scalogramu. [16]

Spojitá vlnková transformace $CWT(a, b)$ spojitého signálu $x(t)$ je definována jako korelace mezi $x(t)$ a příslušně roztaženou a posunutou vlnkou $\psi(t)$

$$CWT(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (3.3)$$

příčemž vytváří dvojrozměrný obraz v časově-měřítkové oblasti. Prakticky je CWT často realizována konvolucí mezi signálem $x(t)$ a impulzní charakteristikou filtru, která je dána jednoduchou časovou reverzí příslušně roztažené vlnky $\psi(-t/a)/\sqrt{a}$ [16].

3.2 Vlnková transformace diskrétní

Zvláštním případem transformace signálu se spojitým časem je diskrétní vlnková transformace (DWT) s parametry $a=a_0^m$ a $b=a_0^m kT$, kde $a_0>1$, $T>0$ a m,k jsou celočíselné. Nejčastější je dyadická DWT pro $a=2^m$, $b=2^m kT$, $m>0$. Koeficienty dyadické DWT jsou

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*(2^{-m}t - kT) dt \quad (3.4)$$

Index m reprezentuje kmitočtové měřítko, index k časové měřítko. Konstanta T (která závisí na šířce pásma B mateřské vlnky, když $T=1/(2B)$) určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m . [8]

Dále můžeme zavést substituci $2^{-m}t - kT = 2^{-m}\tau \Rightarrow \tau = t - 2^m kT, d\tau = dt$, která nám pak může přepsat rovnici do podoby

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau + 2^m kT) \psi^*(2^{-m}\tau) d\tau = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \psi^*(2^{-m}\tau - 2^m kT) d\tau \quad (3.5)$$

Poté můžeme vyjádřit korelaci $x(t)$ s jednotlivými vlnkami

$$\frac{1}{\sqrt{2^m}} \psi^*(2^{-m}t - 2^m kT) = \psi_m^*(t - 2^m kT) \quad (3.6)$$

3.3 Reálná dyadická vlnková transformace s diskrétním časem

Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT) $y_m(n)$ diskrétního signálu $x(n)$ je definována diskrétní konvolucí

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (3.7)$$

tj. rozkladem signálu bankou diskrétních oktávních filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$.

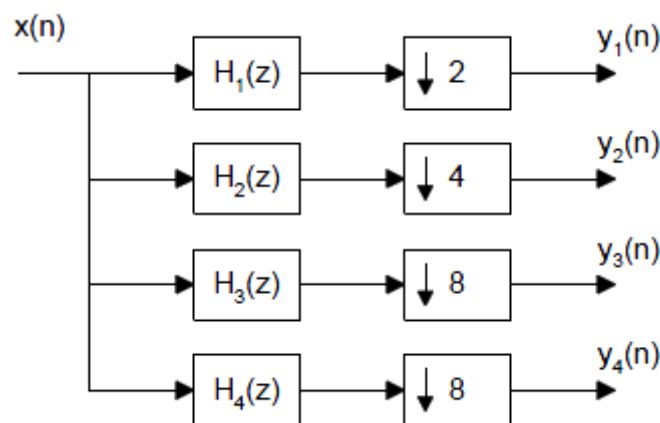
Při použití kauzálních FIR filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$, $n=0,1,\dots,N_m-1$ a při předem zvoleném stupni rozkladu M , kdy $m = 1, 2, \dots, M$, se rovná

$$y_m(n) = \sum_{i=0}^{N_m-1} h_m(i)x(2^m n - i), \quad m = 1, 2, \dots, M \quad (3.8)$$

$$y_{M+1}(n) = \sum_{i=0}^{N_{M+1}-1} h_{M+1}(i)x(2^m n - i) \quad (3.9)$$

kde $y_{M+1}(n)$ jsou koeficienty pracující s nejnižším frekvenčním pásmem po M -stupňovém rozkladu.

Dyadická DTWT realizovaná bankou oktávových filtrů s podvzorkováním na výstupu pro třístupňový rozklad (tzn. $M=3$). Bloky se symbolem \downarrow zajišťují podvzorkování



Obr. 6 Dyadická DTWT pro třístupňový rozklad

4 Metody detekce

Existuje mnoho přístupů a prací, které prokazují míru úspěšnosti detekce jednotlivých metod. Některé z nich jsme vybraly a nyní je zde uvedeme.

4.1 Vlnkové metody

Přístupy založené na dyadické formě vlnkové transformace představili autoři v [18] a [2]. Vlnková transformace spojitého signálu $f(t)$ je vyjádřena integrálem

$$W_s f(x) = f(x) * \Psi_s(x) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi\left(\frac{x-t}{s}\right) dt \quad (4.1)$$

, kde s je měřítko, $\Psi_s(x) = \frac{1}{s} \Psi\left(\frac{x}{s}\right)$ je dilatace základní vlnky $\Psi(x)$ podle měřítko s , $s = 2^j$ ($j \in \mathbb{Z}$), pak můžeme vlnkovou transformaci nazvat dyadickou vlnkovou transformací. Dyadická forma DTWT se omezuje na měřítka $a = 2^k$. V práci byla využita měřítka 2^1 až 2^5 , při uvažované vzorkovací frekvenci $f_{vz} = 250$ Hz. S rostoucí hodnotou měřítko klesá časové a roste frekvenční rozlišení WT.

V práci [18] použili jako mateřskou vlnku první derivaci Gaussovy funkce a v práci [2] funkci kvadratický splajn. Dále blíže popíšeme algoritmus z [2].

Nejprve si určí dvojici opačných extrémů z detailů měřítek 2^1 až 2^4 , které získají vlnkovou transformací. Extrémy musí překročit prahovou hodnotu, která je určená pro každý detail rozdílně, pak získají dvojici všech pozic extrémů na jednotlivých detailech. Pokud jsou tyto dvojice nalezeny ve stejném okamžiku napříč všemi měřítky, je pozice komplexu QRS dána pozicí průchodu nulovou úrovní mezi dvojicí extrémů v měřítku 2^1

Detekce jednotlivých kmitů QRS komplexu se provádí na měřítku 2^2 , jako průchody nulovou hladinou mezi dvojicí extrémů. Jejich algoritmus rozpoznává libovolné morfologie komplexu QRS. Začátek komplexu QRS jsou pak detekovány jako první podprahový vzorek před prvním extrémem a konec jako první podprahový vzorek za posledním extrémem.

Samotná T vlna je detekována na měřítku 2^4 . Časové okno pro detekci je závislé na R-R intervalu. V tomto časovém okně pak hledají dvojici extrémů opačného znaménka, které přesahují zvolenou prahovou hodnotu a které jsou nejbližší příslušnému QRS komplexu. Zároveň musí posloupnost znamének extrémů být [+ -] v případě, že je R vlna orientována směrem k $+\infty$. V případě opačné orientace musí být posloupnost znamének extrémů [- +]. Hranice T vlny jsou pak určeny stejně jako u QRS komplexu. Pokud na daném měřítku není T vlna nalezena,

opakuje se postup pro měřítko 2^5 . Metoda rozlišuje šest různých morfologií vlny T (pozitivní, negativní, bifázická +/- a bifázická -/+, pouze stoupající a pouze klesající).

Další metoda je popsána v [19] a je založená na spojité vlnkové transformaci, kterou využíváme i pro náš algoritmus. Proto ji zde nebudeme popisovat.

4.2 Ostatní metody

V článku [17] představil autor metodu založenou na filtrování dolní propustí a derivacích. Testováno bylo na 12 standardních svodech a třech ortogonálních svodech X, Y a Z. První krok předzpracování se skládá z filtrace EKG záznamu za účelem potlačení rušení a nelineární transformace pro zlepšení detekce QRS. Lineární filtrace používá druhého řádu pásmové propusti pomocí Lynnova filtru (0,8-18 Hz, -3 dB) s cílem potlačit základní drift a vysokofrekvenční rušení. Poté je využito derivace dolní propusti pro zvýraznění strmosti hran. Na závěr je signál vyhlazen nelineární transformací používající integrační plovoucí okno o délce 95 ms.

Detektor QRS komplexu využívá strmosti hran. Jakékoli možné nalezení musí mít maximální strmost hran do 30% z předchozího QRS komplexů. Dále se přistupuje k rozměření EKG signálu. Pozice QRS může být kterýmkoliv vrcholem Q, R, nebo S kmitů. Algoritmus prohledává okolí QRS komplexu a hledá blízké vrcholy. Podle polaritě a relativní hodnoty je rozhodováno, jestli příslušný vrchol patří kmitu Q, R nebo S.

Pro detekci T vlny používají filtr typu dolní propust (12 Hz, -3 dB). Pro detekci T vlny využívají okno, jehož velikost závisí na tepové frekvenci. Algoritmus rozlišuje čtyři typy T vln (pozitivní, negativní, bifázická +/- a bifázická -/+) podle relativní pozice a maximální a minimální hodnoty v rámci vyhledávací okna. Vrchol T vlny pak hledají mezi dvěma extrémy. Tyto extrémy pak odpovídají maximální strmosti hran na signálu EKG. Pozice začátků a konců jednotlivých vln jsou detekovány pomocí prahů, které odpovídají násobku příslušných extrémů.

Dále v literatuře můžeme nalézt další přístupy k detekci založené na matematických modelech, strmosti hran, derivaci druhého řádu, nelineárním časově-měřítkovém rozkladu signálu, adaptivní filtraci, dynamické deformace časové osy, umělých neuronových sítích a skrytých Markovských modelech [2].

Přehledné údaje o výsledcích a srovnání některých metod jsou uvedeny v tab. 7 (kapitola 6.8).

5 Realizace detekce konce T vlny u namodelovaných T vln

Cílem této kapitoly je najít optimální měřítko pro detekci konce T vlny společnou pro všechny vybrané vlnky z namodelovaných vln T. Také jak namodelovat vlnu T pomocí funkce linspace a spline.

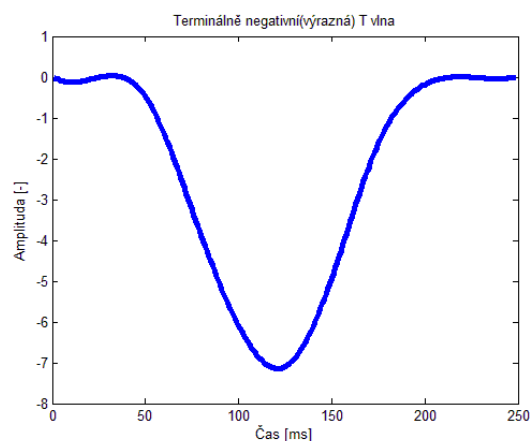
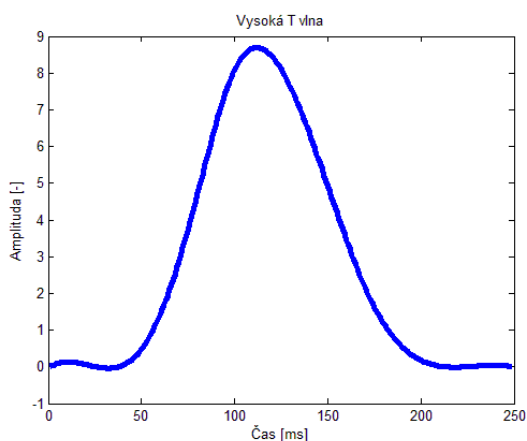
5.1 Modelování T vln

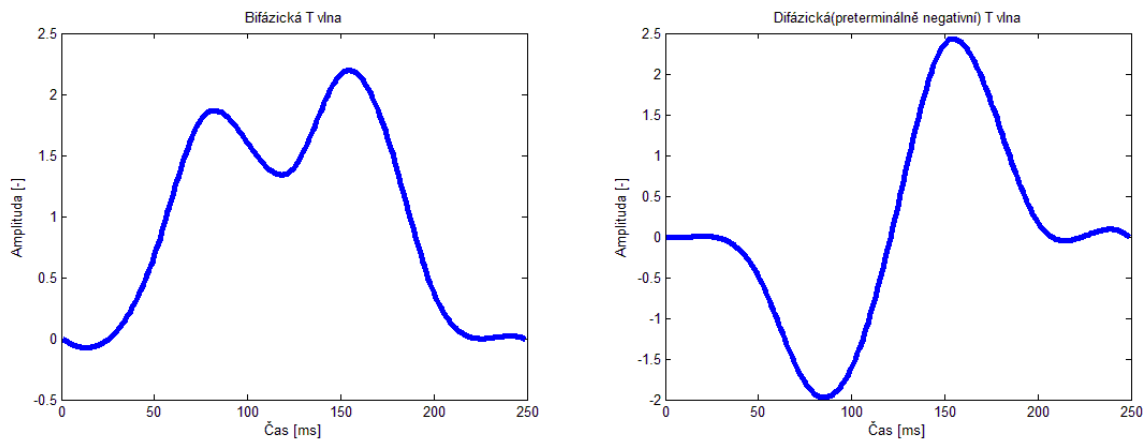
Nejprve si v MATLABU vytvoříme vektor hodnot, které nám budou určovat výšku, šířku a tvar T vlny. Poté funkcí linspace (lineární interpolace), pomocí které můžeme vygenerovat lineárně rozložený vektor ze všech bodů a tím si také výslednou T vlnu navzorkovat. Pomocí funkce spline (hladká interpolace) vyhladíme všechny body, aby nám utvořili výslednou T vlnu, na které budeme hledat požadovaný konec.

Pro naši práci jsem namodeloval 4 různé, náhodně vybrané, typy T vln. Jsou to vysoká T vlna, terminálně negativní (výrazná) T vlna, bifázická T vlna a difázická (preterminálně negativní) T vlna. Jejich číselné vektory jsou uvedeny v Tab. 1. Dále také jejich grafy exportované z prostředí MATLAB.

Tab. 1 Číselné vektory T vln

T vlna	Vektor
Vysoká	[0 0 .51 3.8 8.1 8.1 4.96 1.67 .2 0 0]
Terminálně negativní	[0 0 -.51 -3.3 -6.1 -7.1 -4.96 -1.67 -.2 0 0]
Bifázická	[0 0 .71 1.8 1.6 1.4 2.16 1.67 .4 0 0]
Difázická (pret. neg.)	[0 0 -.51 -1.8 -1.6 0.4 2.36 1.67 .2 0 0]





Obr. 7 Modely vln T vytvořené v prostředí MATLAB

5.2 Detekce konce T vlny na namodelovaných vlnách

Nejprve si namodelujeme T vlny v programu MATLAB (podrobněji popsané v kapitole 4.1). Jsou to vysoká T vlna, terminálně negativní (výrazná) T vlna, bifázická T vlna a difázická (preterminálně negativní) T vlna. Vlny navzorkujeme $f_{vz} = 500$ Hz, tak aby odpovídali vzorkovací frekvenci EKG signálů z databáze CSE, na kterých budeme testovat náš algoritmus.

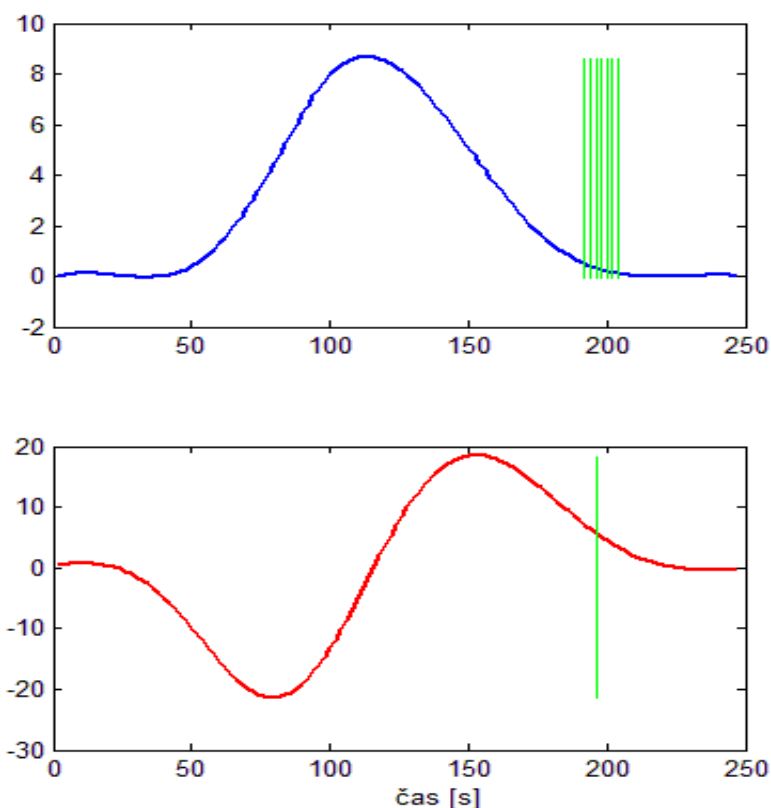
Dále provedeme vlnkovou transformaci, pěti mateřskými vlnkami, které jsme si zvolili, pomocí funkce `cwt(S, SCALES, 'wname')`, kde `S` je signál, který chceme transformovat (T vlna), `SCALES` je pásmo transformace a `'wname'` je zkratka určité mateřské vlnky. V našem případě testujeme pásma od 20 do 60 a vlnky `haar`, `bior1.3`, `bior1.5`, `db2`, `sym2`.

Samotná detekce probíhá stejně jako detekce z normálního EKG signálu navržená v kapitole 5. S tím že práh pro detekci konce je původní práh (1/3 maxima nebo minima signálu dle orientace extrémů), který jsme používali pro všechny vlnky i při detekci na CSE databázi.

Referenční konce namodelovaných T vln jsme stanovili odhadem a jsou uvedeny v tab. 2.

Tab. 2 Referenční hodnoty konců T vln

Druh T vlny		vysoká	terminálně negativní	bifázická	difázická
Ref.	Hodnota	214	214	224	216
[ms]					



Obr. 8 Ukázka namodelované T vlny a její transformace na měřítku 41

Horní obrázek zobrazuje namodelovanou vysokou T vlnu se zobrazenými konci T vln nalezenými na všech testovaných měřících a spodní obrázek transformovaný signál na měřítku 41 s vyznačeným koncem T vlny nalezeném na měřítku 41.



Obr. 9 Blokové schéma detekce z namodelovaných T vln

5.3 Zhodnocení výsledků detekce

Úspěšnost detekce konce T vlny na namodelovaných vlnách jsme vyjádřili pomocí jednoho základního parametru, kterým je směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi s . A to jsme udělaly jak pro jednotlivé vlnky, tak i pro jednotlivá měřítka. Pro vyhodnocení jsme počítali, že všechny detekce byly pozitivní čili dosahovali senzitivity 100%.

Směrodatnou odchylku pro jednotlivá pásma jsme určovali ze čtyř namodelovaných T vln a na pěti testovaných vlnkách. Pro každé pásmo jsme tedy měli 20 hodnot, které jsme odečetli od referenčních hodnot pro namodelované T vlny a poté jsme z nich určili směrodatnou odchylku. Pro jednotlivé vlnky jsme směrodatnou odchylku určili ze všech 41 použitých měřítok na čtyřech T vlnách. Pro každou vlnku jsme tedy měli 164 hodnot.

Pro detekci konce T vlny jsme určili ke všem vlnkám měřítko 41. Směrodatný pro nás byl fakt, že měřítko je použité u vlnky bior1.5 uvedený v [16], ale také náš průzkum určil, že měřítko 41 je jedno z nevhodnějších a je použitelné u všech pěti mateřských vlnek.

Pouze pro upřesnění uvádíme směrodatné odchylky (tab. 4) jednotlivých vlnek, které když srovnáme se směrodatnými odchylkami zjištěnými z testování na databázi CSE. Jsou sice o něco nižší, ale to jen proto, že jsme testovali pouze na čtyřech namodelovaných vlnkách. Ale mají určitou podobnost a to takovou, že pro vlnky db2 a sym2 jsou výsledky o něco horší než pro zbývající vlnky.

Tab. 3 Směrodatná odchylka pro jednotlivá pásma

Měřítko	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33
s [ms]	7,2	7,5	7,0	7,4	6,9	7,1	6,8	6,8	6,7	7,0	6,5	6,7	6,5	6,6
Měřítko	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47
s [ms]	6,3	6,6	6,5	6,6	6,3	6,5	6,3	6,3	6,3	6,7	6,5	6,6	6,4	6,5
Měřítko	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	
s [ms]	6,3	6,9	6,7	7,0	6,7	6,9	6,7	7,2	7,0	7,3	7,1	7,3	7,1	

Tab. 4 Úspěšnost detekce pro jednotlivé vlnky

Vlnka	m ± s [ms]
Bior1.3	-7,7 ± 9,5
Bior1.5	-3,4 ± 9,7
Db2	-26,9 ± 12,2
Haar	-5,6 ± 8,8
Sym2	-23,5 ± 14,5

6 Návrh a realizace detekce konce T vlny

Kapitola obsahuje návrh způsobu detekce konce vlny T vlny pomocí vlnkové transformace ze signálu EKG a testování na databázi CSE. Jsou zde popsány základní algoritmy, použité mateřské vlnky spojitě vlnkové transformace a detekce QRS a konce T vlny.

Analýza EKG signálu je používána převážně pro diagnostiku kardiologických onemocnění. Na EKG můžeme detekovat začátek, vrchol a konec P vlny, začátek a vrchol kmitu Q, vrchol kmitu R, vrchol a konec kmitu S, začátek, vrchol a konec T vlny. My se budeme zajímat hlavně o konec T vlny. [2]

6.1 Typy algoritmu pro detekci

QRS komplex je nejvíce charakteristická křivka pro EKG signál. Jeho vysoká amplituda umožňuje snadnější detekci než u ostatních vln, proto je používána jako hlavní u EKG signálu. Po identifikaci QRS komplexu můžeme provést detailnější analýzu EKG signálu (např. frekvence srdečního rytmu).

Algoritmy, které detekují QRS komplex lze rozdělit do tří základních skupin:

a) nesyntaktické - nejčastěji používaný algoritmus pro detekci QRS komplexu, jelikož syntaktické jsou časově náročné. Má dvě fáze. Nejprve se použije pásmová filtrace pro potlačení šumu a vln T a P. Poté, aby byl zvýrazněn QRS komplex, je použita lineární transformace. Výstup této transformace je využit k určení QRS komplexu. Dále pak můžeme určit vlny T a P.

b) syntaktické - jsou časově náročné z důvodu porovnávání gramatické inference pro každou třídu znaků.

c) hybridní

Detekce začátku a konce P a T vlny může být obtížnější, protože hladina šumu může být vyšší než jejich amplituda. Stojí za to poznamenat, že není žádné úplně přesné pravidlo pro jejich detekci. Existuje spousta přístupů pro jejich určení. My zde použijeme spojitou vlnkovou transformaci, která je popsána v kapitole 3. [3]

6.2 Použité mateřské vlnky

Vlnková transformace je integrální transformace, která umožňuje získat časově-frekvenční popis signálu. Lze na ni nahlížet také jako na prostředek k dekorelaci dat, rozkladu signálu na nezávislé stavební kameny. Obecně vzato, vlnky jsou matematicky konstruovány, aby měly vhodné vlastnosti například pro zpracování signálů. Vlnková transformace je v podstatě konvoluce určité vlnky (nebo jejich skupiny) s analyzovaným signálem.

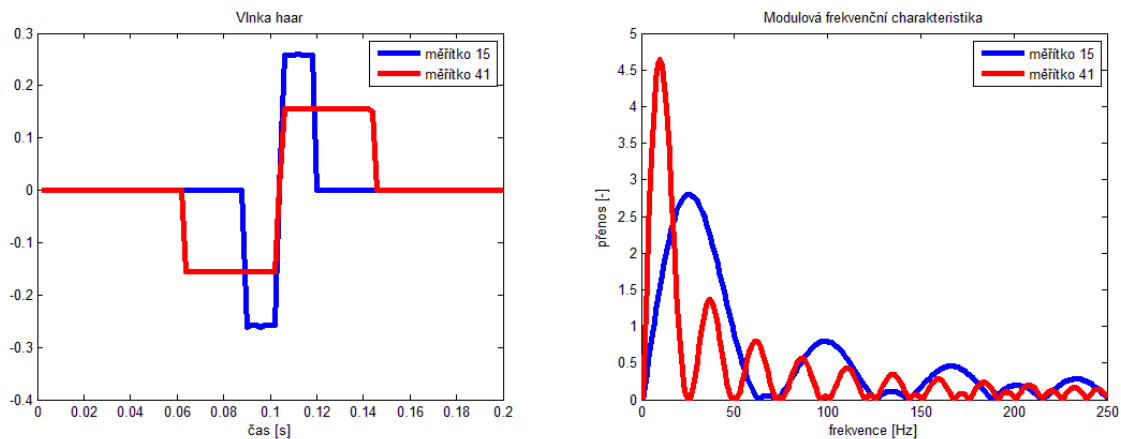
Pro detekci si musíme určit vhodné vlnky a měřítko. Výběr mateřských vlnek jsme zúžili pouze na vlnky s lichou symetrií, které transformují extrémy původního signálu na průchody nulovou hladinou a inflexní body transformují na extrémy. Na této skutečnosti je založen náš algoritmus. Pro testování jsme tedy vybrali 5 mateřských vlnek (bior1.3, bior1.5, db2, haar, sym2).

Dále musíme zvolit vhodná měřítko pro náš algoritmus. K detekci QRS komplexu používáme měřítko 15, zatímco pro detekci konce T vlny využíváme měřítko 41 (viz kapitola 4). Z modulových frekvenčních charakteristik může být patrné, proč jsme zvolili právě měřítko 15 a 41. Jejich transformací potlačíme stejnosměrnou složku, síťový brum na kmitočtu 50 Hz (60 Hz) a drift (rušení na velmi nízkých kmitočtech). Na měřítku 15 také dochází k zvýraznění QRS komplexu, jeho významná část energie totiž leží v pásmu 10 až 25 Hz a na měřítku 41 naopak dochází k zvýraznění vlny T a k potlačení vlivu QRS komplexu. [16]

Vlnky a měřítko jsou otestována na našem algoritmu pouze na databázi CSE a vzorkovací frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz, proto nemusí být vhodné pro testování na jiných signálech.

6.2.1 Haarova vlnka

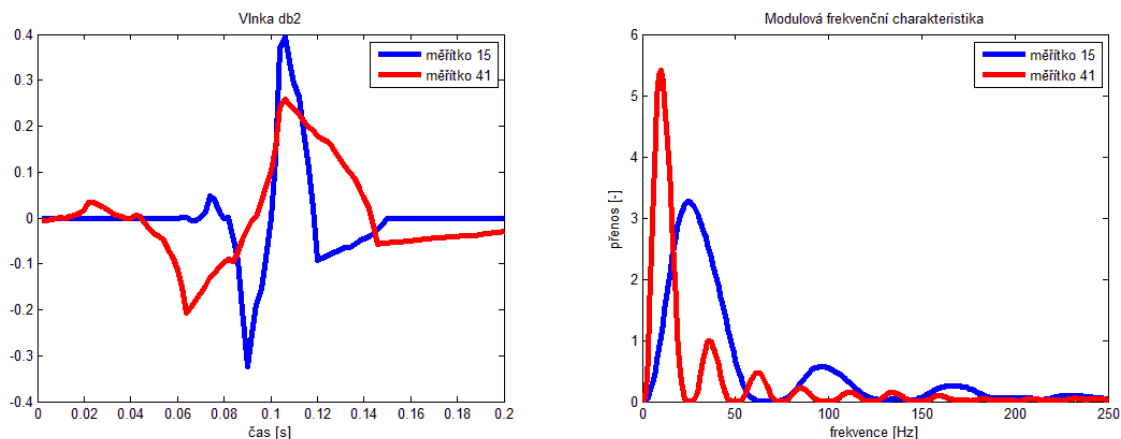
K Haarovi se váží první zmínky o WT vůbec. Proto je Haarova vlnka tvarově nejjednodušší (obr. 10). Je nespojitá a její průběh připomíná skokovou funkci. Je symetrická a ortogonální. Reprezentuje tu samou vlnku jako db1. [11]



Obr. 10 Vlnka *haar* a její modulová frekvenční charakteristika pro měřítka 15 a 41 ($f_{vz} = 500$ Hz).

6.2.2 Vlnky Daubechies

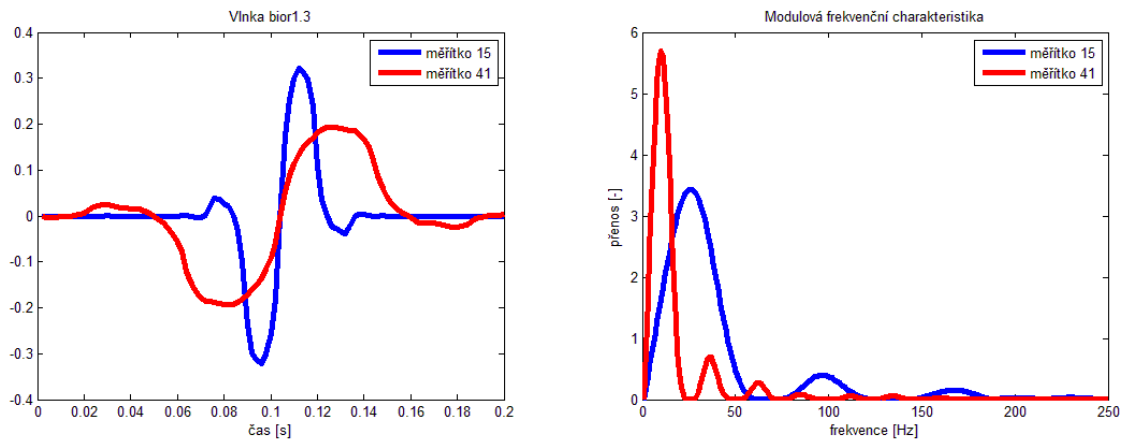
Autorkou těchto mateřských vlnek je Ingrid Daubechiesová. Jedna z nejvýznamnějších osob na poli výzkumu vlnkové transformace. Vlnky skupiny Daubechies (obr. 11) se značí písmeny dbN , kde N je číslo blíže určující vlnku. Vlnky jsou asymetrické. Jedinou výjimkou je $db1$, která je stejná jako Haarova vlnka. Vlnky jsou spojité a ortonormální. Pro naši práci využíváme vlnku $db2$.



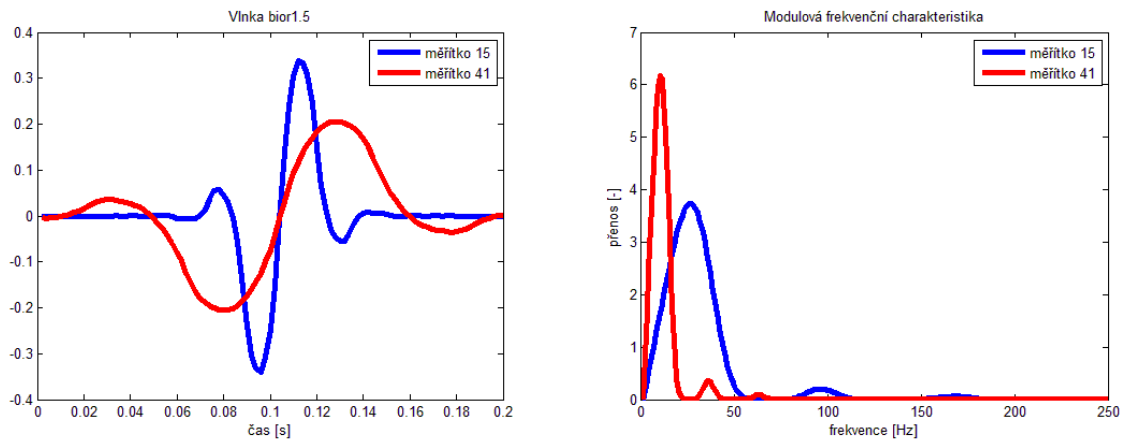
Obr. 11 Vlnka *db2* a její modulová frekvenční charakteristika pro měřítka 15 a 41 ($f_{vz} = 500$ Hz).

6.2.3 Biorthogonální vlnky

Skupina těchto vlnek nám umožňuje odvodit důležité vlastnosti, které potřebujeme pro rekonstrukci signálu či obrazu. Místo jedné jednoduché vlnky používáme dvě vlnky, jednu pro rozklad a druhou pro rekonstrukci signálu. V práci využíváme 2 vlnky, *bior1.3* (obr. 12) a *bior1.5* (obr. 13). [11]



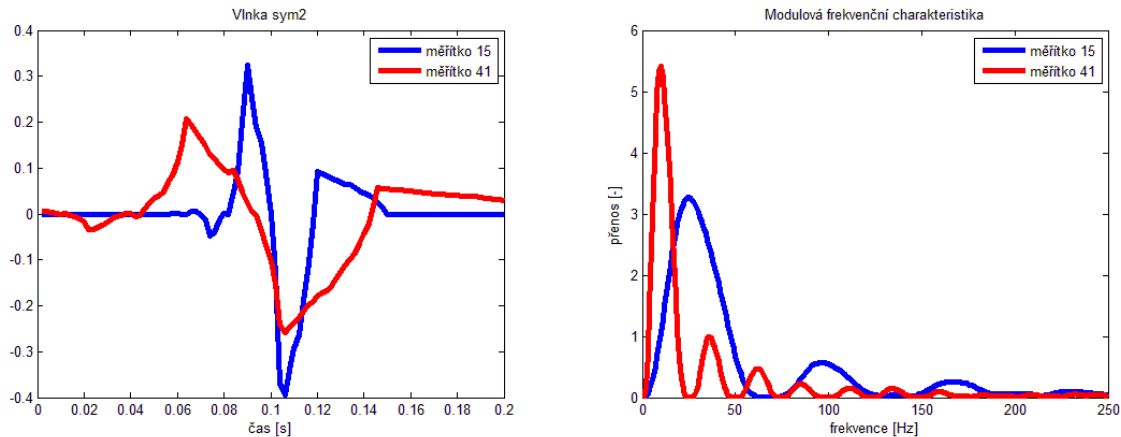
Obr. 12 Vlnka *bior1.3* a její modulová frekvenční charakteristika pro měřítka 15 a 41 ($f_{vz} = 500$ Hz).



Obr. 13 Vlnka *bior1.5* a její modulová frekvenční charakteristika pro měřítka 15 a 41 ($f_{vz} = 500$ Hz).

6.2.4 Vlnky symlets

Vlnky skupiny Symlets jsou přibližně symetrické vlnky (obr. 14) a jsou modifikacemi db skupiny. Vlastnosti těchto dvou skupin jsou podobné. Autorkou je opět I. Daubechiesová. [11]



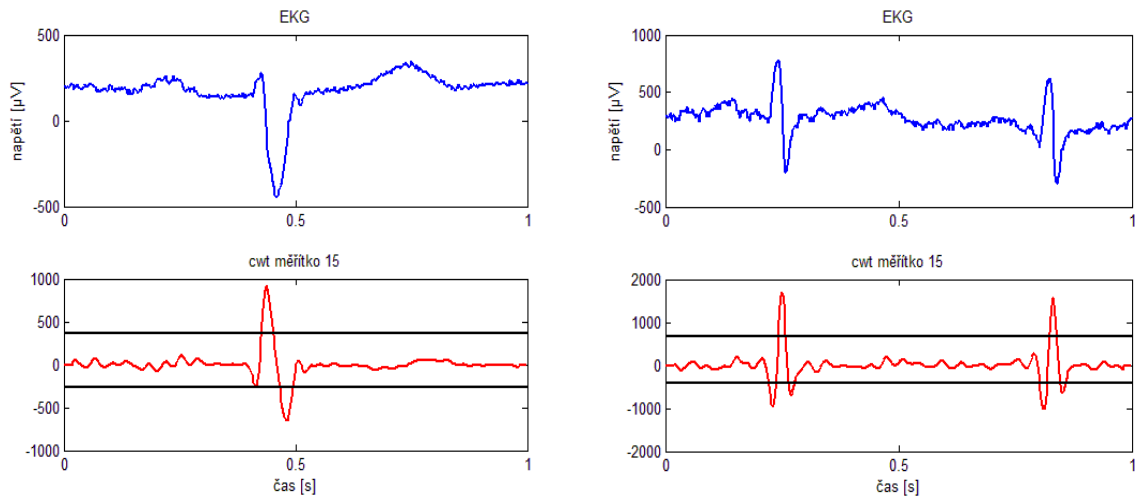
Obr. 14 Vlnka *sym2* a její modulová frekvenční charakteristika pro měřítka 15 a 41 ($f_{vz} = 500$ Hz).

6.3 Princip detekce QRS komplexu

Správná detekce QRS komplexu je velmi důležitá pro detekci konce T vlny. Zejména proto, abychom mohli otevřít přesné okno, v němž budeme hledat konec T vlny. Okno se vždy nachází mezi dvěma sousedícími QRS komplexi, proto při špatné detekci pozice QRS komplexu je velmi pravděpodobné, že se nám nepodaří určit správně ani konec T vlny.

Nejprve převedeme vstupní signál EKG pomocí funkce `cwt` (`S, SCALES, 'wname'`), kde `S` je signál, který chceme transformovat, `SCALES` je měřítko 15 v případě detekce QRS komplexu a `'wname'` je zkratka mateřské vlnky (`haar`, `bior1.3`, `bior1.5`, `db2`, `sym2`). Na měřítku 15 také dochází k zvýraznění QRS komplexu a potlačení síťového brumu (50Hz nebo 60Hz), driftu a potlačení stejnosměrné složky. Pro znázornění principů používáme vlnku `bior1.3`.

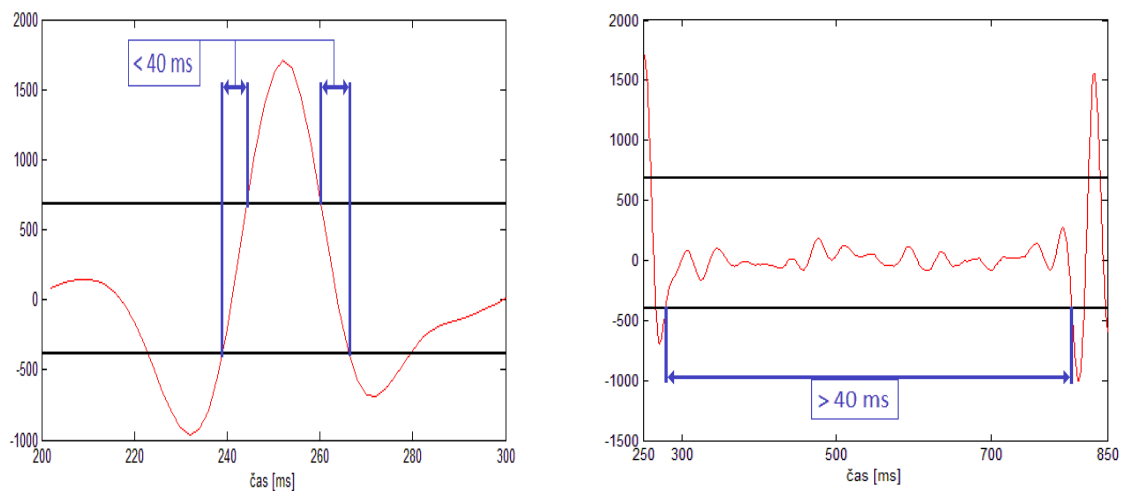
Stanovíme si prahy pro detekci QRS komplexu, které jsme nastavili na 0.4 maxima transformovaného signálu EKG pro kladné extrémy a 0.4 minima transformovaného signálu EKG pro záporné extrémy. Prahy jsou zobrazeny na obr. 15. Vybrali jsme signál `W001` na ortogonálním svodu `Y` a signál `W005` na ortogonálním svodu `X`, abychom ukázali detekci shluku dvou a tří extrémů.



Obr. 15 Ukázka prahů pro detekci extrémů W001.Y (vlevo), W005.X (vpravo)

Horní obrázek zobrazuje signál EKG a spodní obrázek transformovaný signál na měřítko 15 s vyznačenými prahy.

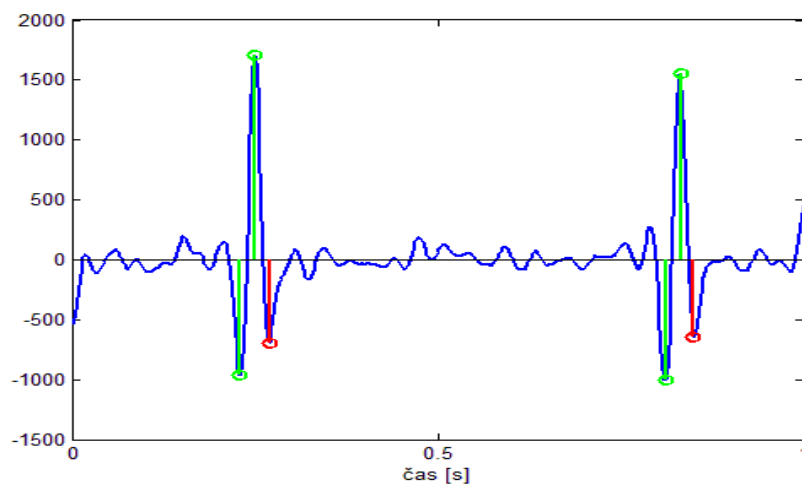
Takto získáme shluky většinou dvou opačných extrémů, ale můžou být například i tři. Každý shluk odpovídá jednomu QRS komplexu. Pro shluky jsme si určili blízké okolí, které nám říká, kdy ještě bude extrém patřit do daného shluku nebo už do následujícího. Experimentálně jsme si určili okolí na 40 ms, které musí extrém splňovat od prvního podkročení prahu do dalšího překročení. Názorně předvedeno na obr. 16.



Obr. 16 Ukázky shlukování extrémů do QRS komplexů na signálu W005.X

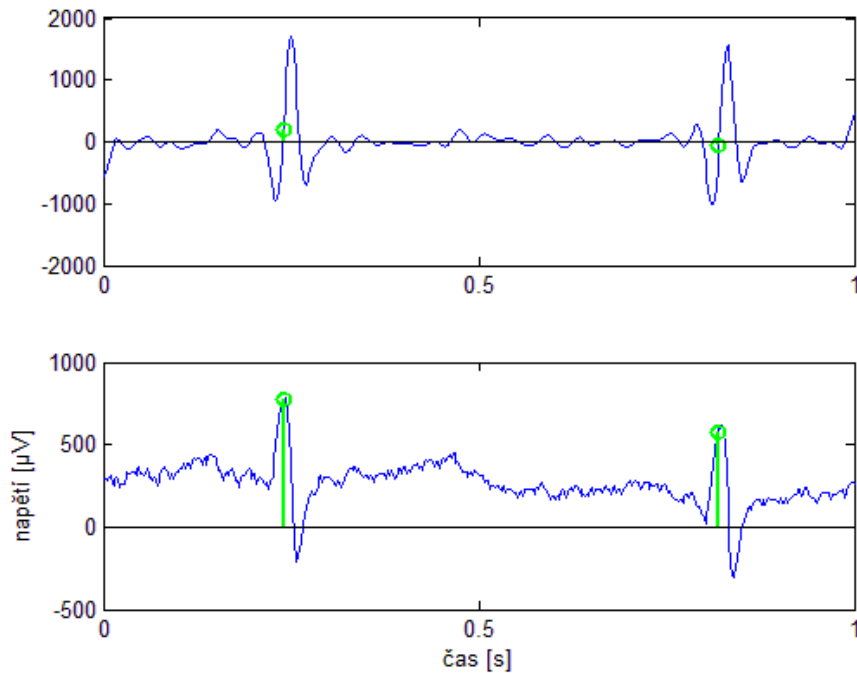
Nyní máme nedetekované shluky extrémů. Polohy těchto extrémů odpovídají nástupné a sestupné hraně některé z vln komplexu QRS. Z nich musíme určit přesnou pozici QRS komplexu. Pokud shluk obsahuje pouze dva opačné extrémy, tak přesnou pozici zjistíme jako průchod nulovou hladinou mezi oběma extrémy. Pokud ale obsahuje shluk více jak dva extrémy, pak tedy musíme odstranit extrémy redundantní. V detekovaném shluku musíme najít takové dva extrémy, které označují pozici vrcholu. Předpokládáme nalezení tří extrémů za sebou (záporný extrém, kladný extrém, záporný extrém), pak amplitudy záporných extrémů (prvního a třetího) označíme jako $A1$ a $A3$. Pak redundantní maxima určíme následujícím způsobem:

1. Je-li $A1 > A3$, pak je třetí extrém redundantní.
2. Je-li $A3 > A1$, pak je první extrém redundantní.



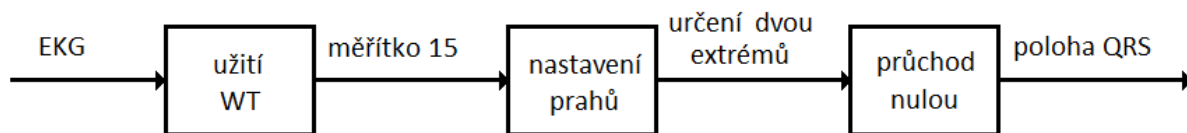
Obr. 17 Ukázka odstranění redundantního extrémů (červeně) na signálu W005.X

V případě nalezení tří extrémů (kladný extrém, kladný extrém, záporný extrém), pak bude redundantní první extrém. Podobně budeme postupovat i v ostatních případech. Poté můžeme určit polohu QRS komplexu opět jako průchod nulovou hladinou mezi dvěma opačnými extrémy.



Obr. 18 Ukázka polohy QRS komplexu

Horní obrázek zobrazuje transformovaný signál na měřítku 15 s vyznačeným průchodem nulovou hladinou a spodní obrázek signál EKG se zobrazením poloh QRS komplexů.



Obr. 19 Blokové schéma detekce QRS komplexu

6.4 Princip detekce konce vlny T

Dále se budeme zabývat vhodným otevřením okna pro detekci T vlny a samotnou detekcí jejího konce. Měřítka vhodná pro detekci konce T vlny jsme zvolili 41 dle našeho výzkumu (viz kapitola 4). Jeho transformací potlačíme stejnosměrnou složku, síťový brum a drift. Na měřítku také dochází k zvýraznění vlny T a k potlačení vlivu QRS komplexu. Zvolili jsme tři parametry, které jsou zásadní pro náš algoritmus při testování všech pěti mateřských vlnek:

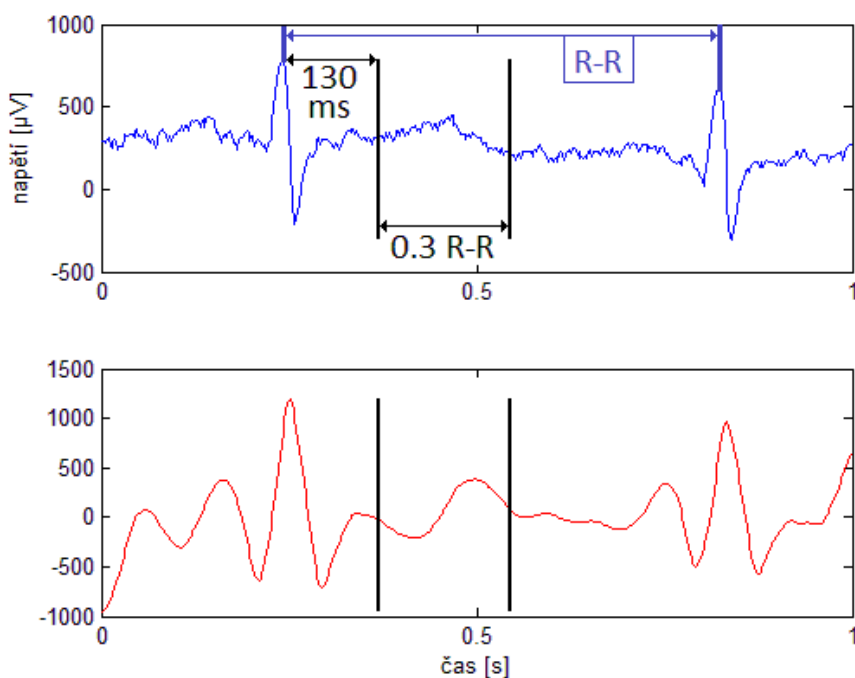
1. Začátek okna (kolik ms za QRS komplexem se otevře okno)
2. Délka okna (vyjádřená násobkem R-R intervalu)
3. Práh (pro detekci konce T vlny, vyjádřen násobkem minima nebo maxima signálu)

Začínali jsme pro všechny vlnky se stejně nastavenými parametry. Poté jsme všechny tři parametry měnili. Pokud se při zvyšování hodnot parametrů výsledné hodnoty detekce zhoršovali, naopak jsme hodnoty parametrů začali snižovat, abychom dosáhli s každou vlnkou lepších výsledků pro náš algoritmus. Hodnoty konečného nastavení jsou přehledně uvedeny v tab. 5.

Tab. 5 Hodnoty nastavení pro všechny vlnky

Vlnka	Bior1.3	Bior1.5	Db2	Haar	Sym2
Začátek okna [ms]	130	130	120	120	120
Délka okna * (délka R-R)	0,3	0,3	0,4	0,3	0,4
Práh * (max nebo min)	0,25	0,25	0,8	0,3	0,7

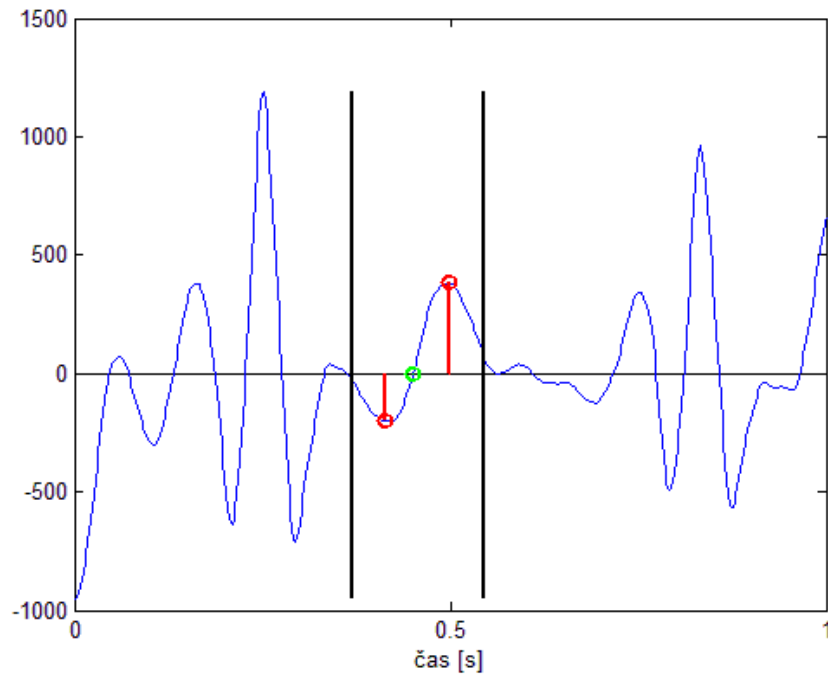
Názornou ukázkou detekce budeme provádět opět na mateřské vlnce z biorthogonální rodiny bior1.3. Nejprve tedy stanovíme začátek a délku okna pro detekci extrémů a T vlny. Začátek okna jsme stanovili na 130 ms za nalezeným QRS komplexem. Velikost okna jsme stanovili jako 0.3 délky intervalu R-R, v kterém se okno nachází.



Obr. 20 Ukázka otevření okna pro detekci T vlny s vyznačenými hodnotami parametrů

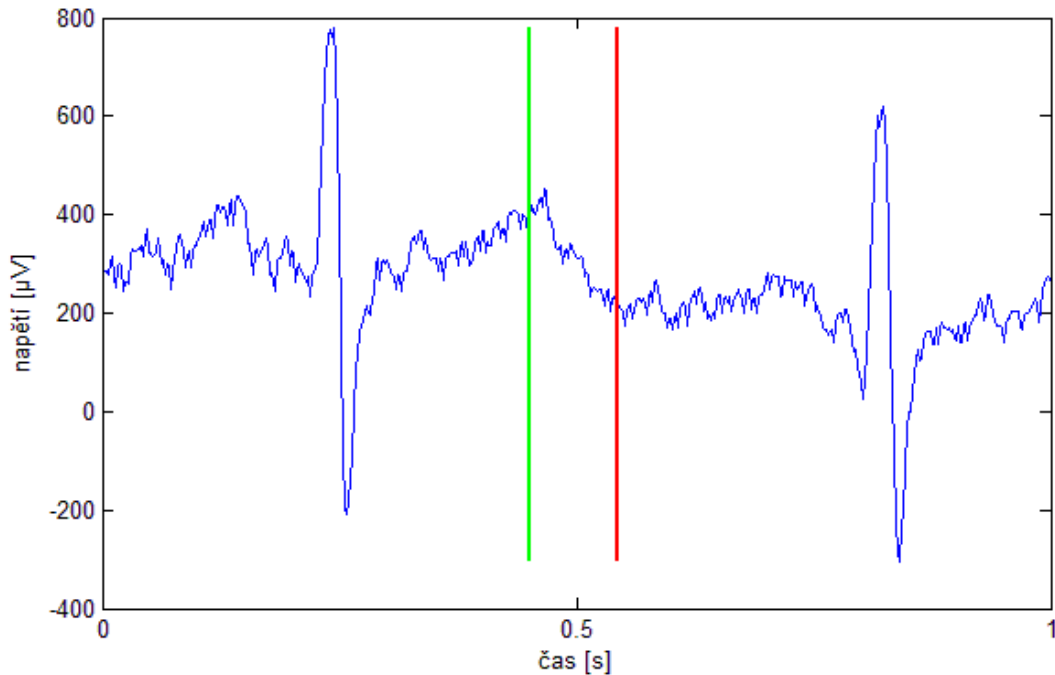
Horní obrázek zobrazuje signál EKG s vyznačenými hodnotami nastavených parametrů se zobrazeným oknem a spodní obrázek transformovaný signál na měřítku 41 se zobrazeným oknem.

V tomto otevřeném okně, podobně jako u detekce QRS komplexů, budeme vyhledávat první dva opačné maximální extrémy. Mezi nimi jako průchod nulovou hodnotou můžeme určit vrchol T vlny. Názorná ukázka na obr. 21.

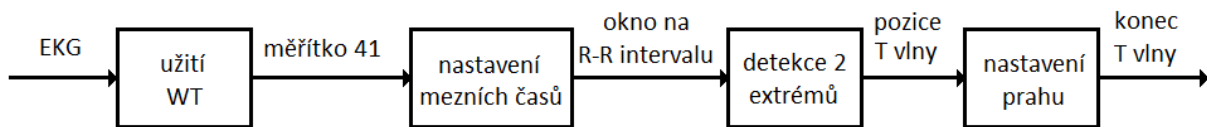


Obr. 21 Ukázka detekce extrémů a T vlny, velikost okna (černě), nalezené extrémy (červeně) a průchod nulovou hladinou vrchol T vlny (zeleně)

Pak můžeme za druhým z extrémů stanovit práh pro nalezení konce T vlny, který je roven 0.25 maxima nebo minima druhého extrému pro vlnku bior1.3. Hledaný konec T vlny je pak detekován jako první podprahová hodnota maxima extrému nalezena za druhým extrémem. To platí pro extrémy s posloupností znamének [+ -]. V případě opačné orientace extrémů [- +] detekujeme konec T vlny jako první nadprahovou hodnotu minima druhého extrému.



Obr. 22 Ukázka detekce T vlny (zeleně) a konce T vlny (červeně)

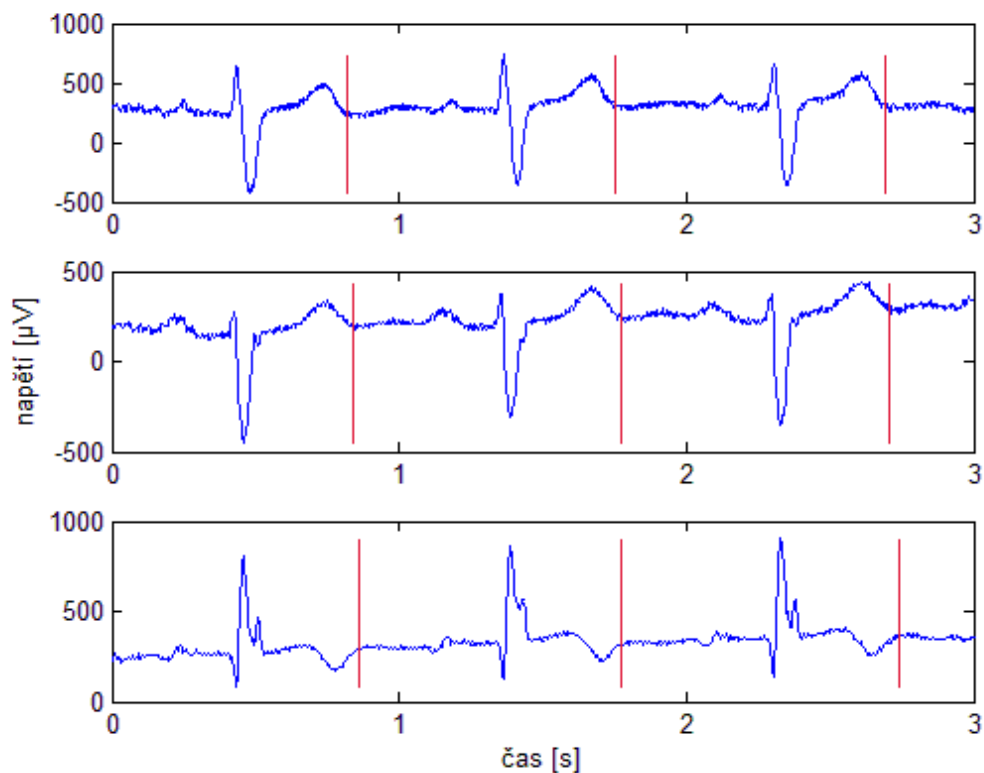


Obr. 23 Blokové schéma detekce konce T vlny

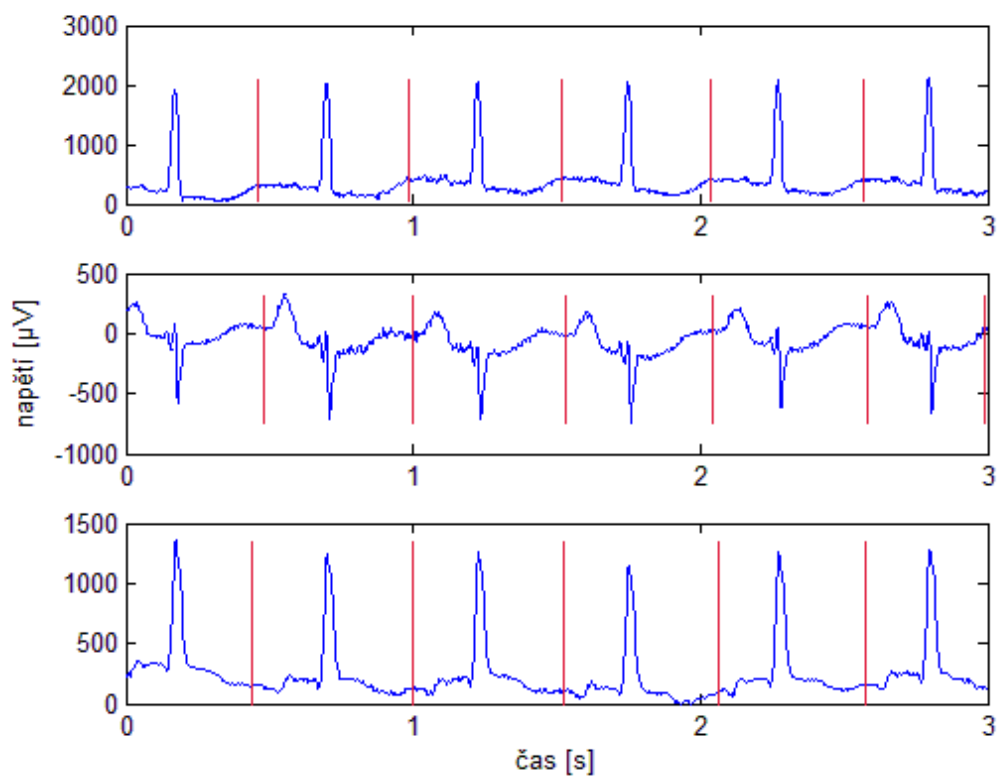
6.5 Ukázky detekce konce T vlny

V této části představíme detekci všemi pěti vlnkami na deseti signálech pokaždé jednou vlnkou 2 signály a všech třech Frankových svodech z třetí datové skupiny standardní databáze CSE. Bylo zvoleno prvních 10 signálů, na kterých můžeme vidět detekci různých morfologií T vlny úspěšnou i neúspěšnou. Na obrázcích uvidíme detekci na ortogonálních svodech X, Y a Z na kterých jsme algoritmus testovali. Jeden obrázek obsahuje vždy tři grafy. První je svod X, druhý svod Y a třetí svod Z. Ukázky jsou prováděny na prvních třech sekundách.

6.5.1 Detekce vlnkou bior1.3

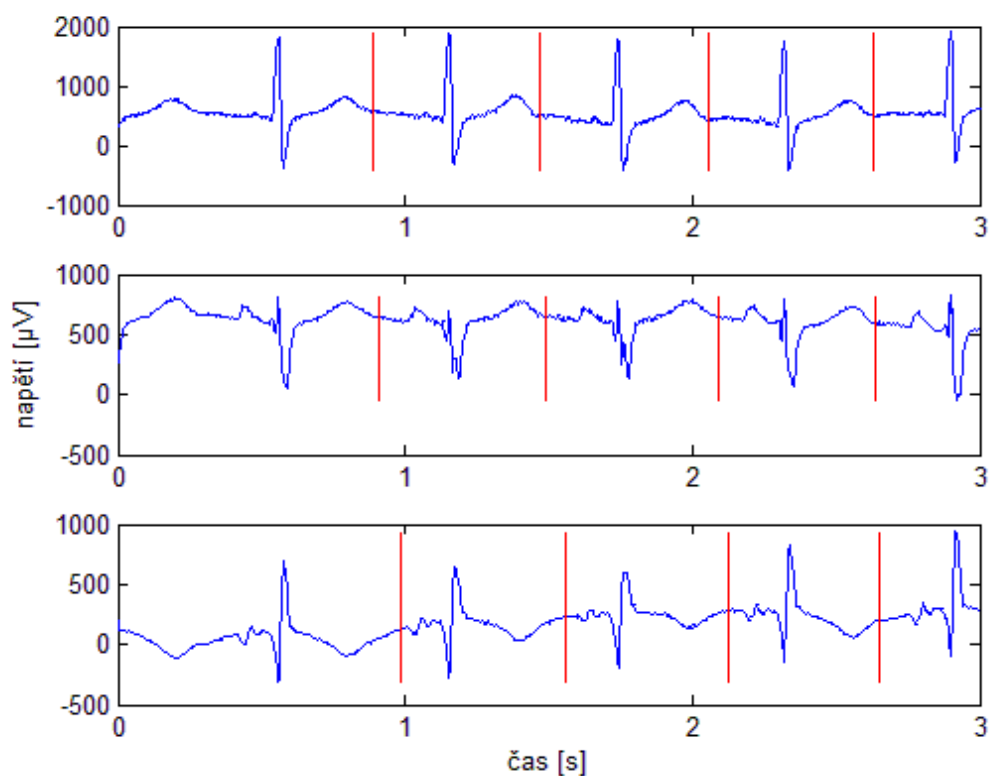


Obr. 24 EKG signál W001, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

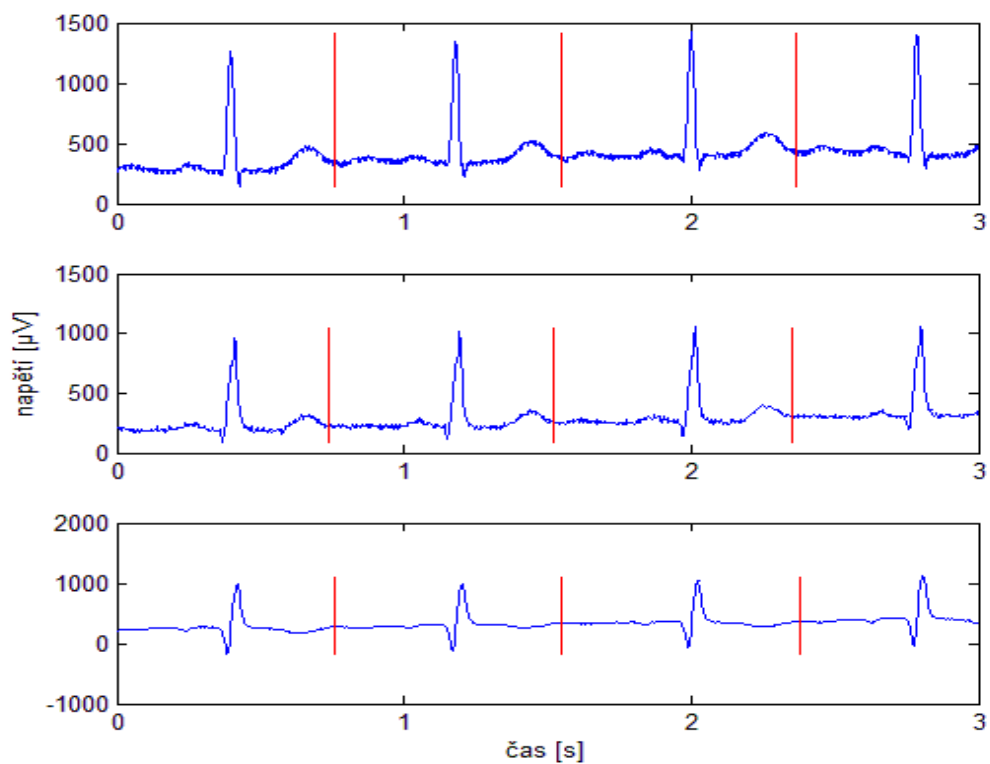


Obr. 25 EKG signál W002, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

6.5.2 Detekce vlnkou bior1.5

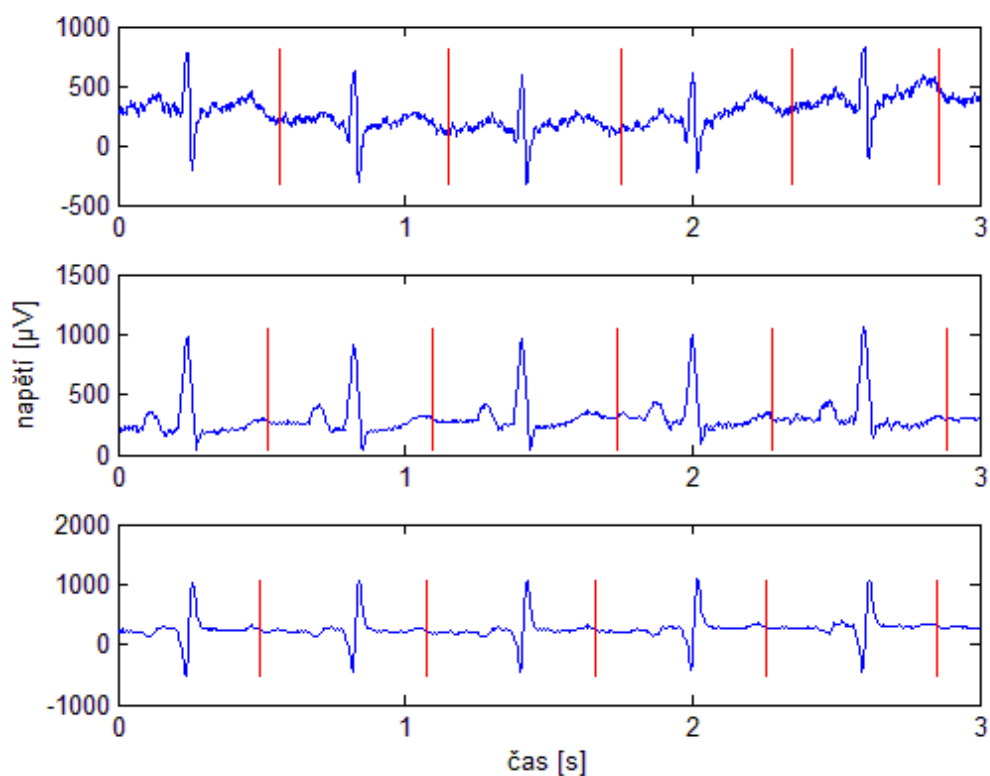


Obr. 26 EKG signál W003, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

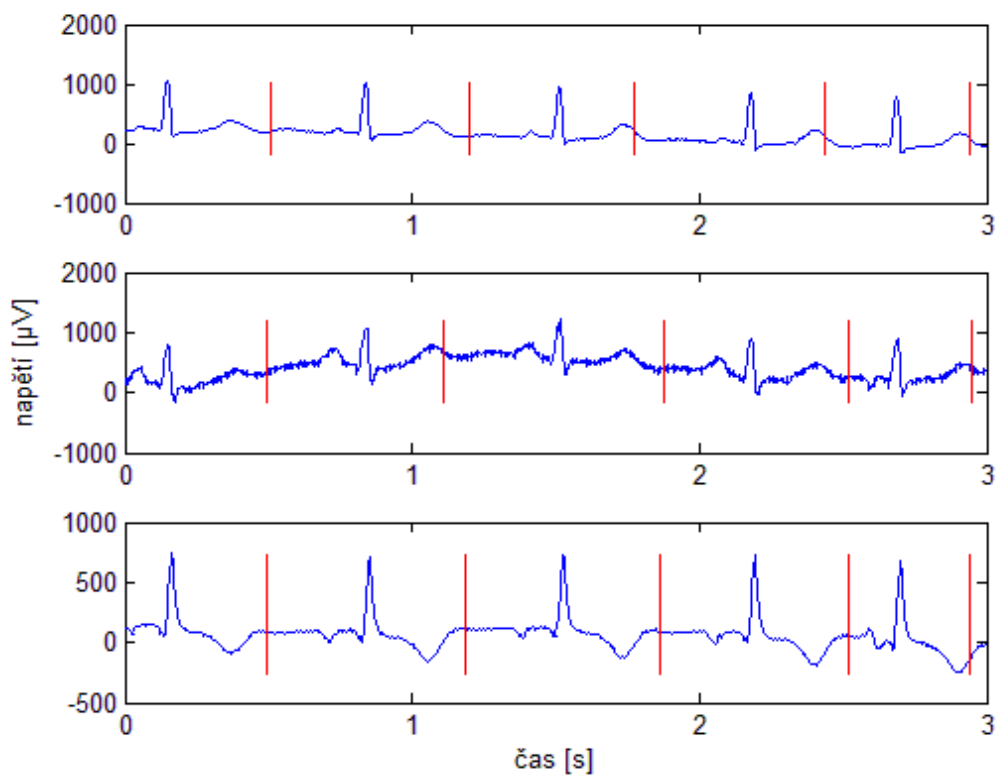


Obr. 27 EKG signál W004, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

6.5.3 Detekce vlnkou db2

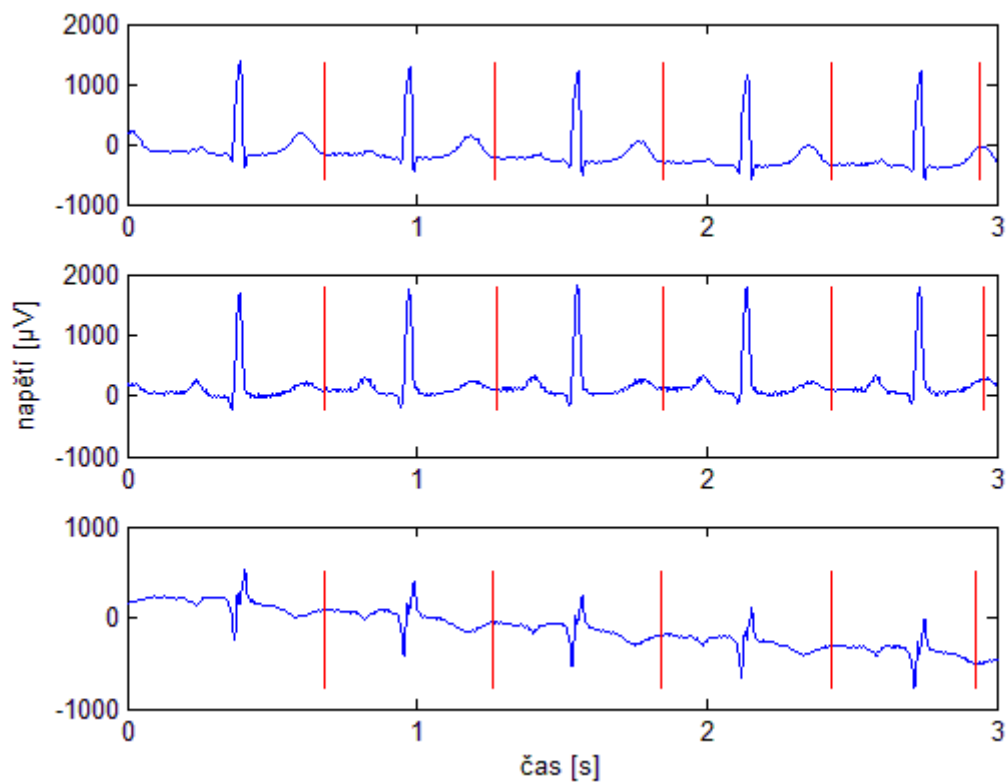


Obr. 28 EKG signál W005, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

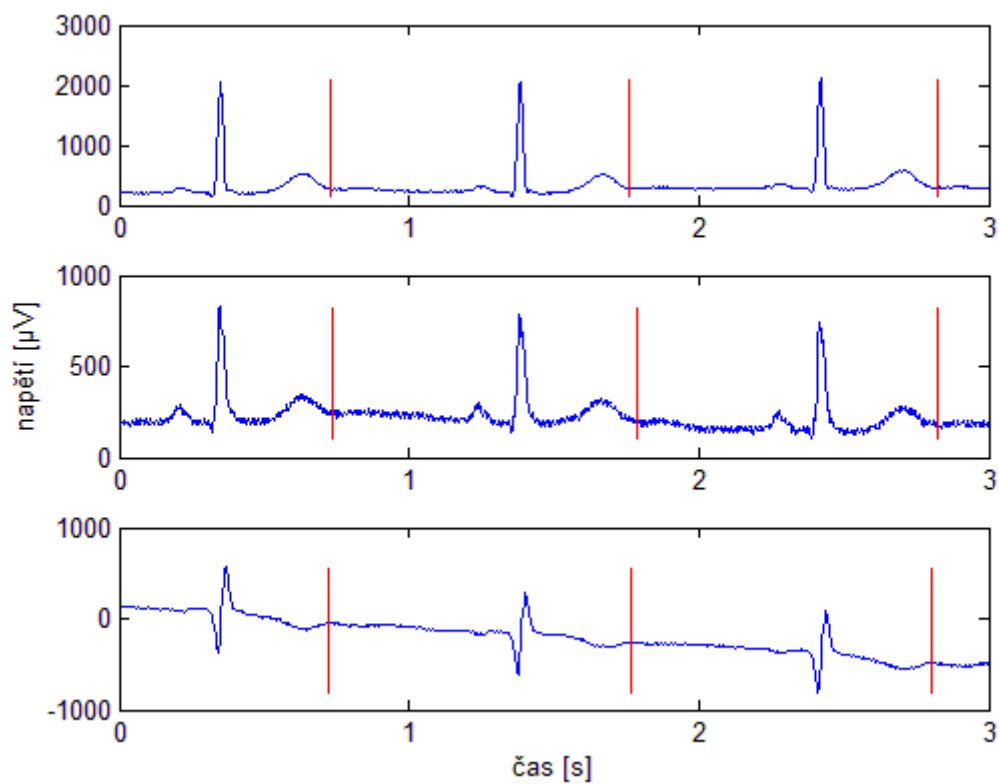


Obr. 29 EKG signál W006, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

6.5.4 Detekce vlnkou haar

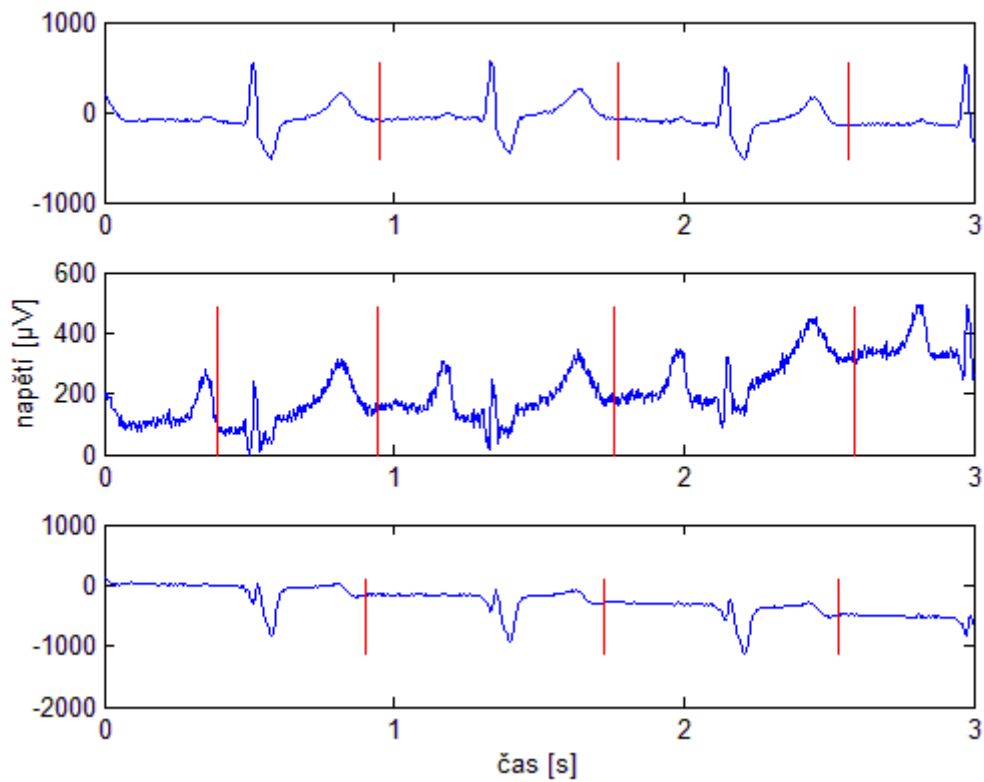


Obr. 30 EKG signál W007, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

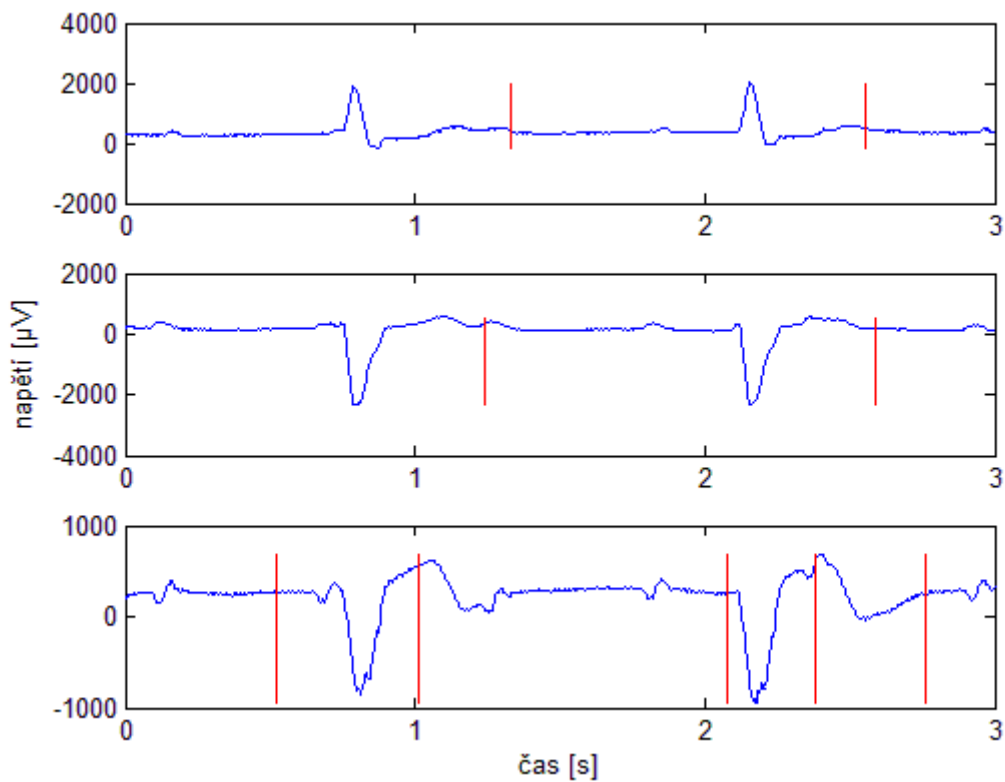


Obr. 31 EKG signál W008, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

6.5.5 Detekce vlnkou sym2



Obr. 32 EKG signál W009, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny



Obr. 33 EKG signál W010, svody XYZ se zobrazenými konci T vlny

6.5.6 Zhodnocení ukázek detekce

Na prvních dvou signálech W001 a W002 transformovaných vlnkou bior1.3 je vidět v celku bezproblémová detekce. Na následujícím signálu W003 je vidět na svodu Z v prvním cyklu nepřesná detekce. Na signálu W004 na svodu Z je naopak vidět pozitivní detekci i při hodně nízké amplitudě T vlny. Na signálu W006, který jsme transformovali vlnkou db2 je vidět přes všechny svody jak nebyla detekce příliš přesná. Detekované konce na jednotlivých svodech se od sebe hodně liší. Vlnka haar ukazuje téměř bezchybnou detekci, kromě detekce posledních konců na všech svodech signálu W007, ale to je nejspíše způsobené ořezáním signálu na dobu tří sekund. Na poslední vlnce sym2 jsou vidět velmi nepřesné detekce. Na signálu W009 a svodu Y určila jako pozici konce vlny T, konec vlny P a v posledním zobrazeném signálu W010 na svodu Z dokonce nedetekovala několik falešně pozitivních konců T vlny.

Zhodnocení neprovádíme přesně dle daných referenčních hodnot, protože v každém signálu EKG z CSE databáze je dostupná referenční pouze pro jeden cyklus signálu. Proto hodnotíme ukázky detekce pouze odhadem toho, co vidíme.

6.6 Standardní databáze EKG signálů CSE

Databáze CSE byla založena v roce 1978. Byla vytvořena pro účely testování výkonnosti programů pro analýzu EKG signálů. Databáze je složena ze tří částí. První část obsahuje signály snímané současně pouze na třech svodech je rozdělena do dvou datových skupin. Druhá část, na které testujeme náš algoritmus, se skládá již z 15 svodů (12 standardních a 3 Frankovy ortogonální svody). Testování bylo provedeno na třech Frankových svodech na třetí datové skupině, která obsahuje 125 záznamů signálů EKG. Třetí část je navržena pro hodnocení programů diagnostiky EKG.

Délka jednotlivých záznamů v datové skupině tři je ve všech případech 10 sekund a byly navzorkovány $f_{vz} = 500$ Hz. Referenční hodnoty EKG signálů byly stanoveny ze 14 testovacích programů a pouze pro jeden cyklus z každého záznamu. U signálů W067 a W070 byli referenční hodnoty nastaveny na nulu, proto provádíme testování pouze na 123 EKG signálech. Referenční hodnoty byly také stanoveny 5 kardiology, ale pouze pro každý pátý signál a z nich také pouze pro jeden cyklus z celého záznamu. V databázi jsou stanoveny přesné kritéria pro rozměrování signálů. U konce T vlny byly nastaveny na $2s_{CSE}(T_{konec}) = \pm 30.6$ ms. [16]

6.7 Zhodnocení úspěšnosti detekce

Úspěšnost detekce konce T vlny se většinou vyjadřuje pomocí třech základních parametrů, kterými jsou senzitivita a průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi m a směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi s .

Senzitivita je vyjádřena pomocí vztahu

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

, kde TP je počet pozitivních detekcí a FN značí počet falešně negativních detekcí.

Správnost našeho algoritmu byla testována na třech Frankových svodech X, Y a Z z třetí datové skupiny standardní databáze CSE. Byla detekována na 123 signálech ze 125. Signály W067 a W070 byli vyřazeny z důvodu chybějících referenčních hodnot. Testovali jsme na referenčních mediánových hodnotách 14 programů, jelikož jsou obsaženy u všech 123 zbývajících signálů, místo na hodnotách od pěti kardiologů, kde jsou určeny referenční mediánové hodnoty pouze pro každý pátý signál. Všechny referenční hodnoty jsou určeny jen u jednoho cyklu z každého signálu.

Pro vyhodnocení, kdy je detekce pozitivní a, kdy je falešně negativní není přesné pravidlo, proto jsme určili, že jakmile přesáhne hodnotu 70 ms od referenční hodnoty bude vyhodnocena jako falešně negativní.

Hodnota uznávané tolerance, pro správnou detekci konce T vlny dle normy CSE [2]:

$$2s_{CSE}(T_{konec}) = \pm 30.6 \text{ ms}$$

Tab. 6 Úspěšnost detekce navržené metody

Vlnka	Se [%]	$m \pm s$ [ms]
Bior1.3	95,93	-5,2 ± 19,5
Bior1.5	95,93	-5,5 ± 19,8
Db2	91,6	3,2 ± 33,8
Haar	95,93	-6,6 ± 19,6
Sym2	91,32	8,3 ± 34,4
kritéria $2s_{CSE}$		±30,6

Hodnoty nesplňující kritéria $2s_{CSE}$ (červeně)

Hodnoty uznávané tolerance směrodatné odchylky podle $2s_{CSE}$ jsme nesplnili pro dvě vlnky db2 a sym2, které nedosáhly senzitivity ani 92%. Pro ostatní vlnky byl algoritmus úspěšnější. Dosáhli jsme směrodatné odchylky menší než 20 ms a senzitivity mírně pod 96%.

6.8 Srovnání metod detekce

Existuje mnoho přístupů a prací, které prokazují míru úspěšnosti detekce jednotlivých metod na databázi CSE. Pro možnost srovnání úspěšnosti detekce byly některé z nich vybrány a nyní je zde uvedeme.

Metoda založená na filtrování dolní propustí a derivacích, jejíž princip je uveden v [17]. Metoda byla otestována na vícesvodových záznamech EKG pro referenční mediánové hodnoty kardiologů i programů. Její úspěšnost je dána směrodatnou odchylkou pro hodnoty kardiologů $\pm 10,5$ ms a pro hodnoty programů $\pm 16,5$ ms.

Další přístupy jsou založené na dyadické formě vlnkové transformace, jejíž princip představili autoři v [18] a [2]. Pro [18] dosahovala směrodatná odchylka $\pm 20,0$ ms a pro [2] je rovna $\pm 21,8$ ms.

Poslední uvedenou metodou je [19] a je založená na spojitě vlnkové transformaci, stejně jako náš algoritmus. Dosahuje velmi dobrých výsledků. Směrodatná odchylka této metody je $\pm 3,6$ ms.

Přehledné údaje o výsledcích jsou uvedeny v tab. 7, v které jsme uvedli jednu naši testovanou vlnku bior1.3, pro kterou se algoritmus jevil jako nejlepší díky nejnižší směrodatné odchylce $\pm 19,5$ ms a nejvyšší senzitivitě 95,93 %, kterou sdílí s vlnkami bior1.5 a haar.

Tab. 7 Srovnání metod

metody	parametry	konec T
Laguna 1994 [17]	počet $m \pm s$ [ms]	26 $2,6 \pm 10,5$
Laguna 1994 [17]	počet $m \pm s$ [ms]	121 $9,7 \pm 16,5$
Sahambi 1997 [18]	počet $m \pm s$ [ms]	N $N \pm 20,0$
Martínez 2004 [2]	počet $m \pm s$ [ms]	26 $1,3 \pm 21,8$
Alvarado 2005 [19]	počet $m \pm s$ [ms]	25 $8,2 \pm 3,6$
Bior1.3	počet $m \pm s$ [ms]	123 $-5,2 \pm 19,5$
kritéria $2s_{CSE}$	[ms]	30,6

7 Závěr

Bakalářská práce se zabývá detekcí konce T vlny pomocí mateřských vlnek a programu MATLAB. Popisuje také EKG signál, jeho historii, vznik a průběh. Blíže pak popisuje QRS komplex, vlnu P a T. Dále pak samotné snímání EKG, jeho svody. Také popisuje vlnkovou transformaci. Obsahuje návrh a realizaci detekce konce T vlny.

Práce obsahuje stručný popis vlnkových transformací, popis různých mateřských vlnek, které jsou použity pro detekci. Program, který jsme vytvořili, byl použit na 4 různých namodelovaných T vlnách a na třech ortogonálních svodech 125 EKG signálů databáze CSE pro 5 mateřských vlnek (haar, bior1.3, bior1.5, db2, sym2). Algoritmus byl popsán pomocí blokového schématu a výsledky jsou shrnuty číselně v tabulkách i znázorněny graficky.

Úspěšnost detekce programu je dána směrodatnými odchylkami a senzitivitami. Nejlepších hodnot dosahuje vlnka bior1.3, jelikož má nejnižší směrodatnou odchylku $\pm 19,5$ ms a nejvyšší senzitivitu 95,93 %. Z celkového hlediska jsou použitelné pro detekci na našem algoritmu vlnky bior1.3, bior1.5 a haar. Žádná z těchto vlnek nepřesáhla uznávanou toleranci pro detekci konce T vlny $2s_{CSE}$, která činí $\pm 30,6$ ms. Naopak pro vlnky db2 a sym2 se nám nepodařilo dosáhnout tohoto kritéria.

Při srovnání našeho algoritmu s ostatními metodami se náš přístup jevil lepší než přístupy uvedené v [18] a [19], které jsou založené na dyadické formě vlnkové transformace jejich detektory měli směrodatné odchylky o něco horší než naše nejlepší vlnka ($\pm 20,0$ ms a $\pm 21,8$ ms). Toto srovnání nemusí být přesné, jelikož všechny uvedené metody, kromě jedné [17], testovali pouze na 25 referenčních hodnotách směrodatné odchylky. Tato metoda dosáhla o 3 ms lepší směrodatné odchylky.

Cíle zadání se podařilo splnit. Namodelovali jsme různé T vlny v matlabu a detekovali jsme jejich konce. Navíc se nám mimo zadání podařilo navrhnout program, který jsme mohli otestovat na databázi CSE a našli jsme optimální vlnku pro náš algoritmus.

Použitá literatura

- [1] LI, C., ZHENG, C., TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995, vol. 42, no. 1, p. 21-28.
- [2] MARTINEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, no. 4, p. 570-581.
- [3] MACEK, Jan. *Aplikace strojového učení pro zpracování lékařských dat*. Praha, 2001. 65 s. Diplomová práce. ČVUT.
- [4] GERLA, Václav. [Http://zivotni-energie.cz/](http://zivotni-energie.cz/) [online]. 2007 [cit. 2009-12-10]. EKG signál a jeho záznam. Dostupné z WWW: <<http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html#id03>>.
- [5] CONOVER, Mary Boudreau Conover. *Electrocardiography*. St. Louis : Mosby, 2004. 310 s.
- [6] www.zdrav.cz [online]. 2003 [cit. 2009-12-10]. Zdravi a zdravotnictví. Dostupné z WWW: <<http://www.zdrav.cz/modules.php?op=modload&name=News&file=article&sid=1712>>.
- [7] www.osu.cz [online]. 2004 [cit. 2009-12-10]. Záznam elektrokardiogramu a zátěžové EKG. Dostupné z WWW: <http://www.osu.cz/fzs/ufy/dokumenty/Ukoly_ekg_ergo.pdf>.
- [8] KOZUMPLÍK Jiří.: Multitaktní systémy. Elektronické skriptum UBMI FEKT VUTBR 2005
- [9] HAMAN, Petr, Základy EKG. *EKG kvalitně* [online]. [cit 2008-11-30]. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz>>
- [10] S. Mallat, "Zero-crossings of a wavelet transform," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 37, pp. 1019-1033, 1991.
- [11] BERANOVÁ, Lenka. *WAVELET TOOLBOX*. Praha, 2001. 10 s. Semestrální práce. ČVUT.
- [12] BURRUS C. S.; GOPINATH R. A.; GUO H.: *Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms*, Prentice Hall, 1997.
- [13] YANG M.; HU W.; SHYU L.: *ECG Events Detection and Classification Using Wavelet and Neural Networks*, in Proceedings . 19th International Conference . IEEE/EMBS Oct 30 . Nov 2 1997, Chicago, IL. USA.
- [14] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. : *Matlab začínáme se signály*. BEN-technická literatura Praha, 2006.
- [15] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno, 2004. Habilitační práce. VUT.
- [16] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

[17] LAGUNA, P.; JANÉ, R.; CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Comput. Biomed. Res.*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.

[18] SAHAMBI, J. S.; TANDON, S.; BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83, 1997.

[19] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG	elektrokardiogram
CSE	standardní databáze signálů EKG
WT	vlnková transformace
DWT	diskrétní vlnková transformace
DTWT	dyadická vlnková transformace s diskretním časem
DTCWT	komplexní dyadická vlnková transformace
$y(a, b)$	vlnková transformace
$\psi(t)$	mateřská vlnka
T	perioda
$y_m(n)$	dyadická vlnková transformace s diskretním časem
$h_m(n)$	impulsní charakteristika
$y_{M+1}(n)$	koeficienty pracující s nejnižším frekvenčním pásmem
P_d	půlpásmová dolní propust
$W_s f(x)$	vlnková transformace signálu $f(t)$
$Q^j(\omega)$	obraz ekvivalentního filtru vlnkové transformace
$H(\omega)$	hornopropustný
$G(\omega)$	dolnopropustný filtr