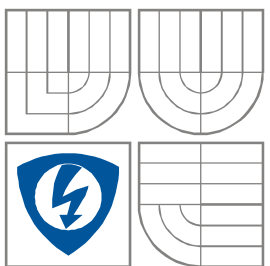


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



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

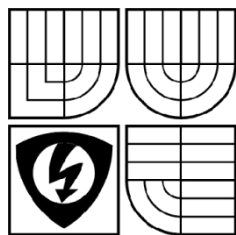
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. MARTIN VÍTEK

SUPERVISOR

BRNO, 2010



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: 2009/10

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: 8.2.2010

Termín odevzdání: 28.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Martin Vitek

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..

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Patrik Lorenc
Bytem: Kounicova 18, Brno, 612 00
Narozen/a (datum a místo): 12. června 1987 v Prostějově

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Optimální detekce konce vlny T v EKG signálech

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vitek.

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 28. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

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. 34 s., 4 s. příloh. 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:.....	5
2.4	Záznam elektrokardiogramu.....	6
2.4.1	Standardní bipolární končetinové svody (I, II a III).....	6
2.4.2	Unipolární končetinové svody (aVR, aVL a aVF).....	7
2.4.3	Unipolární hrudní svody (V_1 až V_6).....	7
3	Vlnková transformace.....	9
3.1	Vlnková transformace spojitá	9
3.2	Vlnková transformace diskrétní	9
3.3	Reálná dyadická vlnková transformace s diskrétním časem.....	10
3.4	Komplexní dyadická vlnková transformace (DTCWT).....	11
3.5	Redundantní DTWT	12
3.6	Paketová DTWT	13
4	Návrh detekce konce T vlny z celého EKG signálu.....	14
4.1	Typy algoritmu pro detekci	14
4.2	Využití vlnkové transformace.....	14
4.3	Ekvivalentní filtr vlnkové transformace.....	15
4.4	Detekce konce T vlny	17
5	Návrh a realizace detekce konce T vlny z namodelovaných vln T	19
5.1	Modelování T vln	19
5.2	Použité mateřské vlnky	20
5.2.1	Haarova vlnka	20
5.2.2	Daubechiho vlnky	21
5.2.3	Coifletovy vlnky	21
5.2.4	Biorthogonální vlnky	22
5.2.5	Vlnky symlets	23
5.3	Návrh a realizace detekce konce T vlny	23
5.4	Zhodnocení výsledků detekce	26

6 Závěr.....	32
Použitá literatura	33
Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	34
Seznam příloh	35

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 spojitě, diskrétní ale také o dyadické vlnkové transformaci.

Jsou zde popsány dva způsoby detekce konce T vlny, detekce z celého EKG a pomocí namodelovaných T vln. Z nich pro naši práci využíváme pouze druhý způsob. Dozvíme se, jak používat vlnkovou transformaci, mateřské vlnky a jak namodelovat vlny T v programu MATLAB.

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

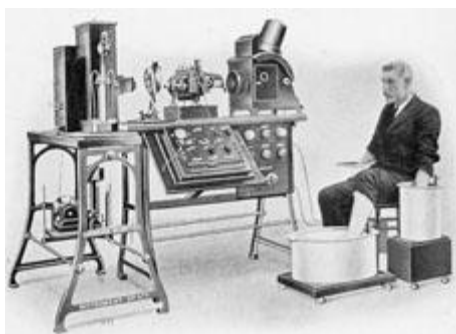
Praktická část je zaměřena na vytvoření programu v prostředí MATLAB. Program bude za pomoci mateřských vlnek transformovat signál (v našem případě namodelovanou T vlnu) a z transformace bude získávat pomocí prahování výsledný konec T vlny.

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 je zde popsáno umístění svodů na těle a jejich popis.

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]



Obr. 1 Strunový galvanometr (převzato z [4])

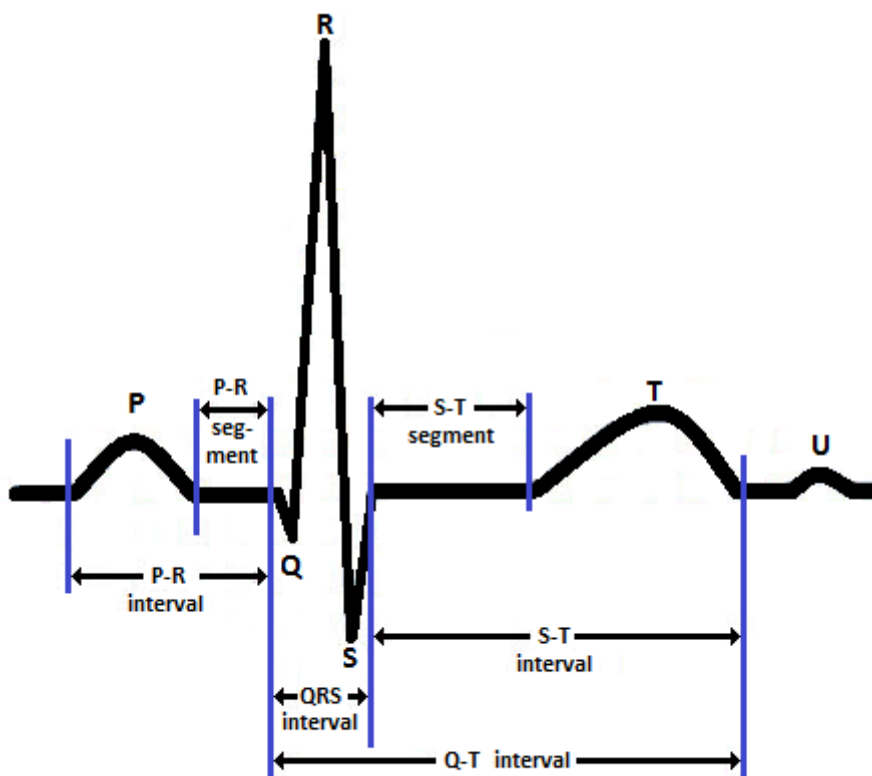
2.2 EKG Obecně

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

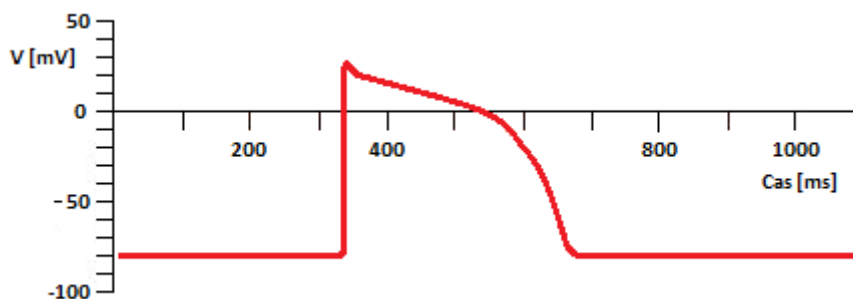
Impuls vzniká v tzv. sinoatriálním (SA) uzlu v oblasti pravé předsíně, odkud se šíří dál. Tento primární signál je natolik slabý, že jej při běžném záznamu EKG prakticky nezaznamenáme. První vlna signálu, kterou můžeme na EKG záznamu vidět, je vlna P, která vzniká při depolarizaci předsíní. Repolarizaci 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. 2 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. 3 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 0,1s a výška je něco kolem 2,5mm (0,25mV). Vlna P chybí nejčastěji při fibrilaci síní, dále může chybět při flutteru (kmitání síní je méně častější, 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 0,6 – 0,1s. Kmity Q a S jsou negativní (pod izoelektrickou linií) a R je pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií).

Kmit Q

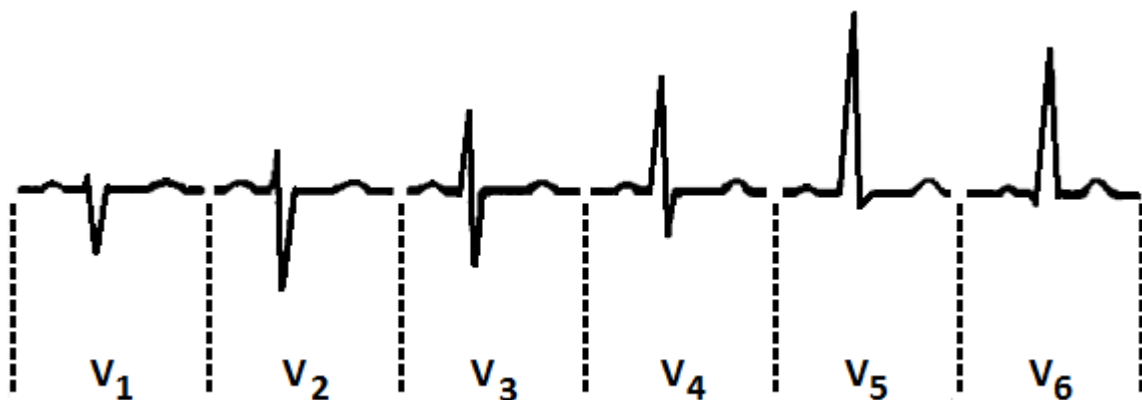
Je první kmit a má délku 0,03s při nepatologickém stavu, je hluboký do 3 mm (0,3mV) a nepřesahuje 1/4 výchylky R v tomtéž svodu. Patologické Q nesplňuje podmínky normálního kmitu, proto je vždy podezřelý z infarktu myokardu, u něhož vzniká v oblasti nad nektrózou myokardu nebo nad již vytvořenou jizvou.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

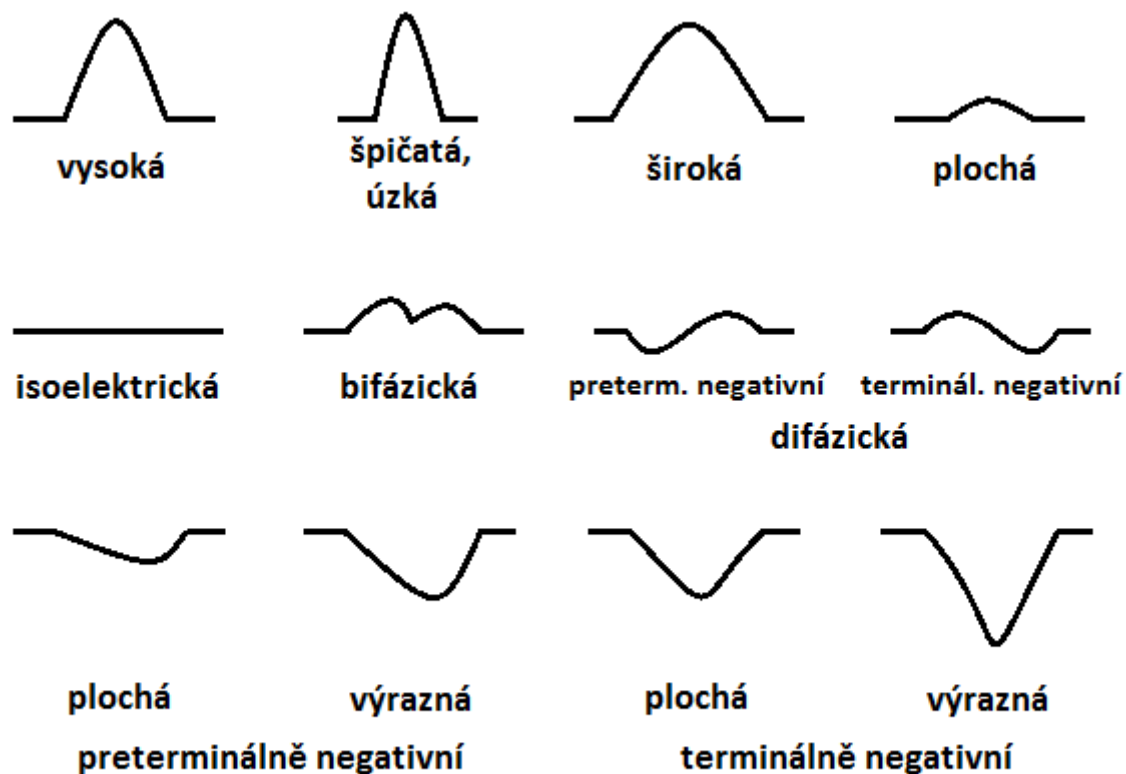
Je poslední. Oproti kmitu R se velikost kmitu S snižuje od V1 k V5-6. Ve svodech V5-6 normálně nemusí být S nebo je jen malé s. Hluboké S ve V5-6 se nachází při rotaci srdce ve směru hodinových ručiček a při LAH (levý přední hemiblok).



Obr. 4 Ukázky EKG signálů V1 - V6 (převzato z [9])

2.3.3 Vlna T

Vzniká při repolarizaci komor. 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.



Obr. 5 Různé druhy vln T

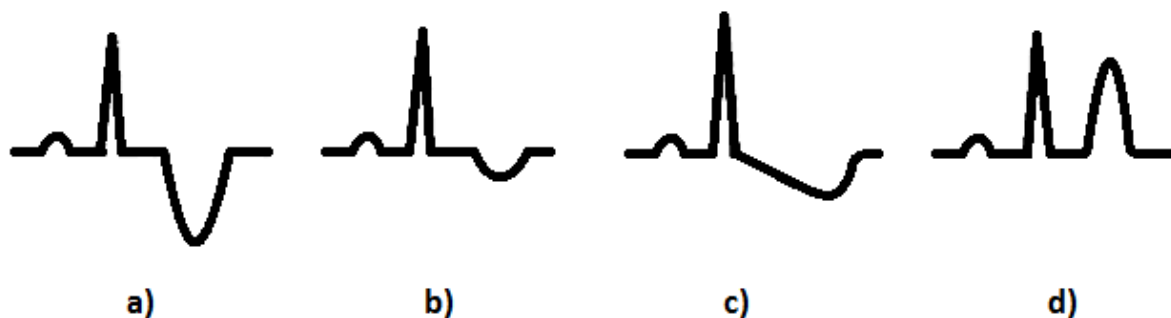
2.3.4 Patologická vlna T:

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. 6 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.

Umístění svodů:

Svod I mezi pravou a levou horní končetinou

Svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou

Svod III mezi levou horní a levou dolní končetinou

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).

Umístění svodů:

aVR z pravé končetiny

aVL z levé končetiny

aVF z levé dolní končetiny

Takto obdržíme 6 končetinových svodů (3 bipolární a 3 unipolární), které jsou zaznamenávány končetinovými elektrodami

Žlutá L předloktí levé horní končetiny

Červená R předloktí horní pravé končetiny

Zelená F bérec levé dolní končetiny

Černá N (zemnicí) bérec pravé dolní končetiny

2.4.3 Unipolární hrudní svody (V₁ až V₆)

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

Umístění svodů:

Červená V1 4. mezižebří parasternálně vpravo

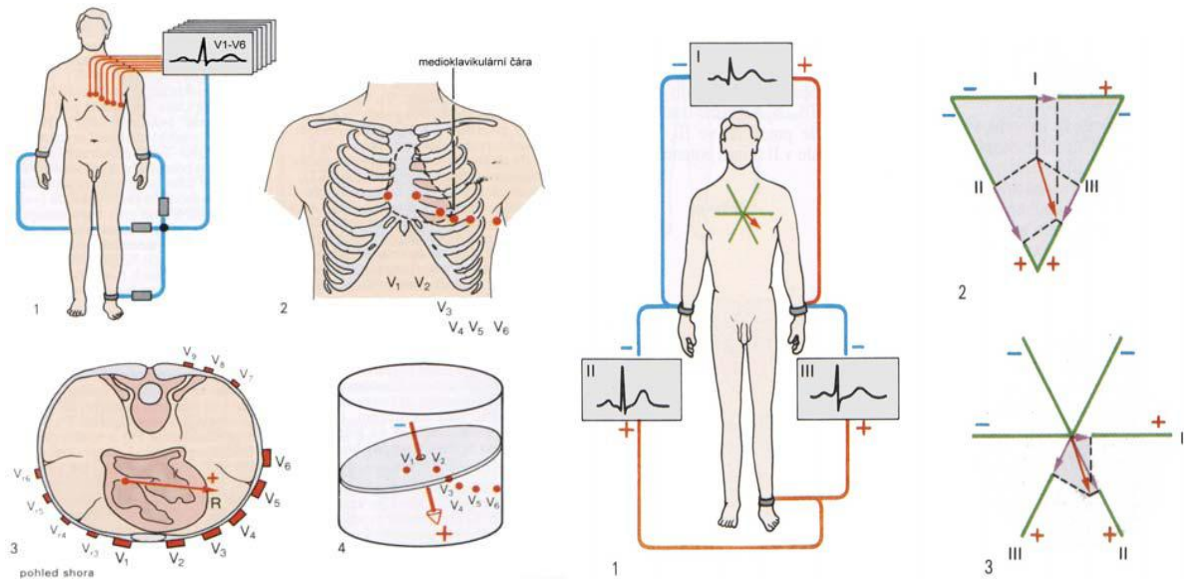
Žlutá V2 4. mezižebří parasternálně vlevo

Zelená V3 mezi V2 a V4

Hnědá V4 5. mezižebří medioklavikulárně vlevo

Černá V5 v přední axilární čáře vlevo v úrovni V4

Fialová V6 ve stejné výši jako V4 ve střední axilární čáře vlevo



Obr. 7 Elektrografické svody (převzato z [7])

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, redundantní a paketovou DTWT.

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]

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

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* (2^{-m}t - kT) dt \quad (3.2)$$

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

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau + 2^m kT) \psi^*(2^{-m}\tau) d\tau = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \psi^*(2^{-m}\tau - 2^m kT) d\tau \quad (3.3)$$

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

$$\frac{1}{\sqrt{2^m}} \psi^*(2^{-m}t - 2^m kT) = \psi_m^*(t - 2^m kT) \quad (3.2)$$

3.3 Reálná dyadická vlnková transformace s diskretním časem

Dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT) $y_m(n)$ diskretního signálu $x(n)$ je definována diskretní konvolucí

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (3.3)$$

tj. rozkladem signálu bankou diskretních oktákových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$.

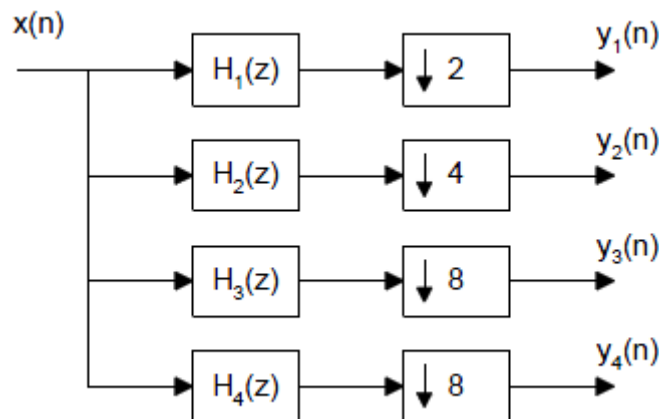
Při použití kauzálních FIR filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$, $n=0, 1, \dots, N_m-1$ a při předem zvoleném stupni rozkladu M , kdy $m = 1, 2, \dots, M$, se rovná

$$y_m(n) = \sum_{i=0}^{N_m-1} h_m(i) x(2^m n - i), \quad m = 1, 2, \dots, M \quad (3.4)$$

$$y_{M+1}(n) = \sum_{i=0}^{N_{M+1}-1} h_{M+1}(i) x(2^m n - i) \quad (3.5)$$

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

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



Obr. 8 Dyadická DTWT pro třístupňový rozklad

3.4 Komplexní dyadická vlnková transformace (DTCWT)

V této části se budeme zajímat hlavně o ortogonální DTCWT. Když sériově spojíme rozkladovou a rekonstrukční dolní propust (H_d a F_d), tak nám musí vytvořit půlpásmovou dolní propust P_d

$$P_d(e^{j\omega}) = H_d(e^{j\omega})F_d(e^{j\omega}) = e^{-j\omega\frac{N-1}{2}}H_d(e^{j\omega})H_d^*(e^{j\omega}) = e^{-j\omega\frac{N-1}{2}}|H_d(e^{j\omega})|^2 \quad (3.6)$$

kde N je počet vzorků impulsní charakteristiky $p_d(n)$ půlpásmového filtru.

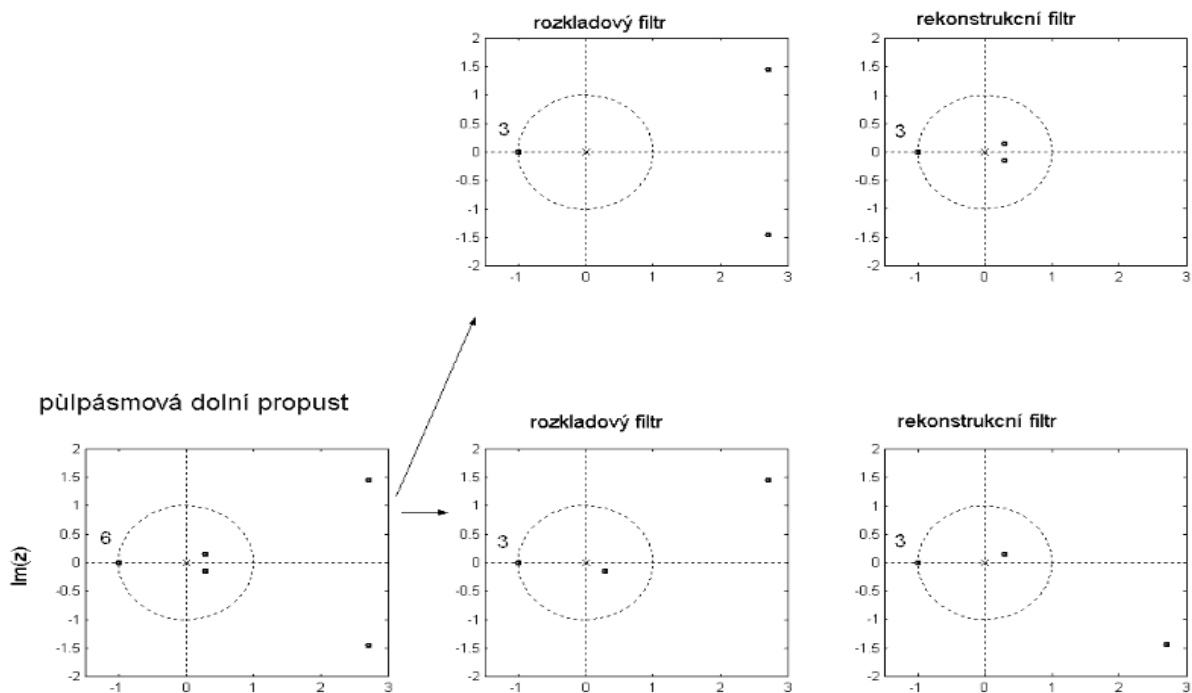
Dále použijeme obecný vzorec pro přenosovou funkci půlpásmové dolní propusti

$$P_d(z) = 2 \left(\frac{1+z}{2}\right)^p \left(\frac{1+z^{-1}}{2}\right)^p \sum_{k=0}^{p-1} \binom{p+k-1}{k} \left(\frac{1-z}{2}\right)^k \left(\frac{1-z^{-1}}{2}\right)^k \quad (3.7)$$

, kterou můžeme využít na určení filtru pro komplexní ortogonální vlnkovou transformaci. Nejjednodušší půlpásmovou dolní propustí poté bude 5P_d , jelikož 1P_d nebo 3P_d nemají komplexní nulové body.

$${}^5P_d(z) = \frac{1}{256} (3 - 25z^{-2} + 150z^{-4} + 256z^{-5} + 150z^{-6} - 25z^{-8} + 3z^{-10})$$

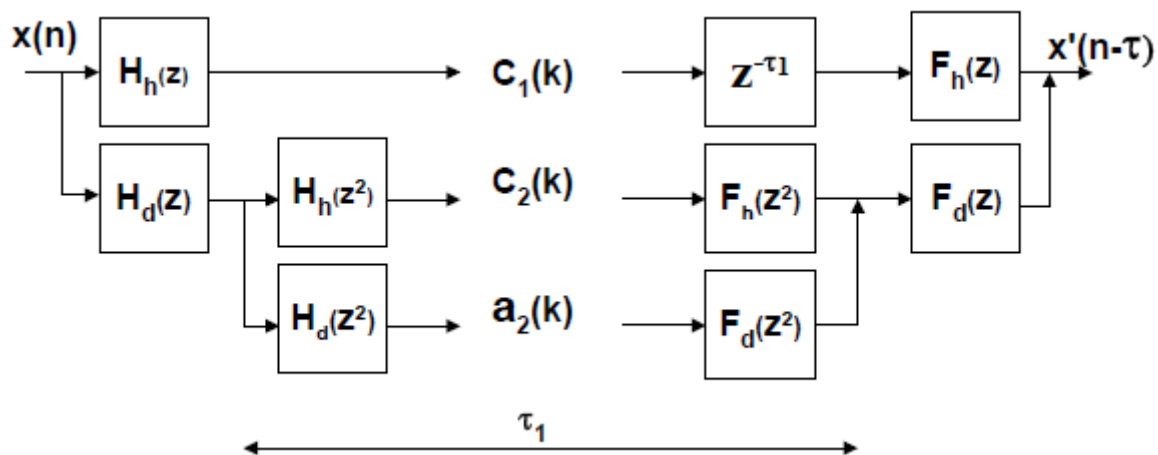
Princip odvození dolních propustí pro reálné a komplexní ortogonální DTWT a rozložení nulových bodů je zachyceno na obrázku.



Obr. 9 Rozložení nulových bodů rozkladových a rekonstrukčních filtrů

3.5 Redundantní DTWT

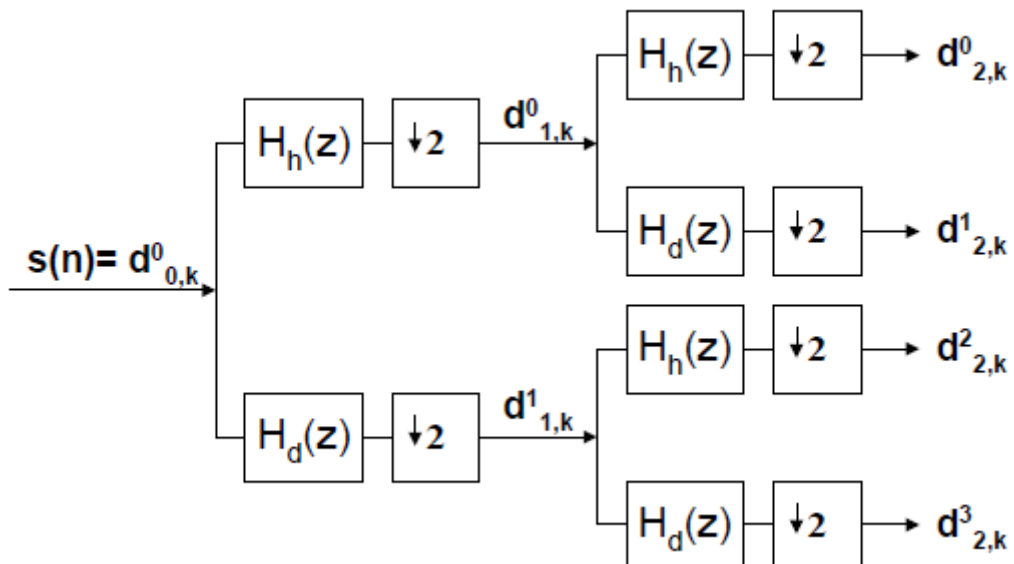
Je to varianta transformace, která nemá podvzorkované výstupy filtrů. Počet koeficientů transformace úměrně narůstá s počtem pásem, na kterých je signál rozkládán.



Obr. 10 Přímá a zpětná redundantní DTWT s dvěma stupni rozkladu

3.6 Paketová DTWT

Paketová DTWT je varianta transformace, u které je rozklad realizován úplným stromem, jak je patrné z dvoustupňového rozkladu na obr. Všechna kmitočtová pásma, na která se signál rozkládá, jsou stejně široká. Rozkladový strom může být i neúplný, podle volby uživatele. [9]



Obr. 11 Paketové DTWT se dvěma stupni rozkladu

4 Návrh detekce konce T vlny z celého EKG signálu

Kapitola obsahuje návrh způsobu detekce konce vlny T vlny pomocí vlnkové transformace z celého EKG. Jsou zde popsány základní algoritmy, ekvivalentní filtr vlnkové transformace a vlastní detekce 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]

4.1 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 vlnkovou transformaci, která je popsána v kapitole 3. [3]

4.2 Využití vlnkové transformace

Vlnková transformace umožňuje popis signálu na časové ose, proto je vhodná pro analýzu EKG signálu, který se periodicky opakuje a má různý frekvenční obsah (QRS komplex, vlna T a P). Kromě toho se také šum objevuje na různých frekvencích, což má vliv na EKG signál.

Vlnková transformace signálu $f(t)$ je definovaná jako

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

, kde s je měřítko, $\Psi_s(x) = \frac{1}{s} \Psi\left(\frac{x}{s}\right)$ je dilatace základní vlnky $\Psi(x)$ podle stupnice s , $s = 2^j$ ($j \in \mathbb{Z}, \mathbb{Z}$), pak můžeme vlnkovou transformaci nazvat dyadickou vlnkovou transformací.

Dyadickou vlnkovou transformaci můžeme přepočítat podle Mallatova algoritmu

$$S_{2^j} f(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1}k) \quad (4.2)$$

$$W_{2^j} f(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k S_{2^{j-1}} f(n - 2^{j-1}k) \quad (4.3)$$

, kde $S_{2^j} f(n)$ je j -tou aproximací vstupního signálu $f(n)$ a $W_{2^j} f(n)$ je vlnkovou transformací signálu $f(n)$. Dále ji budeme nazývat j -tým detailem vstupního signálu. [1]

4.3 Ekvivalentní filtr vlnkové transformace

Diskrétní Fourierova transformace vlnkové transformace $W_{2^j} f(n)$ je určena vztahy

$$\widehat{W}_{2^j} f(\omega) = \hat{f}(\omega) \widehat{\Psi}(2^j \omega) = \begin{cases} G(\omega) \hat{f}(\omega) \hat{\phi}(\omega) & \text{pro } j = 1 \\ G(2\omega) H(\omega) \hat{f}(\omega) \hat{\phi}(\omega) & \text{pro } j = 2 \\ G(2^{j-1}\omega) H(2^{j-2}\omega) \dots H(\omega) \hat{f}(\omega) \hat{\phi}(\omega) & \text{pro } j > 2 \end{cases} \quad (4.4)$$

, kde ϕ je vyhlazovací funkce, $\hat{f}(\omega) \hat{\phi}(\omega)$ je diskrétní Fourierova transformace EKG signálu. [1]

Pak můžeme definovat obraz ekvivalentního filtru vlnkové transformace podle následujícího vztahu

$$Q^j(\omega) = \begin{cases} G(\omega) & \text{pro } j = 1 \\ G(2\omega) H(\omega) & \text{pro } j = 2 \\ G(2^{j-1}\omega) H(2^{j-2}\omega) \dots H(\omega) & \text{pro } j > 2 \end{cases} \quad (4.5)$$

Koeficienty $\{h_k|k \in \mathbb{Z}\}$ a $\{g_k|k \in \mathbb{Z}\}$ určují dolnoprostopustný filtr $G(\omega)$ a hornoprostopustný filtr $H(\omega)$ podle vztahů

$$H(\omega) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_k e^{-ik\omega} \quad (4.6)$$

$$G(\omega) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k e^{-ik\omega} \quad (4.7)$$

Jejich Fourierovy obrazy jsou

$$H(\omega) = e^{i\frac{\omega}{2}} \left(\cos \frac{\omega}{2} \right)^3 \quad (4.8)$$

$$G(\omega) = 4ie^{i\frac{\omega}{2}} \left(\cos \frac{\omega}{2} \right) \quad (4.9)$$

Podle vztahů (4.6) a (4.7) určíme koeficienty dolnoprostopustných a hornoprostopustných FIR filtrů, které jsou uvedeny v Tab. 1. Konvolucí těchto posloupností podle vztahu (4.5) získáme koeficienty ekvivalentních FIR filtrů vlnkové transformace, které jsou uvedeny v Tab. 2.

Tab. 1 Koeficienty dolnoprostopustných a hornoprostopustných FIR filtrů

j	$\{g_k k = -2^{j-1}, \dots, 0\}$	$\{h_k k = -2^{j-2}, \dots, 2^{j-1} - 2^{j-2}\}$
1	[-2 2]	-
2	[-2 0 2]	1/8*[1 3 3 1]
3	[-2 0 0 0 2]	1/8*[1 0 3 0 3 0 1]
4	[-2 0 0 0 0 0 0 2]	1/8*[1 0 0 0 3 0 0 0 3 0 0 0 1]

Tab. 2 Koeficienty ekvivalentních FIR filtrů vlnkové transformace

j	$\{q_k k = -2^j - 2^{j-1} + 2, \dots, 2^{j-1} - 1\}$
1	[-2 2]
2	1/8*[2 6 4 1]
3	1/8*[2 6 12 20 22 18 8 -8 -18 -22 -20 -12 -6 -2]
4	1/8*[2 6 12 20 30 42 56 72 82 86 84 76 62 42 16 -16 -42 -62 -76 -84 -86 -82 -72 -56 -42 -30 -20 -12 -6 -2]

4.4 Detekce konce T vlny

Nejprve si musíme určit množiny extrémů z detailů, které získáme vlnkovou transformací. Musíme si zvolit experimentálně prahovou hodnotu pro každý detail rozdílně, pak můžeme získat množinu všech pozic extrémů na jednotlivých detailech. Než budeme určovat konec T vlny, určíme si pozici R vlny.

Pozici R vlny můžeme určit jako průchod nulou mezi dvěma blízkými extrémů na prvním detailu. Také musíme odstranit z množiny extrémů osamocené extrémů, dále také extrémů redundantní. Osamocené extrém je takový, který nemá ve svém blízkém okolí žádný další extrém. Okolí si musíme určit experimentálně. S odstraňováním osamocené extrémů musíme označit shluky extrémů, ve kterých jsou od sebe extrémů vzdáleny maximálně o blízké okolí, které jsme si předtím experimentálně zvolili. Tomuhle shluku pak odpovídá jeden QRS komplex. [3]

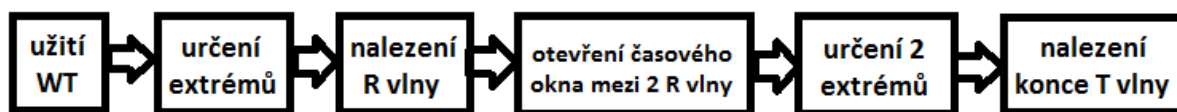
Pak tedy musíme odstranit extrémů redundantní. V detekovaném shluku musíme najít takové dva extrémů, které označují pozici vrcholu R vlny. Předpokládáme nalezení tří extrémů za sebou (kladný extrém, záporný extrém, kladný extrém). Pak amplitudy kladných extrémů (prvního a třetího) označíme jako $A1$ a $A2$ a jejich vzdálenosti od záporného extrémů (druhého) $L1$ a $L2$. Pak redundantní maxima určíme následujícím způsobem:

1. Je-li $A1 / L1 > 1,2 * A2 / L2$, pak je třetí extrém redundantní.
2. Je-li $A2 / L2 > 1,2 * A1 / L1$, pak je první extrém redundantní.

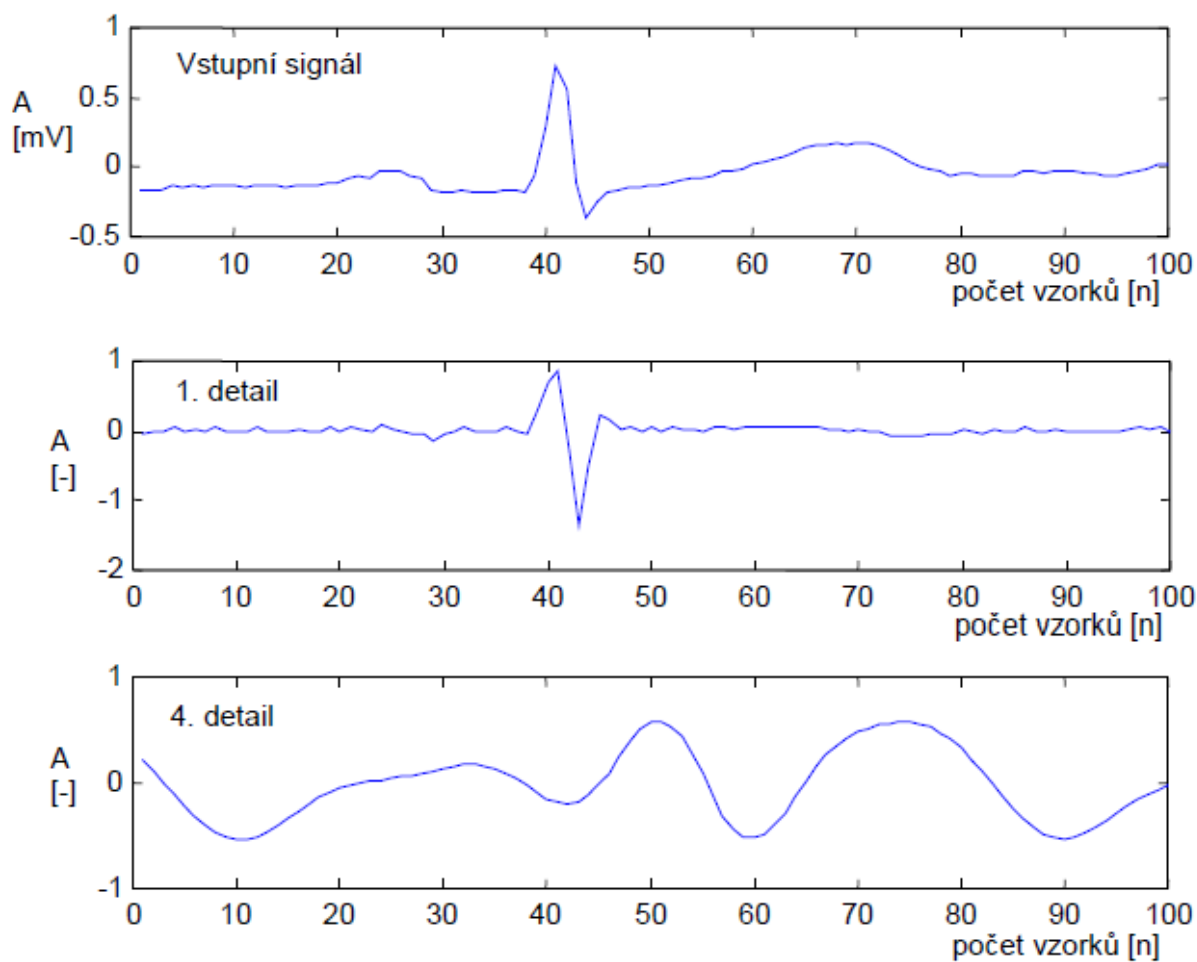
V případě nalezení tří extrémů (kladný extrém, kladný extrém, záporný extrém), pak bude redundantní první extrém. Podobně budeme postupovat i v ostatních případech. Poté můžeme určit polohu vrcholu R vlny.

Dále můžeme konec vlny T detekovat na čtvrtém detailu EKG signálu. Parametry vlny T budeme hledat za QRS komplexem. Vytvoříme si časové okno za QRS komplexem, které bude mít maximálně dvoutřetinovou šířku vzdálenosti dvou QRS komplexů mezi sebou.

V tomto časovém okně pak hledáme dvojici extrémů opačného znaménka, které budou přesahovat experimentálně 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 [- +]. Pak konec vlny T detekujeme jako polohu průchodu nulou nebo první lokální maximum, které je umístěno za druhým z extrémů. Přesnou polohu konce T vlny získáme až po odečtení konstanty $\Delta_T=17$. Konstantu odečítáme z důvodu posunutí výstupu filtrace po časové ose oproti původnímu signálu. Jedná se o číslo, které odpovídá polovině koeficientů použitého filtru. [3]



Obr. 12 Blokové schéma návrhu



Obr. 13 Průběh EKG a první a čtvrtý detail získaný vlnkovou transformací (převzato z [9])

5 Návrh a realizace detekce konce T vlny z namodelovaných vln T

Cílem této kapitoly je navrhnout způsob, jak detekovat konec T vlny pomocí vlnkové transformace z namodelovaných vln T. Také jak namodelovat vlnu T pomocí funkce linspace a spline. Dále se dozvíme o použitých mateřských vlnkách a o samotné detekci. Na závěr zhodnotíme výsledky detekce.

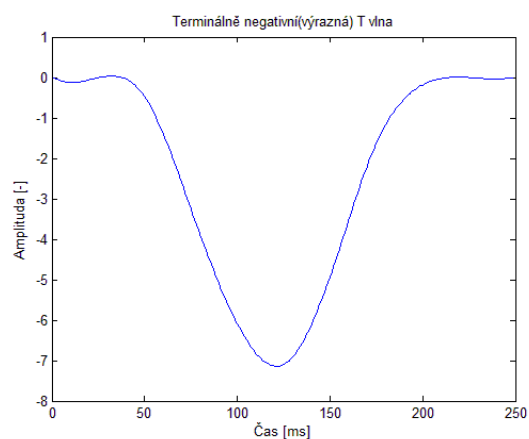
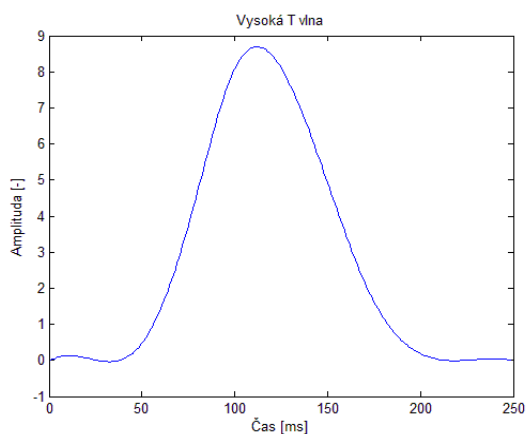
5.1 Modelování T vln

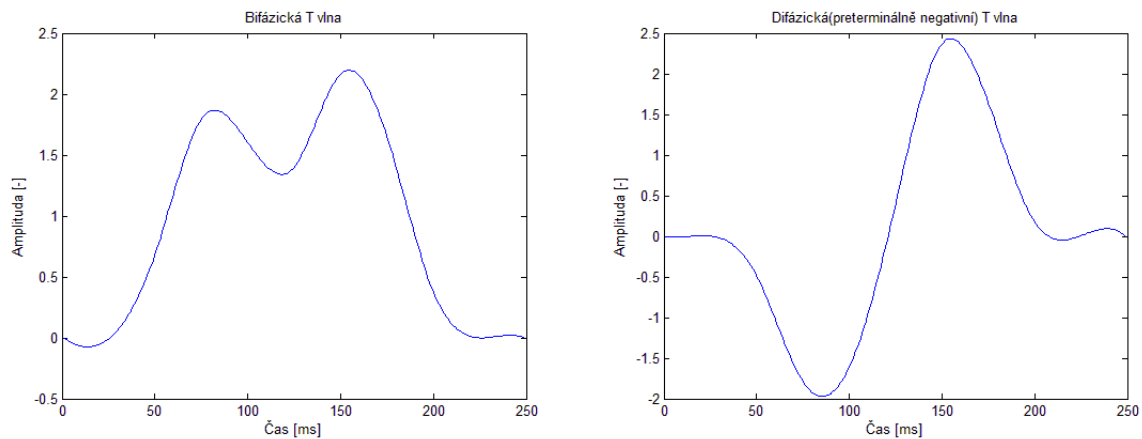
Nejprve si v MATLABU vytvoříme vektor hodnot, které nám budou určovat výšku, šířku a tvar T vlny. Poté funkcí linspace (lineární interpolace), pomocí které můžeme vygenerovat lineárně rozložený vektor ze všech bodů a tím si také výslednou T vlnu navzorkovat. Pomocí funkce spline (hladká interpolace) 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. 3. Dále také jejich grafy exportované z prostředí MATLAB.

Tab. 3 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]





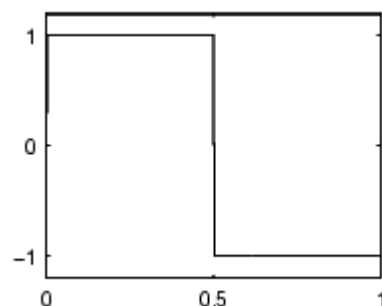
Obr. 14 Modely vln T vytvořené v prostředí MATLAB

5.2 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.

5.2.1 Haarova vlnka

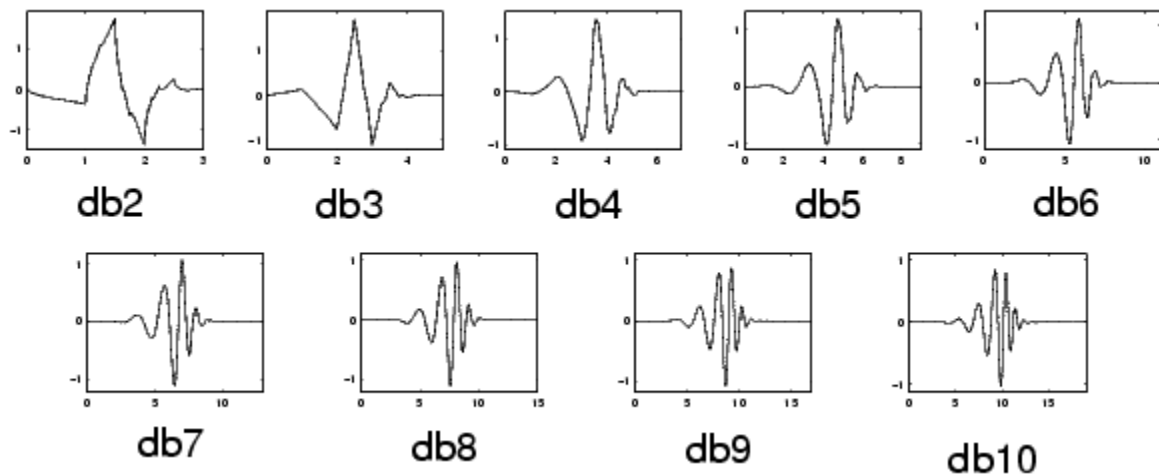
K Haarovi se váží první zmínky o WT vůbec. Proto je Haarova vlnka tvarově nejjednodušší (obr. 14). Je nespojitá a její průběh připomíná skokovou funkci. Je symetrická a ortogonální. Reprezentuje tu samou vlnku jako Daubichies db1. [11]



Obr. 15 Haarova vlnka

5.2.2 Vlnky Daubechies

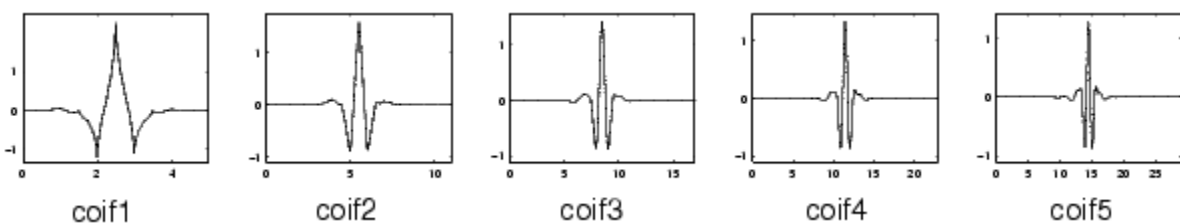
Autorem těchto mateřských vlnek je Ingrid Daubechies. Jedna z nejvýznamnějších osob na poli výzkumu vlnkové transformace. Vlnky skupiny Daubechies (obr. 15) se značí písmeny dbN , kde N je číslo blíže určující vlnku. Vlnky jsou asymetrické. Jedinou výjimkou je $db1$, která je stejná jako Haarova vlnka. Vlnky jsou spojité a ortonormální. Pro naši práci využíváme vlnku $db2$.



Obr. 16 Vlnky Daubechis

5.2.3 Vlnky coiflets

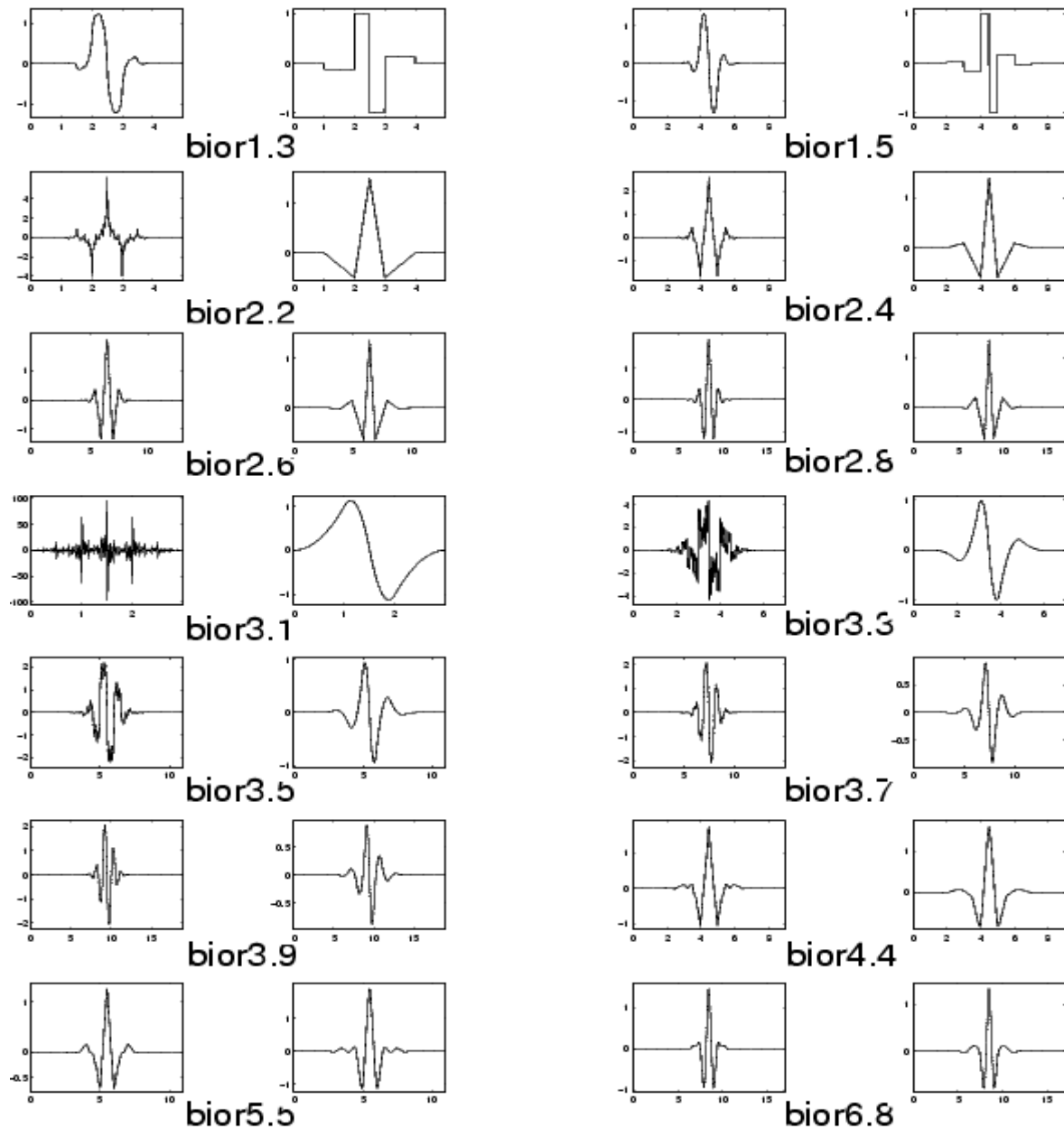
Vlnky Coiflets (obr. 16) jsou podobné jako vlnky Daubechies. Byly odvozeny na žádost R. Coifmana.



Obr. 17 Vlnky Coiflets

5.2.4 Biorthogonální vlnky

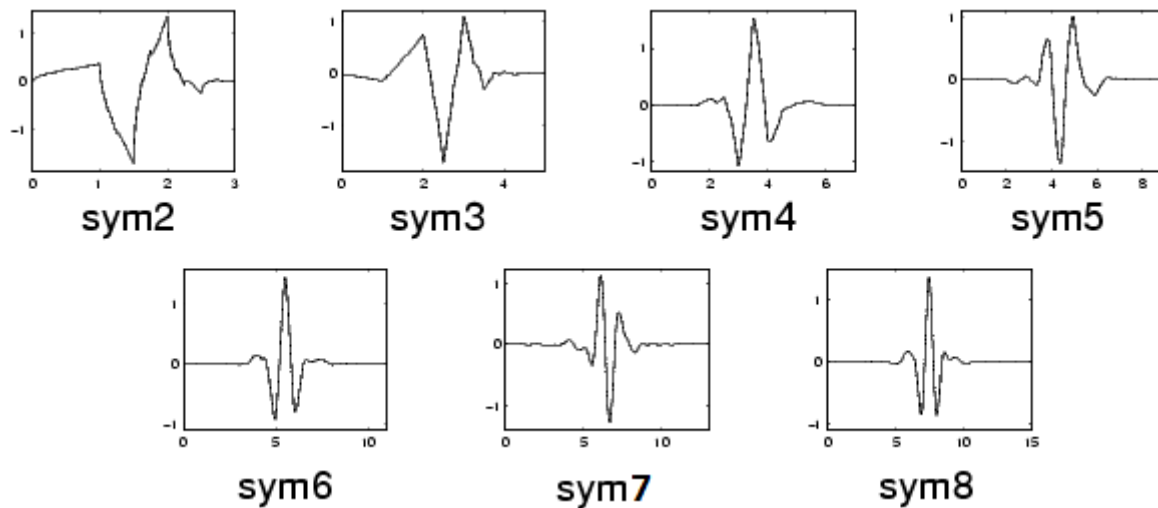
Skupina těchto vlnek nám umožňuje odvodit důležité vlastnosti, které potřebujeme pro rekonstrukci signálu či obrazu. Místo jedné jednoduché vlnky používáme dvě vlnky, jednu pro rozklad (na levé straně) a druhou pro rekonstrukci signálu (na pravé straně), (obr. 17). [11]



Obr. 18 Biorthogonální vlnky

5.2.5 Vlnky symlets

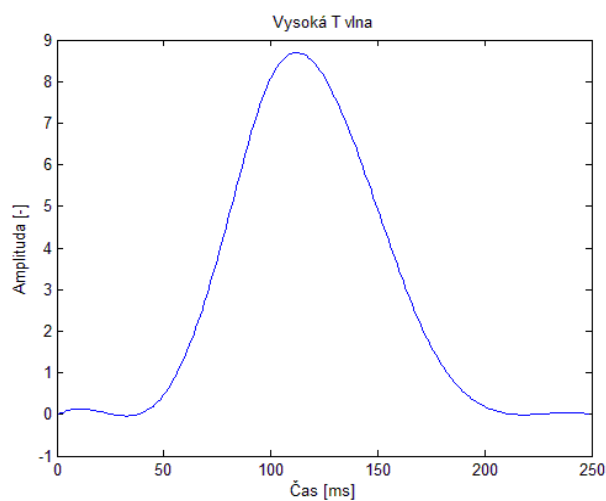
Vlnky skupiny Symlets jsou přibližně symetrické vlnky (obr. 18) a jsou modifikacemi db skupiny. Vlastnosti těchto dvou skupin jsou podobné. Autorem je opět I. Daubechies. [11]



Obr. 19 Vlnky symlets

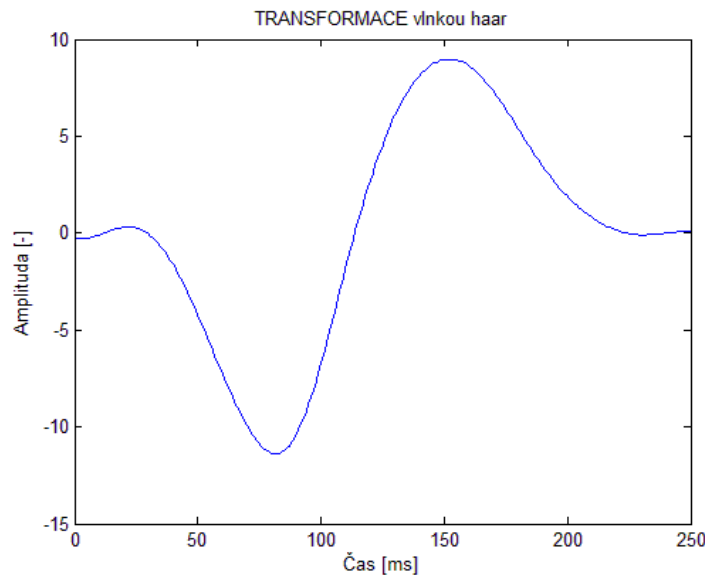
5.3 Návrh a realizace detekce konce T vlny

Nejprve si namodelujeme T vlny v programu MATLAB (podrobněji popsané v kapitole 5.1). Jsou to vysoká T vlna, terminálně negativní (výrazná) T vlna, bifázická T vlna a difázická (preterminálně negativní) T vlna. Vlny navzorkujeme na 250 vzorků.



Obr. 20 Ukázka namodelované T vlny

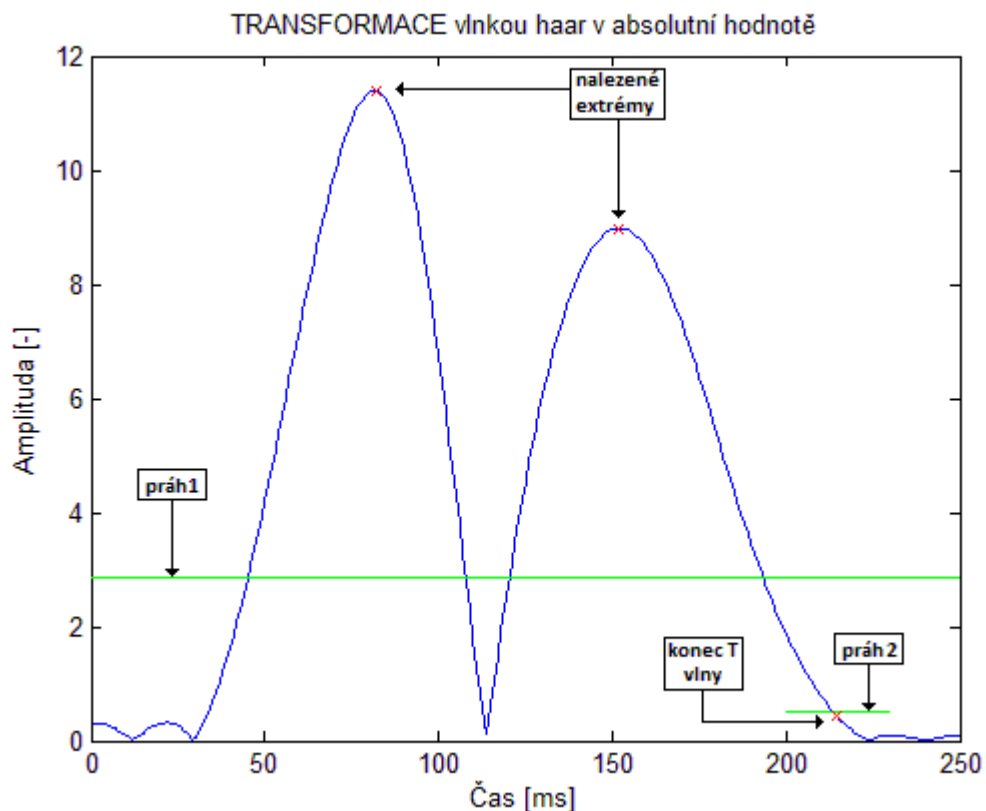
Dále provedeme vlnkovou transformaci, různými mateřskými vlnkami, pomocí funkce `cwt (S,SCALES,'wname')`, kde `S` je signál, který chceme transformovat (`T` vlna), `SCALES` je pásmo transformace a `'wname'` je zkratka určité mateřské vlnky. V našem případě používáme pásma od 20 do 60 a vlnky `haar`, `bior1.3`, `bior1.5`, `bior2.2`, `db2`, `sym3`, `coif1`.



Obr. 21 Ukázka transformace vysoké T vlny vlnkou 'haar' na 40 pásmu

Transformovanou `T` vlnu dále převedeme na absolutní hodnotu pomocí funkce `abs(X)`, kde `X` je signál, který chceme převést. Převedení provádíme kvůli lepší detekci extrémů pro náš algoritmus.

Nyní přistoupíme k detekci extrémů. Nejdříve si musíme určit práh (na obr. 21 zobrazen jako „práh1“), který je nastaven na čtvrtinu maxima velikosti signálu. Dále musíme určit první hodnotu překročení prahu, nad kterou začneme vytvářet okno pro detekci maxima. Za nalezenou hodnotou překročení prahu musíme dále hledat první podprahovou hodnotu, abychom mohli vytvořit okno o velikosti od prvního překročení prahu po jeho první podprahovou hodnotu.



Obr. 22 Ukázka transformace vlnkou 'haar' v absolutní hodnotě na 40 pásnu. Se zobrazením prahů, extrémů a konce T vlny

V otevřeném okně budeme hledat extrém pomocí funkce $\max(A)$, která vrací největší hodnotu vektoru A , kde A je vektor v našem případě otevřené okno. Program dále pokračuje v hledání extrémů za první podprahovou hodnotou, dokud nenajde všechny extrémy z celého transformovaného signálu (na obr. 21 zobrazeny jako „nalezené extrémy“).

Dále si určíme poslední nalezený extrém. Za tímto extrémem budeme hledat první podprahovou hodnotu. Práh jsme zvolili experimentálně na hodnotu 0,5 (na obr. 21 zobrazen jako „práh2“). První podprahová hodnota je náš hledaný konec T vlny. Protože k našemu výzkumu používáme 41 pásem, tak dostaneme 41 hodnot konců T vln, které musíme zprůměrovat a tím dostaneme jednu hodnotu, která je výsledným koncem T vlny (na obr. 21 zobrazen jako „konec T vlny“).



Obr. 23 Blokové schéma návrhu

5.4 Zhodnocení výsledků detekce

Výsledky výzkumu jsou znázorněny v Tab. 4 a 5. Průměrná směrodatná odchylka, vypočítaná jako součet směrodatných odchylek a podělená počtem T vln z hodnot pro všechny T vlny je v Tab. 6.

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

$$T_{\text{konec}} = \pm 30.6 \text{ ms}$$

Dle tolerance můžeme usoudit, že všechny mateřské vlnky byli úspěšné, žádná z vlnek totiž nepřesáhla danou toleranci.

Z našeho výzkumu, přesněji z průměrných směrodatných odchylek, jsem usoudil, že pro náš algoritmus a pro určení konce T vlny je nejlepší Haarova vlnka, která má průměrnou směrodatnou odchylku rovnou 1,48 ms, tedy nejpřesnější pro určení konce T vlny.

U terminálně negativní a bifázické T vlny dosahuje lepších výsledků biorthogonální vlnka 2.2. U terminálně negativní T vlny má o 0,93 ms nižší směrodatnou odchylku a u bifázické T vlny o 1 ms nižší směrodatnou odchylku než Haarova vlnka, ale u difázické preterminálně negativní T vlny má biorthogonální vlnka 2.2 o 5,97 ms vyšší směrodatnou odchylku než Haarova vlnka, to jí dle mé úvahy, a také podle průměrné směrodatné odchylky (tab.6), přesunuje až na druhé místo.

Dále stojí za zmínku, že biorthogonální vlnky 1.3 a 1.5 jsou také úspěšné pro náš algoritmus. Vlnka bior1.3 nepřekročila 5,51 ms směrodatné odchylky a vlnka bior1.5 nepřekročila 6,03 ms směrodatné odchylky, ale například vlnky Daubechies 2 a Symlet 3 mají pro náš algoritmus horší výsledky. Vlnka db2 vykazuje směrodatnou odchylku 22,52 ms, ale i přesto je pořád v uznávané toleranci. Byla nejhorší i v průměrné směrodatné odchylce 14,07 ms, což ji přesunuje na poslední místo.

Vlnka Symlet 3 byla neúspěšnější pro určení bifázické T vlny, ale museli jsme pro ni změnit práh na polovinu maximální velikosti signálu a při určování ostatních T vln měla vyšší směrodatnou odchylku než ostatní mateřské vlnky. Také dle průměru je druhá nejhorší vlnka.

Tab. 4 Výsledky výzkumu vysoké a terminálně negativní T vlny

Vlnky	Konec vysoké T vlny			Konec terminálně negativní T vlny		
	Stanovený konec [ms]	Změřený konec [ms]	Směrodatná odchylka [ms]	Stanovený konec [ms]	Změřený konec [ms]	Směrodatná odchylka [ms]
haar	214,5	214,44	0,06	216	214,44	1,56
bior1.3	214,5	211,71	2,79	216	211,56	4,44
db2	214,5	230,19	15,69	216	229,11	13,11
bior1.5	214,5	211,44	3,06	216	221,15	5,15
bior2.2	214,5	215,02	0,52	216	216,63	0,63
coif1	214,5	221,05	6,55	216	221,78	5,78
sym3	214,5	200,98	13,52	216	204,46	11,54

Tab. 5 Výsledky výzkumu bifázické a difázické preterminálně negativní T vlny

Vlnky	Konec bifázické T vlny			Konec difázické preterminálně negativní T vlny		
	Stanovený konec [ms]	Změřený konec [ms]	Směrodatná odchylka [ms]	Stanovený konec [ms]	Změřený konec [ms]	Směrodatná odchylka [ms]
haar	225,1	221,66	3,44	215,5	214,66	0,84
bior1.3	225,1	219,59	5,51	215,5	213,02	2,48
db2	225,1	230,07	4,97	215,5	192,98	22,52
bior1.5	225,1	219,07	6,03	215,5	212,59	2,91
bior2.2	225,1	227,54	2,44	215,5	222,32	6,82
coif1	225,1	232,05	6,95	215,5	226,12	10,62
sym3	225,1	224,71	0,39	215,5	222,80	7,30

Tab. 6 Průměrná směrodatná odchylka

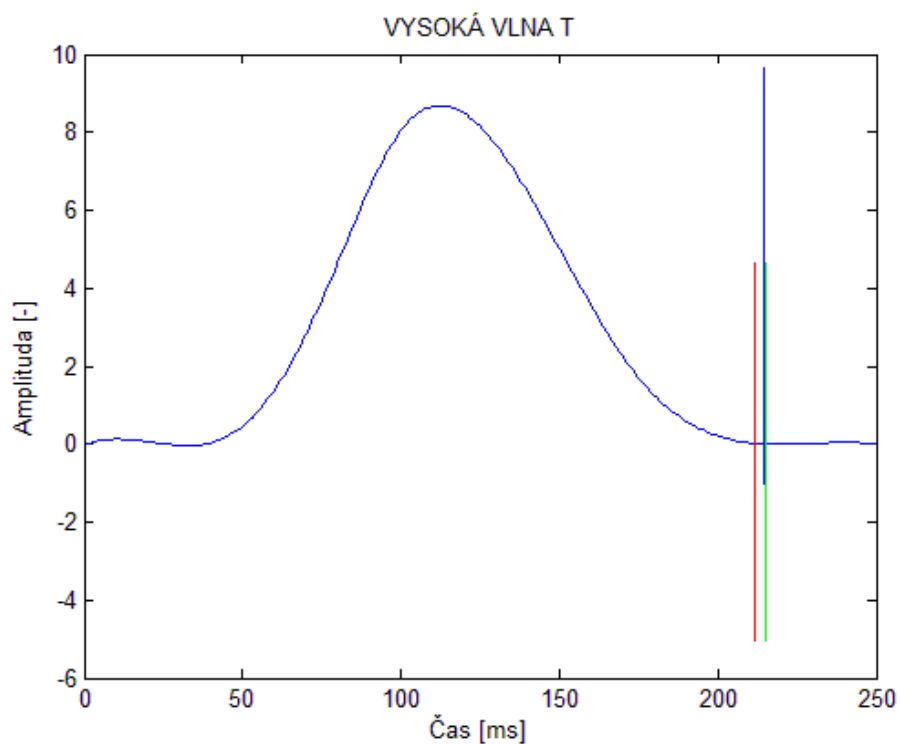
Vlnky	Průměrná směrodatná odchylka [ms]
haar	1,48
bior1.3	3,81
db2	14,07
bior1.5	4,29
bior2.2	2,60
coif1	7,48
sym3	8,19

Příklady výpočtů:

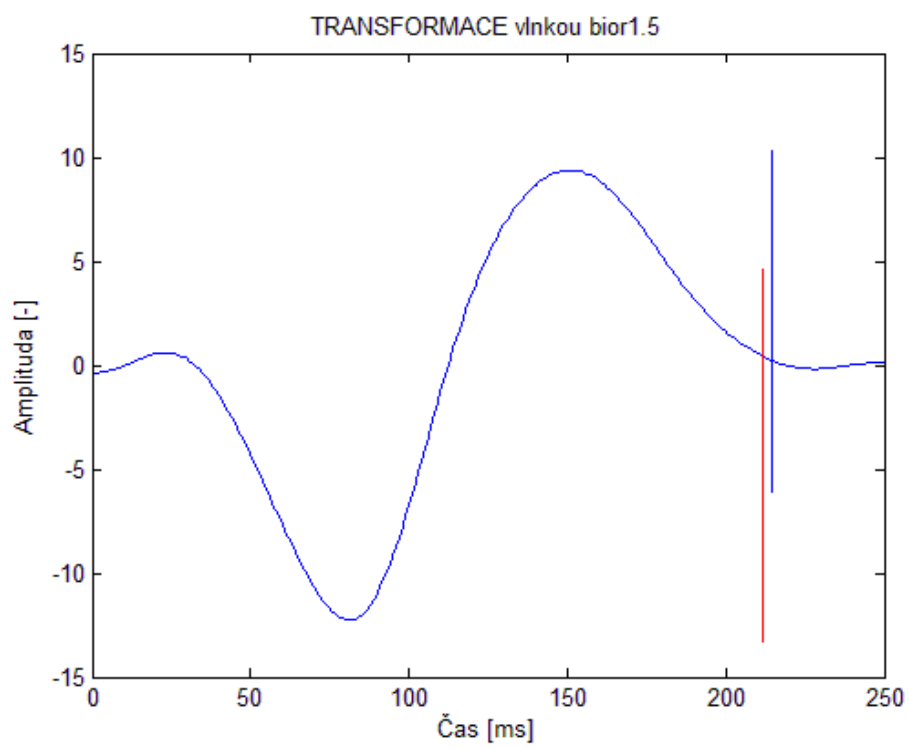
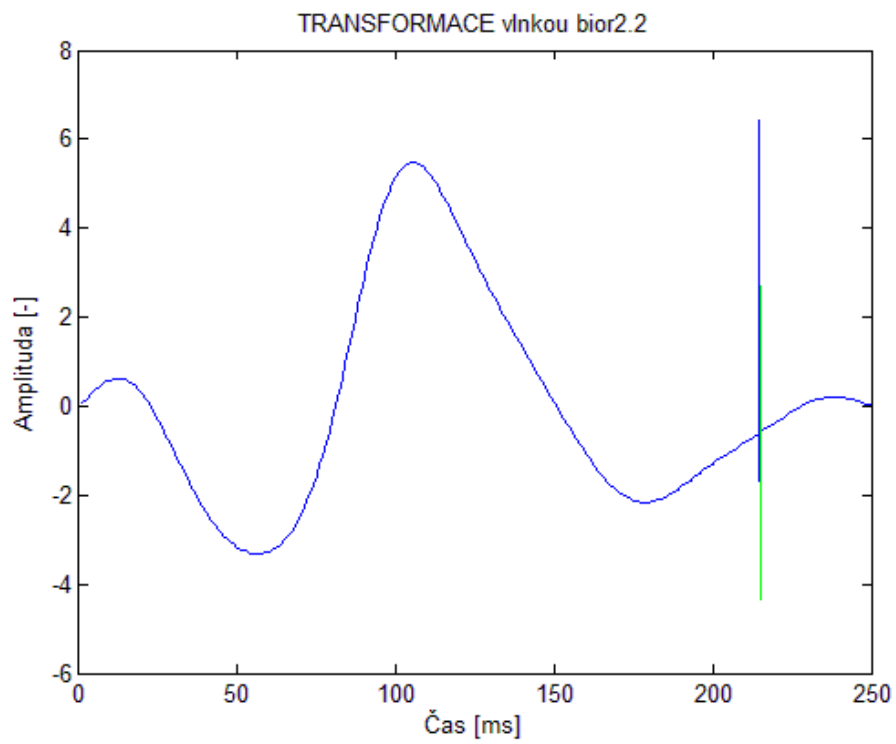
$$\text{Směrodatná odchylka} = |\text{Stanovený konec} - \text{Změřený konec}| \quad (5.1)$$

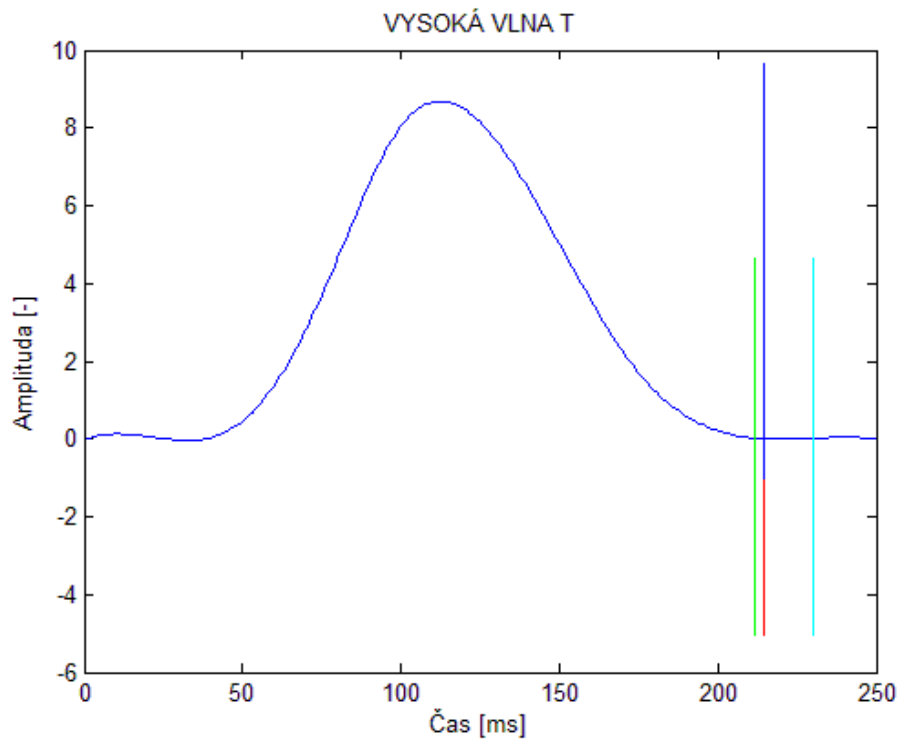
$$\text{Průměrná směrodatná odchylka} = \frac{\text{sm.od.T}_1 + \text{sm.od.T}_2 + \text{sm.od.T}_3 + \text{sm.od.T}_4}{\text{počet T vln}} \quad (5.2)$$

Grafy vysoké T vlny a některých mateřských vlnek na 40 detailu. Se znázorněným koncem T vlny na každém grafu pro příslušnou vlnku.

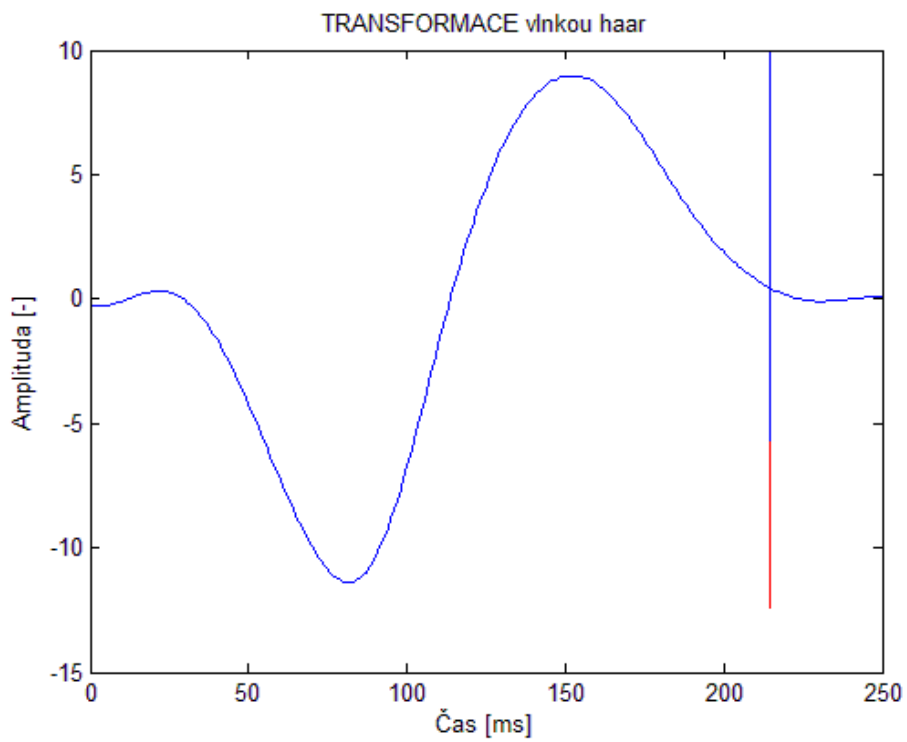


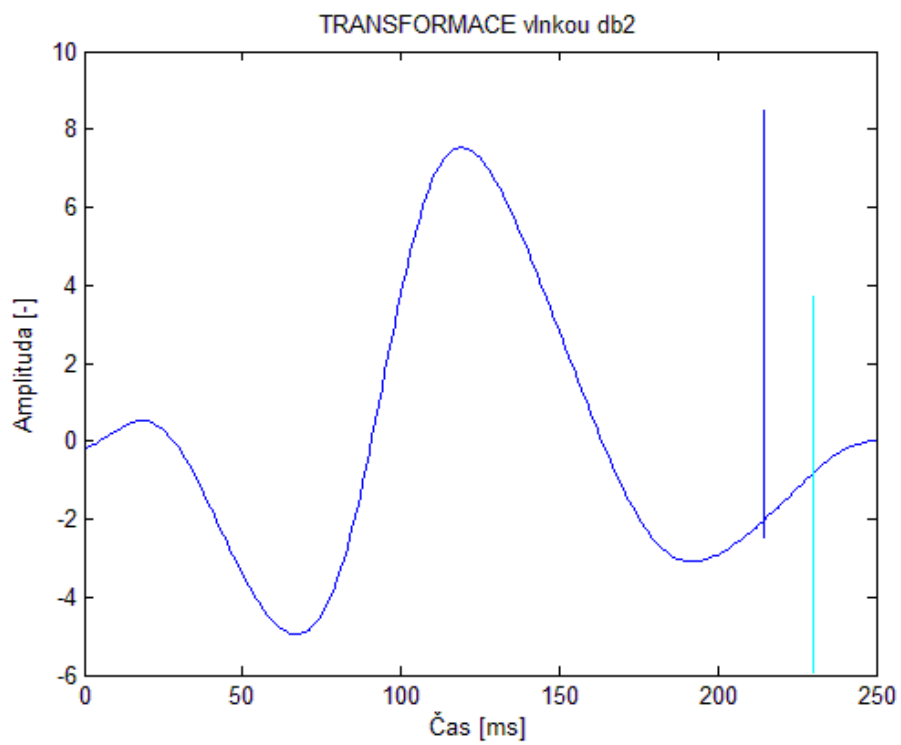
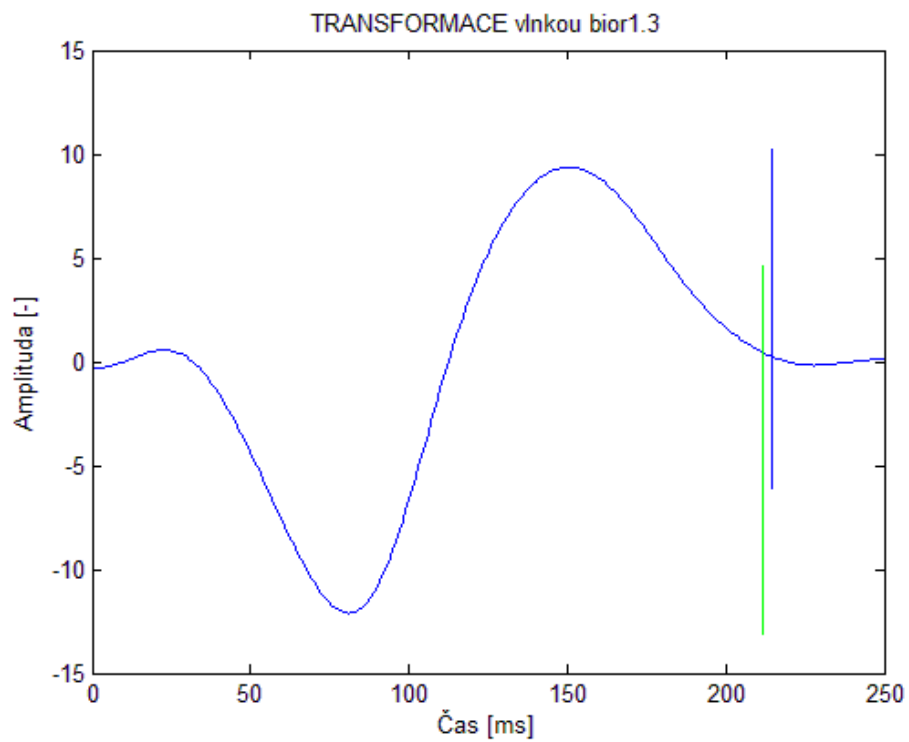
Obr. 24 Vysoká T vlna se znázorněnými konci T vlny pomocí vlnek 'bior1.5' a 'bior2.2'





Obr. 25 Vysoká T vlna se znázorněnými konci T vlny pomocí vlněk 'haar', 'bior1.3' a 'db2'





6 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 dva návrhy detekce konce T vlny. Pro naši práci používáme jeden z nich.

Cíle zadání se podařilo splnit. 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 pro 7 mateřských vlnek (haar, bior1.3, bior1.5, bior2.2, db2, sym3, coif1). Algoritmus byl popsán pomocí blokového schématu a výsledky jsou shrnuty číselně v tabulkách i znázorněny graficky.

Z celkového hlediska jsou použitelné pro detekci všechny námi testované mateřské vlnky. Žádná z vlnek nepřesáhla uznávanou toleranci pro detekci T vlny podle CSE, která činí $\pm 30,6$ ms.

Z vlnek, které jsme porovnávali, nejlépe uspěla pro náš algoritmus Haarova vlnka. Měla průměrnou směrodatnou odchylku rovnou 1,48 ms a jednotlivě u vlnek nepřesáhla směrodatnou odchylku 3,44 ms. Dobrých výsledků dosáhla i biorthogonální vlnka 2.2 s průměrnou směrodatnou odchylku rovnou 2,6 ms a směrodatnou odchylkou nepřesahující 6,82. Naopak nejhorší vlnka byla Daubechies 2, která dosáhla směrodatné odchylky 22,52 ms a průměrné směrodatné odchylky 14,07ms.

Z výzkumu jsme zjistili, že nejlepší pro určení vysoké a difázické (preterminálně negativní) T vlny je Haarova vlnka, pro terminálně negativní (výraznou) T vlnu je biorthogonální vlnka 2.2 a pro bifázickou T vlnu je vlnka symlet 3.

Výsledkem práce by mělo být nalezení optimální mateřské vlnky pro detekci konce T vlny, což by podle naší práce měla být nejjednodušší Haarova vlnka.

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/* [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.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG	elektrokardiogram
WT	vlnková transformace
DWT	diskrétní vlnková transformace
DTWT	dyadická vlnková transformace s diskrétním časem
DTCWT	komplexní dyadická vlnková transformace
$y(a, b)$	vlnková transformace
$\psi(t)$	mateřská vlnka
T	perioda
$y_m(n)$	dyadická vlnková transformace s diskrétním 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

SEZNAM PŘÍLOH

A	Zdrojový kód	36
---	--------------------	----

Příloha A – Zdrojový kód

V této příloze je uveden zdrojový kód pro vytvořený algoritmus detekce.

```
x = 0:10;
y = [0 0 .51 3.8 8.1 8.1 4.96 1.67 .2 0 0]; % vektor hodnot pro vytvoření T
                                     vlny
% [0 0 .51 3.8 8.1 8.1 4.96 1.67 .2 0 0]; (vysoká)
% [0 0 -.51 -3.3 -6.1 -7.1 -4.96 -1.67 -.2 0 0]; (terminálně negativní -
                                     výrazná)
% [0 0 .71 1.8 1.6 1.4 2.16 1.67 .4 0 0]; (bifázická)
% [0 0 -.51 -1.8 -1.6 0.4 2.36 1.67 .2 0 0]; (difázická - preterminálně
                                     negativní)

xx = linspace(0,10,250); % navzorkování
yy = spline(x,y,xx); % spojení vektorů přes spline

for i = 20:60 % vystřídá pásma od 20 do 60
    transf = cwt (yy,i,'haar'); % vlnková transformace signálu

    % haar, bior1.3, bior1.5, bior2.2, db2, sym3, coif1 - použité vlnky

    A = abs(transf); % absolutní hodnota transformovaného signálu

    N = length(A); % délka signálu
    prah = max(A)/4; % nastavíme práh pro detekci extrémů
    index = 1; % příprava indexu pro cyklus WHILE
    polohy = []; % sem budeme ukládat polohy detekovaných extrémů
    delka = 20; % délka, která určuje ukončení WHILE

    % prohledáváme signál
    while index<N-delka

        if A(index)>prah % když najdeš hodnotu nad prahem, tak pokračuj...

            index3=index; % ...příprava indexu pro cyklus WHILE

            while index3<N-delka

                if A(index3)<prah % když najdeš hodnotu pod prahem, tak
                    pokračuj...

                    kus3 = A(index3:index3+1); % otevření okna o velikosti 1 od
                                                překročení prahu
                    [hodnota3,poloha3] = max( kus3 ); % najdi hodnotu překročení
                                                prahu
                    polohy3 = index3+poloha3; % zapiš hodnotu
                    index3 = index3 + length(yy); % zvyš index o délku celého
                                                signálu (ukončí if)

                else % pokud nenajdeš hodnotu pod prahem,...

                    index3 = index3 + 1; % ... tak zvyš index3 o 1

                end

            end

        end

    end

end
```

```

end

kus = A(index:polohy3); % otevření okna o velikosti od překročení
                        prahu do jeho podkročení
[hodnota,poloha] = max( kus ); % najdi maximum v otevřeném okně
polohy = [polohy, index+poloha]; % zapiš nalezenou hodnotu
index = index3 - length(yy); % pokračuj dále od hodnoty podkročení
                        prahu
extrem2 = polohy3; % hodnota posledního extrému

else % pokud nenajdeš hodnotu nad prahem,

    index = index + 1; %...tak zvyš index o 1

end
end

prah2 = 0.5; % práh pro detekci konce T vlny
index2 = extrem2; % příprava indexu2 pro cyklus WHILE
polohy2 = [] ; % sem budeme ukládat polohy detekovaných extrémů
delka_okna = 2; % délka okna, v kterém bude určovat konec T vlny

while index2<N-delka_okna

    if A(index2)<prah2 % když najdeš hodnotu nad prahem, tak pokračuj...

        kus2 = A(index2:index2+delka_okna); % otevření okna
        [hodnota2,poloha2] = max( kus2 ); % najdi maximum v otevřeném okně
        konecT(i) = [polohy2, index2+poloha2]; % zapiš nalezenou hodnotu
        index2 = index2 + length(yy); % zvyš index o délku celého signálu
                                (ukončí if)

    else % pokud nenajdeš hodnotu nad prahem,

        index2 = index2 + 1; %...tak zvyš index o 1

    end

end

end

konecT(1:19) = [] ;
prumT = mean(konecT); % zprůměruj všechny nalezené konce T vlny

% vykreslení T vlny se zobrazeným koncem

figure(1);
plot(yy);
title({'VYSOKÁ VLNA T'});
xlabel({'čas [ms]'});
ylabel({'Amplituda [-]'});
hold on;
line([prumT prumT],[min(yy-1) max(yy+1)],'Color','r')
line([214.5 214.5],[min(yy-1) max(yy+1)])

```

```
% vykreslení vlnky se zobrazeným koncem

figure(2);
zz = cwt (yy,40,'haar');
plot(zz);
title({'TRANSFORMACE Haarovou vlnkou'});
xlabel({'čas [ms]'});
ylabel({'Amplituda [-]'});
hold on;
line([prumT prumT],[min(zz-1) max(zz/2)],'Color','r')
line([214.5 214.5],[min(zz/2) max(zz+1)])
```