

# Filtrace s využitím redundantní dyadické vlnkové transformace

Jana Schwarzerová<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií VUT v Brně  
Email: xschwa16@stud.feec.vutbr.cz

**Abstrakt** – Tento článek pojednává o algoritmu pro filtraci s využitím diskrétní stacionární vlnkové transformace. Pro filtraci byla použita redundantní dyadická vlnková transformace (DTWT), wienerovský vlnkový filtr pomocí pilotního odhadu užitečného signálu. Algoritmus filtru byl optimalizován pro elektrokardiografický signál postižený širokopásmovým elektromyografickým šumem. Účinnost algoritmu byla optimalizována na vybraném EKG signálu. V rámci vyhodnocení byl algoritmus vyzkoušen pro celou databázi CSE.

## 1 Úvod

Cílem filtrace signálu s využitím DTWT bývá vyhlazení signálu, tj. potlačení aditivní náhodné šumové složky, jejíž spektrum zasahuje výrazně do spektra užitečného signálu [1]. Porovnání různých metod vlnkové transformace se soustředí především na čtyři zásadní parametry. Jedná se o stupeň rozkladu, použitou vlnku, způsob prahování koeficientů a stanovení prahu. Všechny tyto parametry mohou ovlivňovat úspěšnost filtrace a jsou porovnávány v mnoha článcích, lze je různě kombinovat i posuzovat jejich vliv. [2]

Elektrokardiografický (EKG) signál bývá často postižen širokopásmovým myopotenciálovým rušením (EMG). Pro potlačení šumu v signálu, jehož spektrum se výrazně prolíná se spektrem užitečného signálu, se používá Wienerovská filtrace [1]. V této práci byla použita DTWT s aplikací wienerovského vlnkového filtru pomocí pilotního odhadu užitečného signálu na EKG signálu, který byl uměle narušen širokopásmovým EMG.

Metoda pilotního odhadu užitečného signálu je podrobněji popsána v této studii a je implementována do programovacího prostředí Matlab2018a. Výsledky výkonosti algoritmu jsou uvedeny viz kapitola 4. Vyhodnocení výkonnosti algoritmu pro filtraci pomocí metody DTWT, konkrétněji wienerovského vlnkového filtru pomocí pilotního odhadu užitečného signálu bylo vyjádřeno výpočtem SNR a následně byl algoritmus vyzkoušen pro celou databázi CSE.

## 2 Filtrace signálu s využitím DTWT

Cílem vlnkové filtrace je taková úprava koeficientů DTWT signálu, při které jsou v nejvyšší možné míře potlačeny šumové koeficienty a minimálně poškozeny koeficienty užitečného signálu. Pokud se spektra užitečného signálu a rušení výrazně překrývají, bývá vlnková filtrace k užitečnému signálu šetrnější než filtrace lineární. [3]

Při návrhu vlnkového filtru se musíme zabývat dvěma okruhy problémů: výběrem vhodného typu DTWT a hledáním vhodné strategie úpravy koeficientů DTWT [3]. V této práci

byla vybrána redundantní dyadická DTWT a vhodné úpravy koeficientů vyplývají z kapitoly 3.1.

## 3 Wienerovská filtrace v časově-měřítkové oblasti

Za předpokladu, že vstupní signál má charakter aditivní směsi obou složek (šumu i vstupního signálu) je Wienerův filtr ve frekvenční oblasti optimální korekční faktor, pro korekci spektra vstupu [1]. Tohoto teoretického předpokladu bylo prakticky využito a byl aplikován wienerovský filtr pomocí pilotního odhadu pro vybraný signál EKG, na kterém byl algoritmus následně optimalizován.

Wienerův korekční faktor ( $H_{opt}(\omega)$ ) má podobu [1]:

$$H_{opt}(\omega) = \frac{R_{ss}(\omega)}{R_{ss}(\omega) + R_{ww}(\omega)} \quad (1)$$

kde  $R_{ss}(\omega)$  je výkonové spektrum užitečného signálu a  $R_{ww}(\omega)$  je výkonové spektrum šumu. Jelikož předpokládáme nekorelovanost oddělených složek, můžeme si vyjádřit výkonové spektrum  $R_{xx}(\omega)$  [1]:

$$R_{xx}(\omega) = R_{ss}(\omega) + R_{ww}(\omega) \quad (2)$$

Díky kterému získáme praktičtější podobu vztahu pro korekční faktor ( $H_{opt}(\omega)$ ) [1]:

$$H_{opt}(\omega) = \frac{R_{xx}(\omega) - R_{ww}(\omega)}{R_{xx}(\omega)} \quad (3)$$

Po aplikaci koeficientů DTWT získáváme analogický vztah korekčního faktoru (odvození vzorce viz [1]):

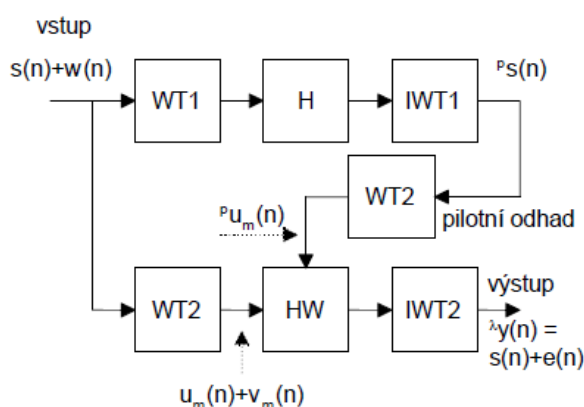
$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + \sigma_{vm}^2} \quad (4)$$

tedy hledáme korekční faktory  $g_m(n)$  takové, aby upravené hodnoty koeficientů DTWT byly optimální aproximací koeficientů  $u_m(n)$  užitečného signálu ve smyslu nejmenší střední kvadratické odchylky. Hodnoty šumových koeficientů v  $m$ -tém pásmu samozřejmě neznáme a tak jsou nahrazeny odhadem v podobě rozptylu šumu  $\sigma_{vm}^2$ . [1]

### 3.1 Metoda pilotního odhadu

Metoda pilotního odhadu je založena na teorii filtrování pomocí wienerovského filtru s aplikací DTWT. Postup je ilustrován viz Obrázek 1. Horní větev schématu je složena ze čtyř bloků. Konkrétně, je realizována vlnkovou transformací WT1, následuje úprava koeficientů v bloku H a zpětná transformace IWT1. Výsledkem je pilotní signál, který odpovídá přibližně užitečnému signálu bez šumu. [1]

Následuje transformace WT2, která je základem wienerovské vlnkové filtrace. Transformaci WT2 je podrobena horní i dolní větev schématu, viz Obrázek 1. Tedy vstupní signál i výstupní signál horní větve a oba tyto výstupy jsou následně zpracovány blokem HW, kde je aplikován korekční faktor podle rovnice (4). Po zpětné transformaci IWT2 dostáváme výsledný výstup filtrovaného signálu. [1]



Obrázek 1: Blokové schéma wienerovské filtrace s pilotním odhadem užitečného signálu [1]

Metoda byla implementována do programovacího prostředí Matlab2018a, vytvořením skriptu s názvem *Projekt.m*, v němž je naprogramován kompletní algoritmus zobrazený, viz Obrázek 1.

#### 3.1.1 Bloky WT1, WT2, IWT1 a IWT2

Pro realizaci DTWT byla využita funkce v Matlabu *swt*.

$$SWC = swt(X, N, 'wname')$$

Kde  $X$  je vstupní signál, v našem případě konkrétně EKG, poškozené myopotenciálovým rušením,  $N$  je stupeň rozkladu a 'wname' charakterizuje typ použité vlnky. [4]

Obdobně byl použit příkaz *iswt*, viz [4], pro zpětnou DTWT v rámci bloku IWT1 a IWT2. Výstup z bloku IWT2 je výsledný vyfiltrovaný signál.

#### 3.1.2 Blok H

V bloku H se provádí úprava koeficientů vlnkové transformace. Konkrétně jde o prahování. V rámci algoritmu je vytvořena funkce s názvem *Prahovani.m*. Tato funkce má vstupní parametry, díky kterým následně provede zadanou metodu prahování. Je naprogramována a ošetřena vůči univerzálnímu i em-

pirickému prahu nastavovaného pomocí výpočtu směrodatné odchylky či mediánu vstupních dat.

Následně jsou ve funkci zaimplementovány algoritmy pro aplikaci tvrdého prahování, měkkého prahování i Garrote prahování. V různých publikacích jsou doporučovány různé typy prahování pro použití v rámci wienerovského filtru s pilotním odhadem, např. ve studii [5] jsou nejlepší výsledky pro typ prahování Garrote. Avšak v [6] je doporučeno volit měkké prahování s vyšším prahem, a tak je algoritmus defaultně nastaven na použití měkkého prahování, jestliže uživatel nerozhodne jinak.

#### 3.1.3 Blok HW

V tomto kroku algoritmu, se násobí každý vzorek signálu v každém rozloženém pásmu s korelačními členy. Jedná se o pilotní odhad, který je stejně jako vstupní signál rozložen pomocí vlnkové transformace, tedy blokem WT2.

## 4 Vyhodnocení

Vyhodnocení výkonnosti algoritmu, pro filtraci pomocí metody DTWT, konkrétněji wienerovského vlnkového filtru pomocí pilotního odhadu užitečného signálu, bylo vyjádřeno výpočtem SNR pro optimalizaci na konkrétním EKG signálu, postiženého EMG širokopásmovým rušením.

Pro stanovení nejlepšího optimalizovaného výsledku pro vybraný EKG signál byl vyhodnocován i výpočet SNR signálu pro samotný pilotní odhad užitečného signálu. Nejlepší dosažený výsledek s poměrem SNR roven 27,04 dB. Tohoto výsledku bylo dosaženo při použití prahování typu Garrote, s použitím empirického prahu s konstantou  $K$  rovnou 3,8, pro stupeň rozkladu 4 s vlnkou *coif1*.

Pro ilustraci je zde Tabulka 1, ve které jsou znázorněny výsledky výstupního poměru SNR, tedy pro výsledný vyfiltrovaný signál s měnicími se parametry v rámci druhé aplikace vlnkové transformace, blok WT2. Předchozí parametry zůstávají stejné, viz výše vypsání.

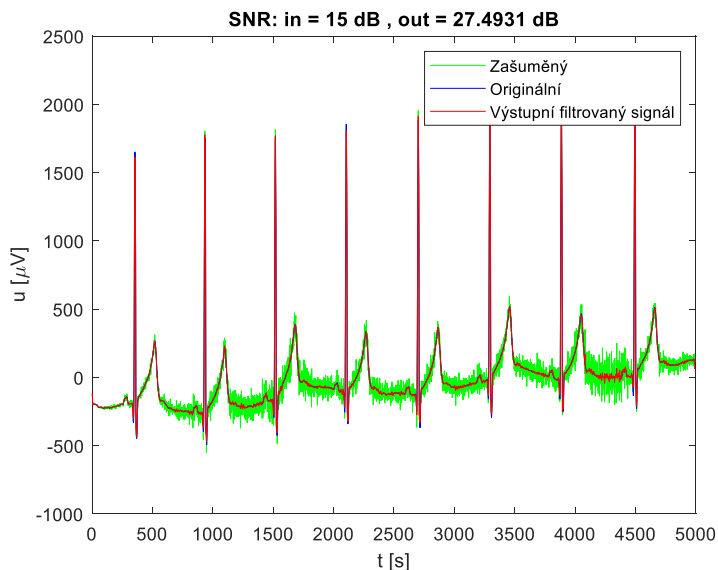
Nejvyšší hodnota SNR vyšla pro vlnku *bior1.5* při stupni rozkladu 3. Pro ilustraci je zde zobrazen Obrázek 2, na němž je výsledný signál zobrazen.

Tabulka 1: Hodnoty SNR při zadávání jiných parametrů

Vstupní vlnka pro WT2	Stupeň rozkladu pro WT2	Poměr SNR
coif1	3	26,945
<b>bior1.5</b>	<b>3</b>	<b>27,493</b>
bior1.5	4	25,159
sym8	3	27,170

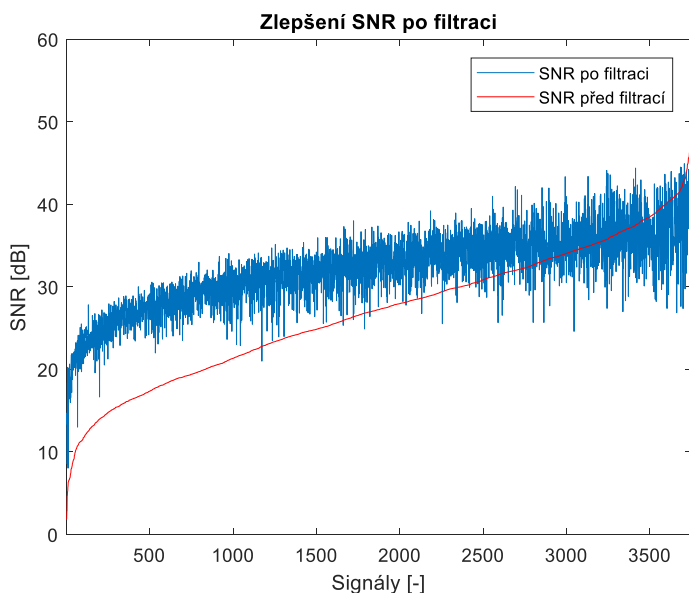
Závěrem byl algoritmus, optimalizovaný pro jeden konkrétní EKG signál uměle postižený myopotenciálovým rušením, otestován v rámci celé databáze CSE. Tedy na 3750 signálech. Průměrné zlepšení SNR bylo 5,17 dB. Směrodatná odchylka zlepšení SNR vyšla 4,85 dB. Maximální zlepšení SNR v rámci celé databáze CSE vyšlo 15,31 dB. Minimální zlepšení bylo -16,10 dB, z čehož soudit, že docházelo i ke

zhoršení signálu v poměru SNR. Toto zhoršení je způsobené optimalizací algoritmu pouze pro jeden konkrétní EKG signál. Naprogramovaný algoritmus pro filtraci jednoho EKG signálu v rámci databáze CSE trval 0,0114 s, a tedy celková doba testování v rámci celé databáze, na 3750 signálech byla 57,85 s.



Obrázek 2: Vykreslení výstupního filtrovaného signálu pro vlnku bior1.5 při stupni rozkladu 3

Na Obrázku 3 můžeme pozorovat výrazné zlepšení SNR hlavně u 1. až cca 2000. signálu. U některých signálů docházelo i k výraznému zhoršení SNR. Což je především způsobeno optimalizací algoritmu pouze pro jeden konkrétní signál EKG.



Obrázek 3: Poměry SNR po filtraci v rámci aplikace algoritmu na celé CSE databázi

## 5 Závěr

Tato studie pojednává o filtraci EKG signálu s využitím DTWT, a zabývá se konkrétně aplikací wienerovského filtru s pilotním odhadem užitečného signálu. Algoritmus pro filtraci EKG signálu s využitím DTWT, wienerovského filtru s pilotním odhadem užitečného signálu měl za úkol zvýšit co nejvíc poměr SNR u konkrétního EKG signálu a tedy zlepšit hodnotu kvality výsledného filtrovaného signálu.

Algoritmus byl testován na EKG signálu, který byl poškozen širokopásmovým EMG rušením. V rámci naprogramovaného algoritmu je možno měnit mnoho parametrů, ať už jde o změnu vlnky nebo stupně rozkladu v rámci skriptu *Projekt.m* či vybrání jiného typu prahování, viz funkce *Prahovani.m*, pro úpravu koeficientů v rámci bloku H, viz Obrázek 1.

Hlavním úkolem bylo optimalizovat tento algoritmus pro konkrétní EKG signál, postižený EMG rušením. Nejlepší dosažená hodnota SNR, která byla v rámci této studie nalezena, byla 27,493 dB. Při implementaci vlnky *coif1*, se stupněm rozkladu 4, prahování typu Garrote, s nastaveným empirickým prahem s konstantou 3,8 a aplikací vlnky *bior1.5* při stupni rozkladu 3.

Na tomto optimalizovaném nastavení pro konkrétní EKG signál, byl algoritmus závěrem otestován v rámci celé databáze CSE. Průměrné zlepšení SNR v celé databázi CSE bylo 5,17 dB.

## Poděkování

Děkuji panu Ing. Smitalovi, Ph.D., za odborné vedení, účinnou metodickou a pedagogickou pomoc při zpracování algoritmu DTWT a wienerovského vlnkového filtru pomocí pilotního odhadu užitečného signálu.

## Literatura

- [1] KOZUMPLÍK, Jiří. *Multitaktní systémy*. Brno: FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ, 2005.
- [2] RYŠÁNEK, Jan. *FILTRACE SIGNÁLŮ EKG S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE*. 2012. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně (VUT). Vedoucí práce Doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.
- [3] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a její využití pro EKG signál: Vědecké spisy vysokého učení technického v Brně*. Brno, 2005. ISBN 1213-418X.
- [4] Mathworks: *Wavelet Toolbox* [online]. [cit. 2018-12-08]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/index.html>
- [5] SMITAL, Lukáš, Martin VÍTEK, Jiří KOZUMPLÍK a Ivo PROVAZNÍK. *Adaptive Wavelet Wiener Filtering of ECG Signals* [online]. 2013/2,437-445[cit. 2018-12-08]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6357230>
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Soubor přednášek: Pokročilá analýza biologických signálů: Vlnková transformace 5. část* [online]. 2018 [cit. 2018-12-08]. Dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=209146>