

WAVELET TRANSFORM-BASED QRS COMPLEX DETECTOR

Jaroslav PAVLIŠ, Bachelor Degree Programme (3)
Dept. of Biomedical Engineering, FEEC, BUT
E-mail: xpavli41@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Ing. Lukáš Chmelka

ABSTRACT

QRS complex is the most significant waveform within the electrocardiographic signal (ECG). This paper describes algorithm for automatic QRS detection using wavelet transform (WT). There are many variations of WT available. The redundant wavelet transform was chosen as optimal for detection. Detection is made by comparing output signals from WT with thresholds and searching local maxima and minima. Algorithm was implemented in Matlab and tested on ECG signals from CSE database.

1 ÚVOD

QRS komplex je nejvýznamější a nejsnáze detekovatelný útvar v EKG signálu. Cílem tohoto projektu je vytvoření programu v Matlabu, který bude detekovat QRS komplexy s použitím vlnkové transformace. Tato transformace je velmi vhodná pro automatickou analýzu, protože jednotlivé útvary v EKG signálu mají různou reprezentaci v jednotlivých pásmech a dají se poměrně snadno rozlišit.

2 PRINCIP DETEKTORU

Detektor porovnává výstupní signály vlnkové transformace s prahy, nalezené extrémy se pomocí rozhodovacího algoritmu vyhodnotí jako QRS komplex nebo se zamítnou.

2.1 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Aby byl detektor funkční a efektivní, musíme zvolit správný typ vlnkové transformace, vhodný tvar vlnky a počet úrovní rozkladu.

Pro detekci útvarů v signálu je optimální redundantní vlnková transformace, protože je invariantní vůči časovému posunutí vstupního signálu (shift-invariant DWT). Vstupní signál prochází kaskádou filtrů. Na každé úrovni je signál rozdělen do dvou větví. V jedné

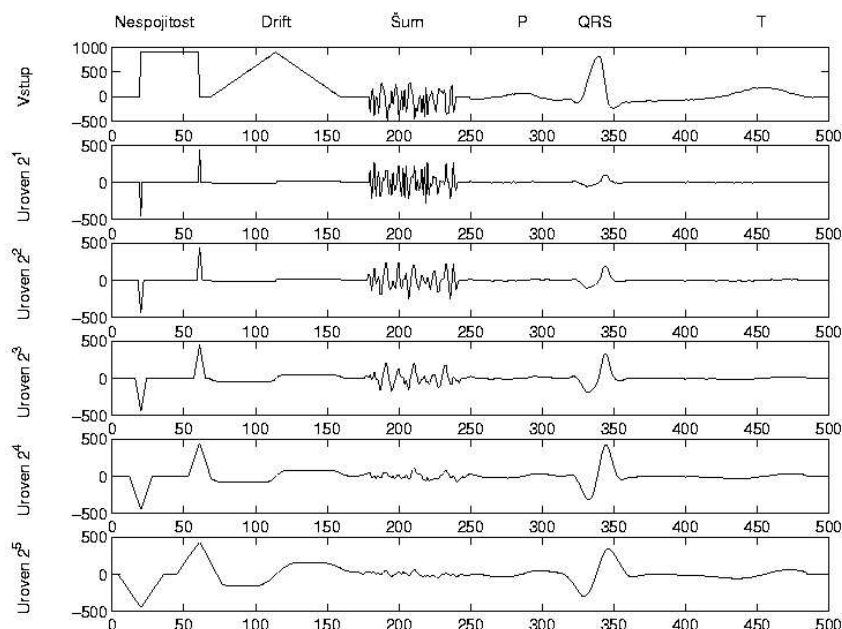
větvi prochází horní propustí $G(\omega)$, výstupem je námi požadované k -té pásmo. Ve druhé větvi je dolní propust $H(\omega) = 1 - G(\omega)$ a výstup pokračuje do další úrovně. Výsledná kmitočtová charakteristika na k -té úrovni je tedy

$$Q_k(e^{j\omega}) = \begin{cases} G(e^{j\omega}), & k = 1 \\ G(e^{j2^{k-1}\omega}) \cdot \prod_{l=0}^{k-2} H(e^{j2^l\omega}) & k \geq 2 \end{cases} \quad (1)$$

Tvar vlnky zvolíme takový, aby se snadno detekovalo maximum R vlny. Vhodné jsou vlnky s jednoduchým tvarem bez oscilací. Zvolil jsem Haarovu vlnku (shodná s vlnkou Daubechiesové 1. řádu).

2.2 VLNKOVÁ TRANSFORMACE EKG SIGNÁLU

Návrh detektoru vychází z obrázku 1, kde je zobrazena vlnková transformace různých charakteristických útvarů v signálu.



Obrázek 1: Vlnková transformace různých charakteristických signálů

Nespojitost se projeví ve všech pásmech jako trojúhelníkový průběh. Drift (kolísání stejnosměrné složky) je nejvýraznější v nejvyšších pásmech, šum naopak v nízkých. R vlna se projeví jako dvojice minimum – maximum ve všech pásmech (nejvíce ve čtvrtém), s průchodem nulou v místě, kde je vrchol R vlny v původním signálu. QRS komplex lze nejlépe detekovat v pásmech 4 a 3, kde jsou patrné tři průchody nulou, odpovídající špičkám Q, R, S vln. P a T vlna je reprezentována také dvojicí minimum – maximum, ale hlavně ve čtvrtém a pátém pásmu.

Podle obrázku 1 také můžeme zvolit počet úrovní rozkladu. Při použité vzorkovací frekvenci 500 Hz stačí k detekování QRS provést rozklad do čtvrté úrovně.

Signál	TP	FP	FN	Signál	TP	FP	FN
W001.X	11	0	0	W052.V6	15	0	0
W019.AVL	19	0	0	W066.Y	10	0	0
W026.V4	12	0	1	W095.I	9	0	0
W031.I	11	0	0	W100.V5	14	1	0
W045.V5	12	0	1	W100.AVL	14	0	1
				Celkem	127	1	3

Tabulka 1: Výsledky testování detektoru

2.3 DETEKCE EXTRÉMŮ

Pro detekci QRS komplexu se využívají pásma 2 až 4. Jak jsme viděli na obrázku 1, R vlna se projeví nejvíce ve čtvrtém pásmu a to jako minimum a maximum, vzdálené od sebe asi 16 vzorků. Detekujeme tyto dvojice opačných extrémů. Průchod nulou mezi nimi označíme jako pravděpodobnou R vlnu. Pak se pokračuje směrem k nižším pásmům. Ve třetím a posléze ve druhém pásmu se hledá také dvojice opačných extrémů. Pokud jsou nalezeny, průchod nulou mezi nimi je označen jako vrchol nalezené R vlny.

3 ZÁVĚR

Algoritmus byl implementován v Matlabu a otestován na desítku namátkou vybraných signálů z CSE databáze. V tabulce 1 jsou uvedeny výsledky. Zkratky znamenají: TP – správná detekce, FP – falešně pozitivní detekce, FN – chybná negativní detekce.

Ze součtů je na první pohled vidět, že detektor v principu funguje, ale občas se vyskytne chybná detekce. Příčinou byla buď ostrá nespojitost nebo zarušení šumem. Další práce by se zaměřila na zlepšení výpočtu prahů tak, aby nedocházelo k těmto chybám. Prahy nebudou konstantní pro celý signál, ale budou se průběžně měnit v závislosti na amplitudách QRS komplexů.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce vznikla za podpory grantu GA 102/04/0472 – Optické snímání akčních potenciálů s vysokým rozlišením pro analýzu alternancí T-vlny EKG signálu.

REFERENCE

- [1] Kozumplík, J.: Vlnkové transformace s diskrétním časem a jejich využití pro filtraci signálů, FEKT, VUT Brno, 2005,
URL:< <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/ubmi/courses/AZS/> >
- [2] Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., Laguna, P.: A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, vol.51, no. 4, p. 570–581, ISSN 0018–9294