

# FILTRACE SIGNÁLŮ EKG S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE

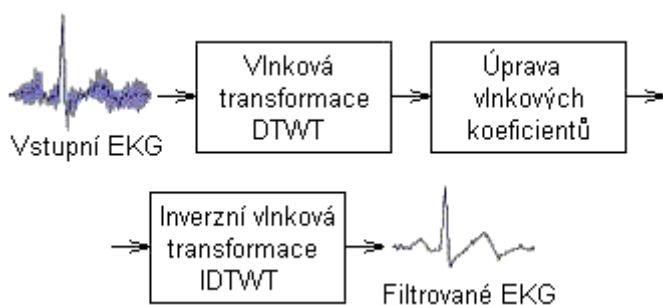
Ing. Lukáš Smital, doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.  
Ústav biomedicínského inženýrství, FEKT, VUT v Brně  
Kolejní 4, 612 00 Brno  
Email: lukassmital@phd.feec.vutbr.cz

Článek se zabývá problematikou filtrace elektrokardiogramů (EKG). Především se zaměřuje na odstranění rušivých myopotenciálů a to moderním přístupem za použití vlnkové transformace. Jsou zde rozebírány jednotlivé metody vlnkové filtrace a diskutováno variabilní nastavení vstupních parametrů. Algoritmy jsou testovány na signálech pocházejících ze standardní databáze CSE.

## 1. ÚVOD

Elektrokardiografie patří mezi nejběžnější neinvazivní vyšetřovací metody již několik desítek let. Je důležitou součástí interního vyšetření a bývá významným podkladem pro stanovení diagnózy. Je také jedním z nejjednodušších vyšetření v kardiologii, které často vede k odhalení závažných srdečních chorob.

Před dalším zpracováním se ze signálu EKG nejčastěji potlačují úzkopásmová rušení: na velmi nízkých kmitočtech (drift) a síťový brum. Tyto typy rušení úspěšně odstraníme klasickými lineárními filtry (zde horní propusti příp. pásmovou zadrž). Složitější situace nastává, pokud je signál rušen myopotenciály, které vznikají při svalové činnosti. Jsou širokopásmové (od asi 10 až 20 Hz do 500 Hz) [1] a svým frekvenčním spektrem se překrývají se spektrem signálů EKG (0,5 – 150 Hz). Lineární dolní propusti (obvykle s mezní frekvencí kolem 40 Hz), které se k částečnému potlačení svalových potenciálů používají u komerčních přístrojů, vedou k nepříjemnému snížení extrémů kmitů v komplexech QRS a také k rozšíření těchto komplexů. Proto je výhodné využít vlnkovou transformaci, pomocí které rozložíme EKG signál do několika frekvenčních pásem a vzniklé koeficienty vlnkové transformace modifikujeme v každém pásmu zvlášť. Jednoduché blokové schéma vlnkové filtrace můžeme vidět na obr.č.1.

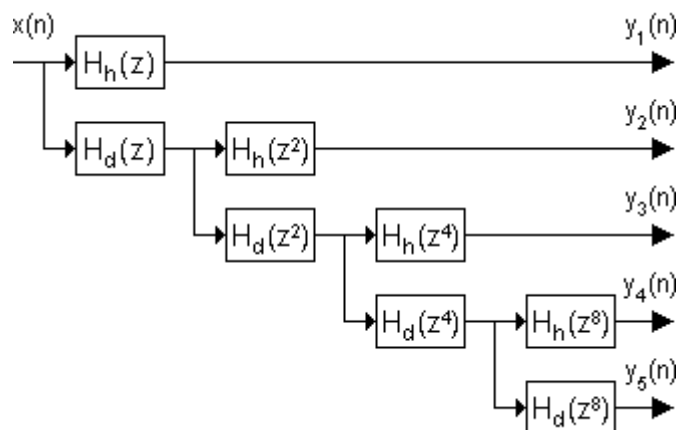


Obr. č. 1: Blokové schéma vlnkové filtrace

## 2. VLNKOVÁ TRANSFORMACE S DISKRÉTNÍM ČASEM (DTWT)

Z článků a studií prováděných dříve (např. v [2]) vyplývá, že při filtraci je vhodné dát přednost redundantní DTWT,

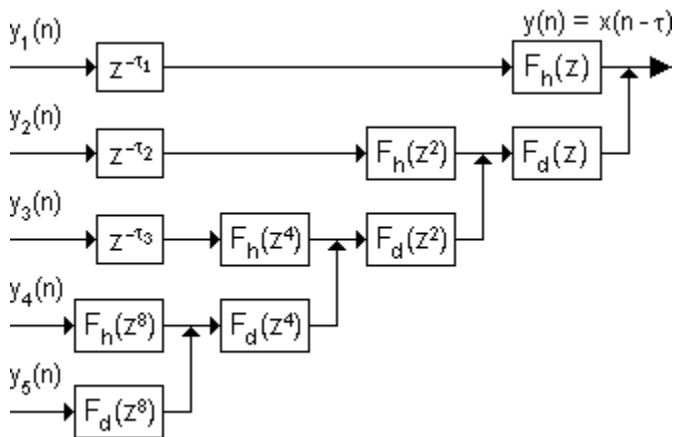
u které nedochází k podvzorkování výstupů filtrů. Odpadá tím nutnost interpolace při zpětné transformaci, což vede ke kvalitnějším výsledkům. Důvodem je skutečnost, že na rozdíl od DTWT s podvzorkováním nezávisí u redundantní DTWT výsledek filtrace na volbě počátku a současně je zesílení užitečného signálu méně citlivé na výběr banky filtrů. Z hlediska rozkladového stromu jsme s ohledem na předchozí zkušenosti dali přednost dyadické DTWT (rozkládáme pouze výstupy dolních propustí  $H_d$ ) před paketovou DTWT (kdy rozkládáme také výstupy horních propustí  $H_h$ ). Realizace 4-stupňového rozkladového a rekonstrukčního stromu pro redundantní dyadickou DTWT, kterou jsme použili (při vzorkovací kmitočtu 500 Hz), je vidět na obr.č.2 a obr.č.3.



Obr. č. 2: Realizace redundantní dyadické DTWT se čtyřmi stupni rozkladu

Předpokladem správné činnosti vlnkové transformace je její inverzibilita. Je nutné zajistit, aby signál  $y(n)$  byl totožný se (zpožděným) signálem  $x(n)$  v případě, že nedojde k modifikaci vlnkových koeficientů  $y_m(n)$ . Proto musí být rozkladové dolní a horní propusti ( $H_d$ ,  $H_h$ ) svázané jistými podmínkami s rekonstrukčními dolními a horními propustmi ( $F_d$ ,  $F_h$ ). Podmínky, které musí splňovat tyto filtry, jsou uvedeny např. v [8].

Jádro samotné filtrace spočívá ve vhodné úpravě vlnkových koeficientů před zpětnou transformací IDTWT. K modifikaci koeficientů  $y_m(n)$  využíváme nejčastěji různých druhů prahování.



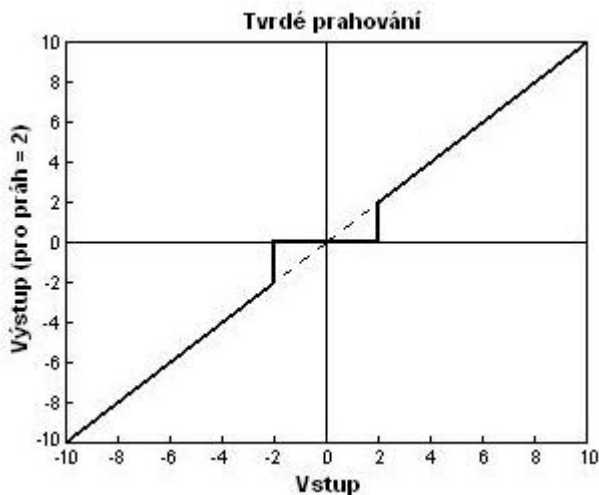
Obr. č. 3: Realizace odpovídající inverzní IDTWT

### 3. PRAHOVÁNÍ KOEFICIENTŮ DTWT

Dobré výsledky vlnkové filtrace můžeme očekávat především v signálech, kde se střídají dlouhé úseky obsahující nižší frekvenční složky s krátkými úseky se složkami vysokofrekvenčními. Právě elektrokardiogram patří mezi signály tohoto typu. Vlnkové koeficienty vyšších frekvenčních pásem se potom skládají z delších úseků tvořených pouze rušením a kratších úseků aditivní směsí šumových a užitečných koeficientů. Účelem prahování je co nejvíce potlačit koeficienty šumu a zároveň co nejméně poškodit koeficienty užitečného signálu.

Mezi základní metody úpravy koeficientů DTWT patří tvrdé a měkké prahování. Označme vstupní hodnotu jako  $y_m(n)$ , práh jako  $\lambda_m$  nastavený zvláště pro každé pásmo  $m$  a výstupní hodnotu jako  $\lambda y_m(n)$ .

#### 3.1. TVRDÉ PRAHOVÁNÍ

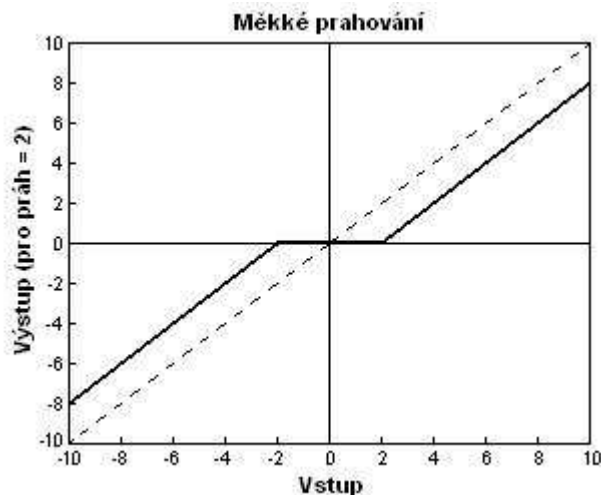


Obr. č. 4: Tvrdé prahování

U tohoto typu prahování jsou absolutní hodnoty vlnkových koeficientů porovnávány s prahovou hodnotou  $\lambda_m$ . Je-li velikost vlnkového koeficientu menší než prahová hodnota, nahradí se nulou, v opačném případě se ponechá beze změny (obr.č.4) [6], [8]:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (1)$$

#### 3.2. MĚKKÉ PRAHOVÁNÍ

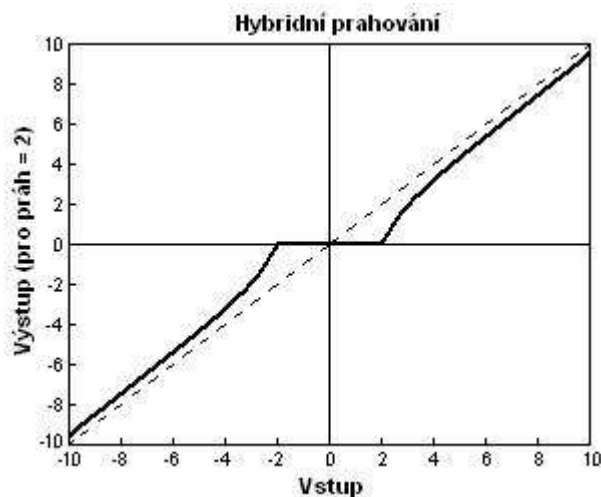


Obr. č. 5: Měkké prahování

U měkkého prahování se podprahové koeficienty opět nulují a nadprahové se posouvají směrem k nule o prahovou hodnotu  $\lambda_m$  (obr.č.5) [6], [8]:

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} \text{sign}(y_m(n))(|y_m(n)| - \lambda_m) & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (2)$$

#### 3.3. HYBRIDNÍ PRAHOVÁNÍ



Obr. č. 6: Hybridní prahování

Z práce [5] lze odvodit vztah pro výpočet prahu v podobě

$$\lambda y_m(n) = \begin{cases} y_m(n) - \frac{\lambda_m^2}{y_m(n)} & \text{pro } |y_m(n)| > \lambda_m \\ 0 & \text{pro } |y_m(n)| \leq \lambda_m \end{cases} \quad (3)$$

Jak je patrné z obr.č.6, jedná se o metodu, která je kompromisem mezi prahováním tvrdým a měkkým, proto si ji dovoluujeme svévolně nazvat hybridním prahováním [2] (v práci [6] je uvedený princip označen jako nonnegative garrote). Pro hodnoty těsně nad prahem se chová jako prahování měkké a pro hodnoty výrazně vyšší se blíží k prahování tvrdému.

### 3.4. STANOVENÍ PRAHOVÝCH HODNOT

Předpokládejme aditivní směs  $x(n)$  užitečného signálu  $s(n)$  a šumu  $w(n)$ , tedy

$$x(n) = s(n) + w(n). \quad (4)$$

Prahy pro úpravu koeficientů při vlnkové filtraci je žádoucí nastavit pro každé rozkladové pásmo  $m$  zvlášť a s ohledem na úroveň (směrodatnou odchylku  $\sigma_w$ ) šumu  $w$ . Je-li úroveň rušení nižší, jsou také prahové hodnoty menší a snižuje se i poškození užitečného signálu. V naší práci jsme použili empirický práh

$$\lambda_m = \sigma_{wm} K, \quad (5)$$

kde  $K$  je empirická konstanta a  $\sigma_{wm}$  je směrodatná odchylka šumu  $w$  v pásmu  $m$ . Sofistikovanější vzorce pro výpočet optimálních prahových hodnot byly svými autory odvozovány za předpokladu bílého gaussovského šumu ([4], [7]), což neodpovídá vlastnostem myopotenciálů, k jejichž potlačení směřujeme.

Před samotným prahováním koeficientů DTWT je nutné provést odhad směrodatné odchylky šumu v jednotlivých pásmech. Odhad provádíme z úseků mezi sousedními komplexy QRS, kde lze očekávat pouze příspěvky šumu - konkrétně jsme vyšli z prvního intervalu mezi komplexy QRS, tj. z úseku dlouhého asi 600 ms.

### 4. TESTOVANÉ SIGNÁLY A MODEL RUŠENÍ

Pro testování jsme využili elektrokardiogramy pocházející z knihovny CSE [9]. Signály z této knihovny mají délku 10 sekund a byly vzorkovány s kmitočtem 500 Hz. Při jejich snímání byl použit kvantovací krok  $5 \mu\text{V}$ .

Abychom měli možnost hodnotit jednotlivé metody filtrace podle poměru signál/šum (signal to noise ratio - SNR), musíme mít k dispozici „užitečné“ signály (tzn. signály bez šumu). Proto jsme vybírali pouze elektrokardiogramy se zanedbatelným šumem a teprve tyto znehodnocovali umělým rušením.

Dále bylo nutné vytvořit model rušení  $w(n)$ , který by měl co nejlépe odpovídat spektrálními vlastnostem rušivých myopotenciálů. Dominantní složky svalového šumu jsou zhruba v rozmezí 40 až 70Hz [3].

### 5. KRITÉRIA HODNOCENÍ

Při hodnocení výsledků jsme přihlíželi k dosaženému poměru signál/šum na výstupu podle vzorce

$$\text{SNR}_{\text{výst}} = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} [s(n)]^2}{\sum_{n=1}^{N-1} [y(n) - s(n)]^2} \quad [\text{dB}], \quad (6)$$

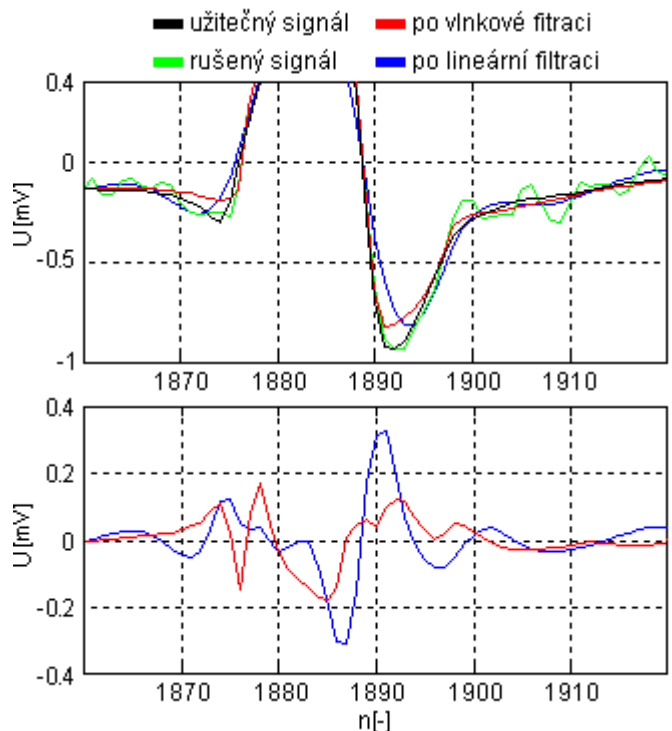
kde  $y(n)$  je signál po filtraci a  $s(n)$  je užitečný signál. Dále byla požadována nastavitelnost hodnoty  $\text{SNR}_{\text{výst}}$ , abychom mohli posuzovat účinnost jednotlivých metod filtrace při různých úrovních vstupního rušení. Kromě  $\text{SNR}_{\text{výst}}$  jsme také sledovali tvarové zkreslení výstupního signálu. Zejména nás zajímalo poškození malého kmitu Q, ořezávání vrcholů vysokých kmitů a rozšiřování komplexů QRS. Můžeme sledovat také úroveň chybového signálu  $e(n)$ , který vzniká jako rozdíl mezi filtrovaným a užitečným signálem a měl by se v ideálním případě blížit k nule,

$$e(n) = y(n) - s(n). \quad (7)$$

## 6. VÝSLEDKY VLNKOVÉ FILTRACE

### 6.1. SROVNÁNÍ S LINEÁRNÍM FILTREM

Lineární filtrace je nejjednodušším způsobem, jak oddělit aditivní šum od užitečného signálu. Problém ovšem nastává v okamžiku, kdy se jejich frekvenční spektra prolínají, jak je tomu i v našem případě. Lineární filtr jsme navrhli (s ohledem na frekvenční vlastnosti signálů EKG) jako dolní propust s mezní frekvencí 40Hz. Vlnkový filtr využívá banky filtrů typu Haar, hybridní prahování a empirický práh ( $K = 3$ ). Dosažené výsledky jsou shrnuty na obr.č.7. a v tab.č.1



Obr. č. 7: Nahoře: detail QRS komplexu, dole: chybový signál  $e(n)$

Pro signál: s05-V4

SNR <sub>vst</sub> [ dB ]	SNR <sub>výst</sub> [ dB ]	
	Vlnková filtrace	Lineární filtrace
10	18,31	13,00

Tab.č.1: Porovnání lineární a vlnkové filtrace z hlediska SNR

Je zřejmé, že použití lineární filtrace v tomto případě je méně vhodné (viz obr.č.7). Dochází k rozšiřování komplexů QRS vlivem překmitů vznikajících před a za komplexy a pozorujeme zhoršení strmosti náběžných a sestupných hran kmitu R. Také dosažený poměr signál/šum je výrazně nižší než u vlnkového filtru, jak ukazuje tab.č.1.

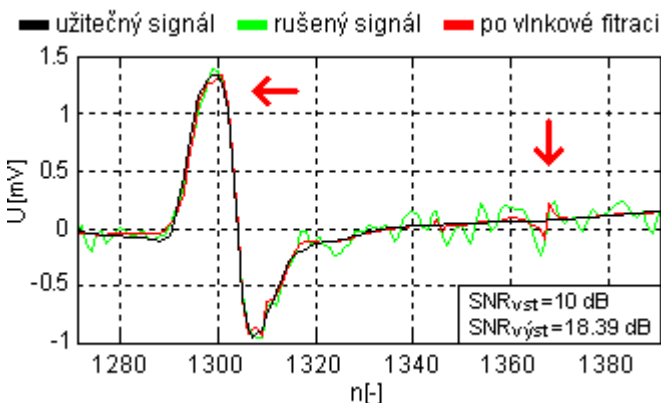
### 6.2. SROVNÁNÍ DRUHŮ PRAHOVÁNÍ

V této části prozkoumáme vliv různých druhů prahování (z kapitoly 3) na výsledek filtrace. Použijeme banku biortogonálních filtrů Bior1.3, empirický práh ( $K = 3$ ) a dvě různé úrovně vstupního poměru signál/šum. Testy byly prováděny na více signálech EKG. Z důvodu obdobných výsledků pro různé elektrokardiogramy uvádíme kvůli přehlednosti pouze ty pro signál s05-V4. Tab.č.2 shrnuje dosažené výsledky z hlediska SNR, které jsou dále prezentovány na obr.č.8 až obr.č.10.

Pro signál: s05-V4

SNR <sub>vst</sub> [ dB ]	SNR <sub>výst</sub> [ dB ]		
	Tvrd. prah.	Měk. prah.	Hybr. prah.
10	18,39	15,56	19,32
14	21,87	18,77	22,51

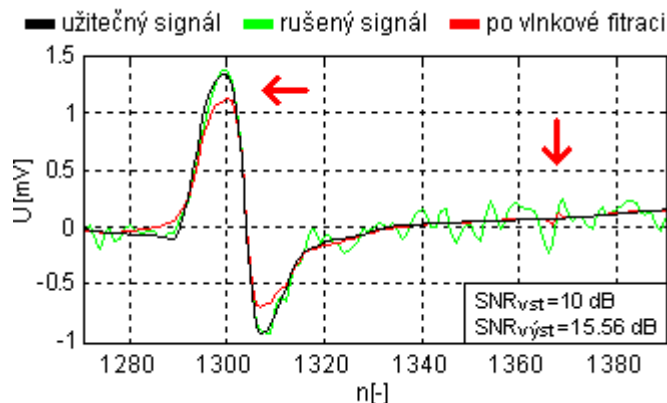
Tab.č.2: Srovnání druhů prahování z hlediska SNR



Obr. č. 8: Výsledek vlnkové filtrace pro tvrdé prahování

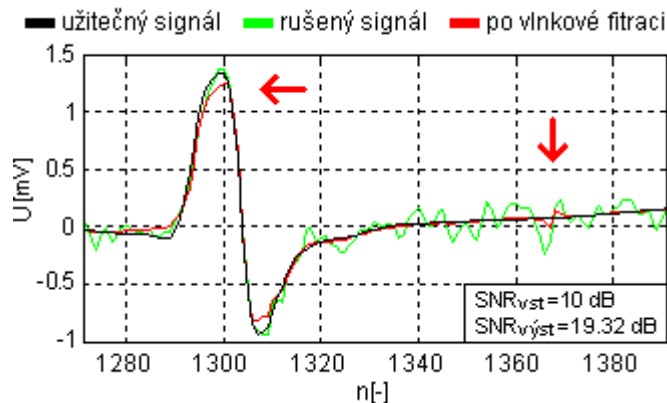
U tvrdého prahování dosahujeme vysokého SNR na výstupu (viz tab.č.2) a nedochází ke zkreslování (zmenšování) vysokých kmitů v QRS komplexu, jak můžeme vidět na obr.č.8. Dobře je přenášeno i malý kmit Q. Nevýhodou tvrdého prahování je, že sebemenší nadprahová hodnota v pásmech rozkladu, která může představovat šum, bude přenesena beze změny a proto se také značně projeví na výstupním signálu. Z tohoto

důvodu je výstup často rušen náhodným výskytem šumových impulsů.



Obr. č. 9: Výsledek vlnkové filtrace pro měkké prahování

Naopak pokud použijeme měkké prahování, dosáhneme velkého stupně vyhlazení výstupního signálu bez výrazných rušivých impulsů, obr.č.9. Toto vyhlazení je způsobeno tím, že i nadprahové hodnoty v rozkladových pásmech jsou potlačovány a proto je tlumen i šum, který tento práh překročí. Bohužel jsou tlumeny i koeficienty užitečného signálu, což se projeví zkreslením kmitů komplexu QRS. Také dosažený SNR na výstupu je menší (viz tab.č.2).



Obr. č. 10: Výsledek vln. filtrace pro hybridní prahování

Hybridní prahování je kompromisem mezi tvrdým a měkkým prahováním. Spojuje výhody obou předchozích způsobů tzn. dostáváme vyhlazený výstupní signál bez většího zkreslení kmitů QRS komplexu, obr.č.10. Zároveň je zde dosahováno velkého poměru signál/šum na výstupu.

Důležité je také správné nastavení prahu. Obecně vyšší prahy více vyhlazují výstupní signál, odstraňují více šumu, ale také mohou poškodit menší útvary v signálu, jako je kmit Q. Nižší prahy méně zkreslují kmitu QRS komplexu, ale při jejich použití hrozí větší riziko vzniku šumových impulsů. Výšku prahu je nutno vždy posoudit také v závislosti na použitém typu prahování.

### 6.3. SROVNÁNÍ BANK FILTRŮ

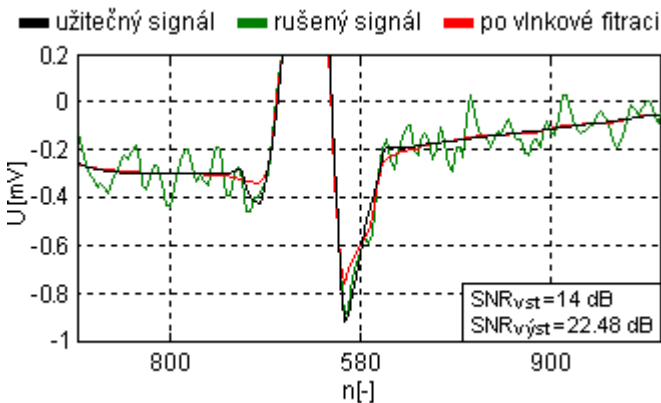
Nyní se zaměříme na použití různých bank rozkladových a rekonstrukčních filtrů. Zejména nás bude zajímat jaký vliv na výstupní signál budou mít filtry s kratšími (Haar, Db3, Bior1.3) a delšími (Db10, Bior3.9) impulsními charakteristikami. Pro vlnkovou filtraci bylo s ohledem na předchozí výsledky použito hybridního prahování s empirickým prahem ( $K = 3$ ).

Pro signál: s38-V3

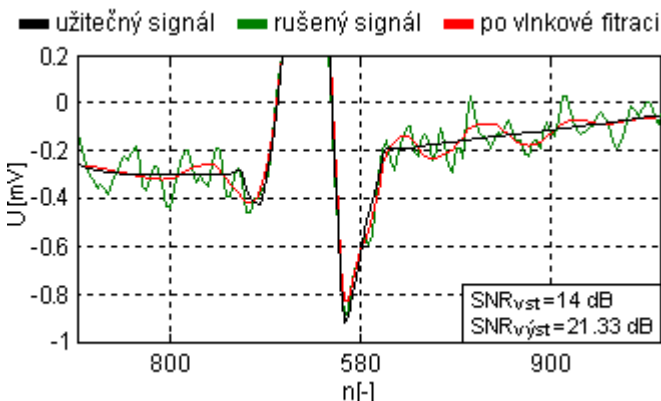
SNR vst [dB]	SNR výst [ dB ]				
	Banky filtrů				
	Haar	Db3	Db10	Bior1.3	Bior3.9
10	19,36	20,86	18,00	20,62	17,71
14	22,48	24,05	21,33	23,35	21,96

Tab.č.3: Srovnání bank filtrů z hlediska SNR

Tab.č.3 shrnuje dosažené výsledky pro signál s38-V3 z hlediska SNR. Záměrně jsme vybrali tento signál, který má ostré přechody na začátku i konci QRS komplexu. Z tohoto důvodu zde bude snadnější posoudit, zda nedochází k jeho rozšiřování. Na obr.č.11 až obr.č.14 můžeme vidět grafickou prezentaci výsledků.



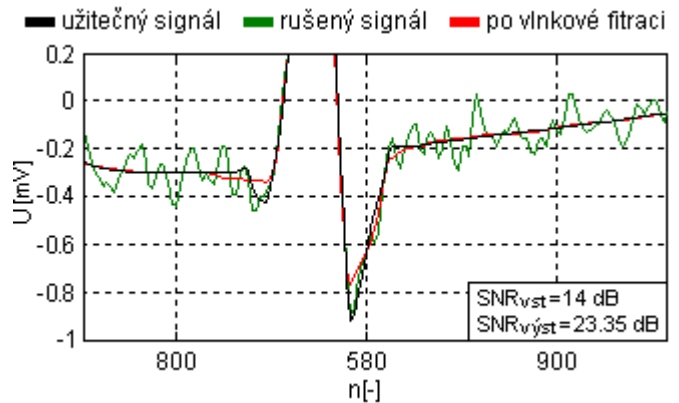
Obr. č. 11: Výsledek vlnkové filtrace s bankou filtrů typu Haar



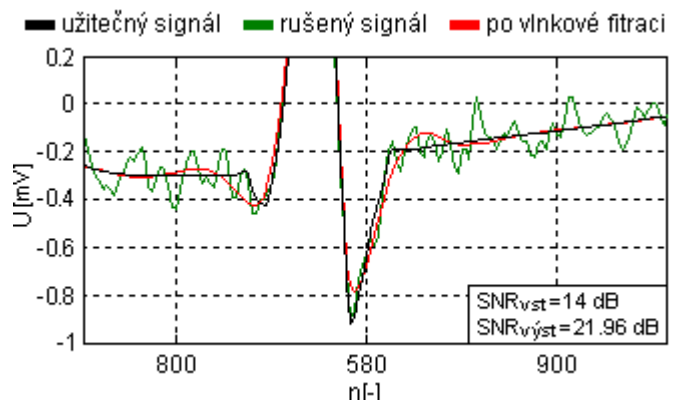
Obr. č. 12: Výsledek vlnkové filtrace s bankou filtrů typu Db10

Při použití bank filtrů s delšími impulsními charakteristikami (Db10 a Bior3.9) dochází k oscilacím výstupu před i za komplexem QRS a následkem toho

k jeho rozšiřování, jak můžeme vidět na obr.č.12 a obr.č.14. Příčinou jsou kmity, které vznikají v rozkladových pásmech při interakci dekompozičního filtru s komplexem QRS. Jejich nadprahové hodnoty vnášejí do výsledku tyto artefakty. Banky filtrů s kratšími impulsními charakteristikami takové oscilace nezpůsobují (obr.č.11 a obr.č.13). Navíc při jejich použití dosahujeme většího SNR výstupního signálu (viz tab.č.3), proto jsou pro vlnkovou filtraci vhodnější.



Obr. č. 13: Výsledek vlnkové filtrace s bankou filtrů typu Bior1.3



Obr. č. 14: Výsledek vlnkové filtrace s bankou filtrů typu Bior3.9

## 7. ZÁVĚR

Při porovnávání vlnkového a lineárního filtru jsme dospěli k očekávanému výsledku. Lineární filtrace je k elektrokardiogramu méně šetrná, stejnou měrou potlačuje spektrální složky šumu i užitečného signálu. Pozorujeme zhoršení strmosti hran, rozšiřování QRS komplexů a i dosažený SNR je podstatně menší. Naproti tomu účinnost vlnkové filtrace roste s úrovní rušení, při nižší úrovni rušení je tato filtrace k užitečnému signálu výrazně šetrnější než filtrace lineární.

Jádrum vlnkové filtrace je vhodná úprava koeficientů DTWT před zpětnou transformací. Proto správná volba prahování má na výsledek zásadní vliv. S ohledem na kapitolu 6.2 doporučujeme použít hybridní prahování, které dosahuje vysokého SNR, malého zkreslení kmitů QRS a dobrého vyhlazení signálu.

Banky rozkladových a rekonstrukčních filtrů je vhodnější volit spíše s kratšími impulsními charakteristikami. Delší filtry způsobují oscilace v blízkosti QRS komplexů, čímž je rozšiřují.

Další metodou je tzv. wienerovská vlnková filtrace [2]. Jde o úpravu vlnkových koeficientů pomocí korekčního faktoru, který je odvozen z principu Wienerova filtru. Podle některých autorů dosahuje lepších výsledků než klasický přístup pomocí prahování a mohla by být námětem pro náš další článek.

## LITERATURA

- [1] BOXTEL, A., BOELHOUWER, A.J.W., BOS, A.R.: Optimal EMG signal bandwidth and interelectrode distance for the recording of acoustic, electrocutaneous, and photic blink reflexes. *Psychophysiology* [online]. 1998, vol. 35, no. 6 [cit. 2009-07-20], s. 690-697. Dostupný z WWW: <<http://www.ingentaconnect.com/content/bpl/psy/1998/00000035/00000006/art00006>>. ISSN 0048-5772.
- [2] KOZUMPLÍK, J.: Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Habilitační práce ÚBMI FEKT VUT v Brně, 2004.
- [3] MERLETTI, R., PARKER, P.: *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEEE Press, Wiley-Interscience, John Wiley & Sons, 2004.
- [4] NOVAK, D., FRAU, D.C., ECK, V., PÉREZ-CORTÉS, J.C., ANDREU-GARCIA, G.: Denoising Electrocardiogram Signal Using Adaptive Wavelets (extended abstract) [online]. [cit. 2009-07-20]. Dostupný z WWW: <[http://plutarco.disca.upv.es/~jcperez/Documentos/Congr\\_sBrnoDavid.pdf](http://plutarco.disca.upv.es/~jcperez/Documentos/Congr_sBrnoDavid.pdf)>.
- [5] NOWAK, R.D.: Wavelet-Based Rician Noise Removal for Magnetic Resonance Imaging. *IEEE Trans. on Image Processing*, Vol. 8, No. 10, Oct. 1999, pp. 1408-1419.
- [6] POORNACHANDRA,S., KUMARAVEL, N.: Subband-Adaptive Shrinkage for Denoising of ECG Signals. *Hindawi Publ. Corp., EURASIP Jour. on Applied Signal Processing*, Volume 2006, Article ID 81236, pp.1-6.
- [7] SAYADI, O., SHAMSOLLAHI, M.B.: ECG Denoising with Adaptive Bionic Wavelet Transform [online]. [cit. 2009-07-20]. Dostupný z WWW: <[http://embc2006.njit.edu/pdf/323\\_Sayadi.pdf](http://embc2006.njit.edu/pdf/323_Sayadi.pdf)>.
- [8] STRANG,G., NGUYEN,T.: *Wavelets and Filter Banks*. Wellesley-Cambridge Press, 1996.
- [9] WILLEMS, J.L.: Common Standards for Quantitative Electrocardiography. *J. of Med. Engng. & Technol.* 1985, Vol.9, No.5, pp.209-217.