

SIMPLE WAVELET FILTER OF ECG SIGNALS

Jiří Doležal

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xdolez57@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Lukáš Smital

E-mail: smital@feec.vutbr.cz

Abstract: Muscle noise is specified by its wide spectrum and because of that it can't be eliminated using linear filter. This paper is focused on simple wavelet filter design, which can be realized in Matlab and used for elimination of muscle noise in ECG signals. Most important filter parameters and their effect on filtration are described and appreciated.

Keywords: ECG filtering, wavelet transform, muscle noise, thresholding, CSE database

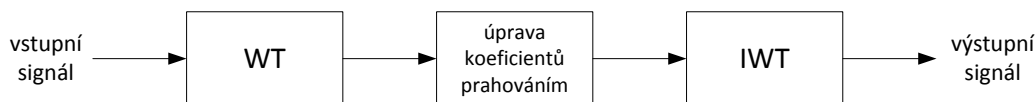
1 ÚVOD

Elektrokardiografie (EKG) patří mezi základní kardiologická vyšetření a díky své jednoduchosti a velké výpovědní hodnotě je tato metoda mezi lékaři velmi oblíbená a často používaná. Bohužel snímání signálu EKG bývá komplikováno šumem, který značně snižuje výpovědní hodnotu EKG signálu a komplikuje jeho další zpracování.

Nejproblematictější typem šumu z hlediska možností jeho potlačení je svalové rušení (tzv. myopotenciály). To je charakteristické svým širokým spektrem, které se překrývá se spektrem užitečného signálu a dříve často používaná lineární filtrace proto neposkytuje uspokojivé výsledky. Vhodnou alternativou k lineárním filtrům může být filtrace využívající vlnkovou transformaci. V tomto článku je popsána realizace jednoduchého vlnkového filtru v prostředí Matlab a jeho využití pro filtraci myopotenciálů ze signálu EKG.

2 VLNKOVÝ FILTR

Filtrace EKG signálu vlnkovým filtrem se skládá ze tří základních kroků (viz Obrázek 1). Na vstupní signál je nejprve aplikována vlnková transformace (WT), jejímž výsledkem jsou posloupnosti koeficientů, které odpovídají jednotlivým frekvenčním pásmům filtrovaného signálu. V dalším kroku probíhá úprava těchto koeficientů, nejčastěji prahováním, čímž dochází právě k potlačení šumu. Na závěr vstupují posloupnosti upravených koeficientů do zpětné vlnkové transformace (IWT), jejímž výstupem je filtrovaný signál.



Obrázek 1: Schéma realizovaného vlnkového filtru

2.1 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Pro rozklad signálu vlnkovou transformací je vhodné zvolit variantu stacionární (redundantní) vlnkové transformace SWT. V prostředí Matlab je SWT realizována pomocí zrcadlových filtrů, které se

spolu s dalšími parametry volí na vstupu funkce. Dalším důležitým parametrem vlnkové transformace je tzv. stupeň rozkladu. Ten určuje na kolik frekvenčních pásem bude vstupní signál rozložen. Výhodou SWT oproti transformaci s podvzorkováním (DTWT) je nezávislost výsledku na volbě počátku transformovaného signálu. Dále, v případě použití SWT, není výsledek příliš citlivý na zvolenou dvojici zrcadlových filtrů, což umožňuje volit filtry s krátkou impulsní charakteristikou, která je podstatná pro rychlost výpočtu a také pro snížení nároků na výpočetní techniku [1].

Malý vliv zvolených filtrů na výsledek filtrace můžeme vidět na následující Tabulce 1. Pro testování vlivu jednotlivých parametrů filtru na výsledek filtrace bylo zvoleno prvních pět signálů CSE databáze (10s záznamy EKG, vzorkovací frekvence: 500 Hz), ke kterým byl přičten signál svalového rušení. Nejlepších výsledků v odfiltrování přičtené šumové složky bylo dosaženo pomocí filtru bior4.4, nicméně vzájemné rozdíly mezi jednotlivými filtry jsou poměrně malé a nepřevyšují 2 dB.

signál č.	banka filtrů				
	db10	coif5	sym8	bior4.4	bior5.5
1	31,384	31,6718	31,9756	32,8033	32,2236
2	29,4777	29,7617	30,2687	31,7329	31,0473
3	29,4637	30,085	30,5274	31,669	31,2348
4	31,8571	32,2242	32,6881	33,581	32,9906
5	29,3621	30,7454	30,7017	31,0673	31,3577
Ø	30,3089	30,8976	31,2323	32,1707	31,7708

Tabulka 1: SNR výsledných signálů, vzhledem ke zvolené bance filtrů (stupeň rozkladu $N=4$, poloměkké prahování, SNR vstupního signálu $SNR_{in}=25$ dB)

2.2 PRAHOVÁNÍ

Vlastní filtrace signálu, kdy dochází k oddělení šumové složky od užitečného signálu je realizována pomocí prahování. Cílem prahování je vynulovat podprahové koeficienty, tedy koeficienty, které odpovídají koeficientům šumu, přičemž úprava nadprahových koeficientů se liší v závislosti na zvolené metodě prahování.

Prahová hodnota λ_m je vypočítávána zvlášť pro každé frekvenční pásmo podle vztahu

$$\lambda_m = K \cdot \frac{\text{median } |y_m|}{0,6745} \quad (1)$$

kde K je tzv. empirická konstanta a následující výraz odpovídá odhadu směrodatné odchylky signálu v daném frekvenčním pásmu [1]. V případě proměnlivého výkonu šumu v průběhu delšího signálu je možné počítat prahovou hodnotu v plovoucím okně a docílit tak přesnějšího nastavení prahu po celé délce signálu.

Nejjednoduššími metodami prahování je tvrdé a měkké prahování [2]. Nevýhodou tvrdé metody prahování je náchylnost k propouštění mírně nadprahových koeficientů šumu, které se následně poměrně výrazně projevují ve výsledném signálu. Naopak v případě měkkého prahování k tomuto nedochází, ale za cenu celkového utlumení koeficientů užitečného signálu.

Kompromisem mezi měkkým a tvrdým prahováním je poloměkké prahování [2], pomocí kterého bylo také dosaženo nejlepších výsledků filtrace. Jedná se vlastně o tvrdé prahování, které je rozšířeno o interval, pokrývající těsně nadprahové hodnoty koeficientů. Jejich hodnota po úpravě je lineárně závislá na jejich poloze mezi oběma prahy.

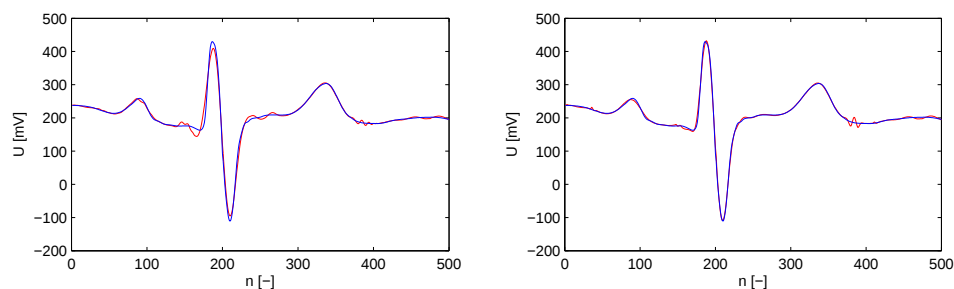
Nevýhodou poloměkkého prahování je nutnost nastavit také druhou prahovou hodnotu. To se snaží odstranit garrotní a hyperbolické prahování [2], jejichž funkce se blíží funkci poloměkkého prahování, a zároveň jsou závislé pouze na jedné prahové hodnotě.

Nejlepších výsledků bylo dosaženo pomocí poloměkkého prahování, velmi dobré výsledky má také hyperbolické prahování. Naopak nejhorších výsledků vykazovalo měkké prahování (viz Tabulka 2).

signál č.	prahování				
	tvrdé	měkké	garrotní	hyperbolické	poloměkké
1	31,7787	29,7685	32,1612	32,527	32,8033
2	31,1607	27,0743	31,0901	31,5931	31,7329
3	30,9718	26,3094	31,0411	31,4354	31,669
4	32,4254	29,1385	33,1315	33,3728	33,581
5	30,8325	25,9176	30,0045	30,7281	31,0673
Ø	31,4338	27,6417	31,4857	31,9313	32,1707

Tabulka 2: SNR výsledných signálů, vzhledem ke zvolené metodě prahování (stupeň rozkladu $N=4$, použitá banka filtrů: bior4.4, SNR vstupního signálu $SNR_{in}=25$ dB)

Volba metody prahování má poměrně výrazný vliv na výsledek filtrace vlnkovým filtrem a rozdíly ve výsledcích jednotlivých metod jsou na pohled dobře patrné. Zejména oblasti QRS komplexů zůstávají po filtraci za použití měkkého prahování deformovány. Naopak při filtraci pomocí poloměkkého prahování k viditelné deformaci QRS komplexů prakticky vůbec nedochází (viz Obrázek 2).



Obrázek 2: QRS komplex filtrovaný za použití měkkého prahování (vlevo) a poloměkkého prahování (vpravo). Modře je zobrazen původní, nezarušený signál a červeně zarušený signál po filtraci.

3 ZÁVĚR

Funkci realizovaného vlnkového filtru je možné zhodnotit na základě zlepšení SNR výstupního signálu. Ze všech testovaných možností nastavení filtru bylo dosaženo nejlepších výsledků při nastavení stupně rozkladu $N=4$, banky filtrů bior4.4 a při použití poloměkkého prahování. Takto je možné pomocí vlnkového filtru dosáhnout zlepšení SNR až o 8 dB.

REFERENCE

- [1] Kozumplík, J.: Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Habilitační práce UBMI FEKT VUT v Brně, 2004.
- [2] Rajmic, P.: Exact risk analysis of wavelet spectrum thresholding rules. 10th IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems, 2003. Proceedings of the 2003. IEEE, 2003, roč. 2, s. 455-458.