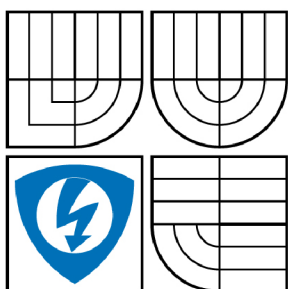




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

POTLAČENÍ SÍŤOVÉHO RUŠENÍ V SIGNÁLECH EKG

SUPPRESSION OF POWERLINE INTERFERENCE IN ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

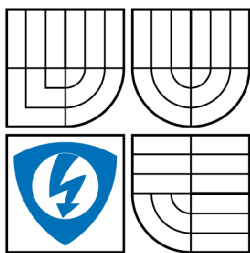
Bc. MICHAL LACKO

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Michal Lacko

ID: 78541

Ročník: 2

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Potlačení síťového rušení v signálech EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Navrhněte a v prostředí Matlab realizujte algoritmy lineární a adaptivní filtrace pro potlačení síťového brumu v signálech EKG. Dále pro potlačení uvedeného rušení navrhněte a realizujte filtr využívající vlnkovou transformaci. Shrňte výhody a nevýhody jednotlivých typů filtrace a vyberte nejvhodnější varianty filtrů z hlediska minimalizace zkreslení užitečného signálu. Filtry navrhujte pro vzorkovací kmitočet 500 Hz.

Práce musí obsahovat:

teoretický rozbor problematiky,

popis navrhovaných metod filtrace,

zhodnocení dosažených výsledků z hlediska zkreslení způsobeného filtrací.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOZUMPLÍK, J.: Multitaktní systémy. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005.

[2] TOMPKINS, W. J. (Editor): Biomedical Digital Signal Processing. New Persey: Prentice-Hall, 1993.

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků 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 č.40/2009 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Michal Lacko
Bytem: Drietoma 381, Drietoma 913 03
Narozen/a (datum a místo): 16.06.1986 v Trenčine

(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. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(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: Potlačení síťového rušení v signálech EKG

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

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: 20. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Tento projekt zahŕňa prehľad jednotlivých metód filtrácie EKG signálu, ktoré potláčajú sieťové rušenie. Zameriava sa predovšetkým na parametre, ktoré ovplyvňujú kvalitu filtrácie. Hlavnou podstatou je vyhodnotenie navrhnutých metód z hľadiska kvality a čo najmenšieho skreslenia výsledného EKG signálu. Práca je zameraná na lineárnu, adaptívnu filtráciu a filtráciu pomocou diskkrétnej vlnkovej transformácie. Spracovanie signálov a vyhodnotenie popisných parametrov je prevádzané pomocou grafického rozhrania GUI v programe Matlab 7.7.0 (R2008b).

KLÚČOVÉ SLOVÁ

Vlnka, transformácia, matlab, lineárna, adaptívna, kvalita, skreslenie

ABSTRACT

This project includes survey of various methods ECG signal filtering, to suppress of power-line interference. It is specialized especially on properties which affecting the quality of filtration. The main essence of project is evaluation of the proposed methods in terms of quality and the least possible distortion of the resulting ECG signal.

The work is focused on linear, adaptive filtering and filtering using discrete wavelet transform. Signal processing and evaluation of descriptive parameters are transferred using the graphical interface GUI in the program Matlab 7.7.0 (R2008b).

KEYWORDS

Wave, transform, matlab, linear, adaptive, quality, distortion

LACKO, M. *Potlačení síťového rušení v signálech EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 52 s. Vedúci diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že svoju diplomovú prácu na téma *Potlačení sieťového rušenia v signáloch EKG* som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho diplomovej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej diplomovej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto diplomovej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných alebo majetkových a som si plne vedomí následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúceho zákona č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákona č. 40/2009 Sb.

V Brne dňa

.....

(podpis autora)

POĎAKOVANIE

Ďakujem vedúcemu diplomovej práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc. za účinnú metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovávaní mojej diplomovej práci.

V Brne dňa

.....

(podpis autora)

Obsah

Úvod	10
1. EKG signál	11
1.1 Frekvenčné vlastnosti signálu EKG a jeho rušenie	13
2. Číslcová filtrácia	14
2.1 Číslcové filtre FIR	14
2.2 Číslcové adaptívne filtre	18
2.2.1 Metóda najmenších štvorcov I (LMS - Least Mean Squares)	18
2.2.2 Metóda najmenších štvorcov II	19
3. Vlnková transformácia	20
3.1 Vlnková transformácia spojitého signálu	20
3.2 Dyadická vlnková transformácia s diskretným časom (DTWT)	20
3.2.1 Podvzorkovanie signálu	22
3.2.2 Expanzia signálu	23
3.3 Redundantná DTWT	24
3.4 Filtrácia signálu pomocou vlnkovej transformácie	25
3.4.1 Stanovenie prahových hodnôt	25
3.4.2 Prahovanie koeficientov DTWT	26
3.5 Wienerovská filtrácia	27
3.5.1 Metóda pilotného odhadu	27
4. Testy navrhnutých filtrov na signáloch EKG	29
4.1 Test FIR filtru na signáloch EKG	30
4.2 Test adaptívneho filtru – LMS I na signáloch EKG	31
4.3 Test adaptívneho filtru – LMS II na signáloch EKG	32
4.4 Test vlnkového filtru – metóda s podvzorkovaním signálu	34
4.5 Test vlnkového filtru – metóda bez podvzorkovania signálu	39
4.6 Testy Wienerovskej filtrácie na signály EKG	44
4.7 Grafické porovnanie najlepších filtrov	46
5. Návrh filtrov v programovacom prostredí Matlab	47
5.1 Použité funkcie v navrhnutých filtroch	49
6. Záverečné vyhodnotenie	50
Použitá literatúra	51
Zoznam skratiek	52
Zoznam Príloh	53

Zoznam obrázkov

Obr. 1: Stavba srdca a) Prevodný systém srdečný (prevzaté z [1]), b) Rez srdcom	11
Obr. 2: Zapojenie elektród pri dvanásti zvodovom elektrokardiografe (prevzaté z [2])	12
Obr. 3: EKG signály a ich spektrá	13
Obr. 4: Algoritmus filtrovania EKG signálu pomocou Linného filtru	14
Obr. 5: Prenosová charakteristika upraveného filtru	16
Obr. 6: Rozloženie pólov upraveného filtru v komplexnej rovine	17
Obr. 7: Impulzná charakteristika celej prenosovej funkcie filtru	17
Obr. 8: Bloková schéma adaptívneho filtru – LMS I (prevzaté z [5])	18
Obr. 9: Bloková schéma adaptívneho filtru – LMS II (prevzaté z [5])	19
Obr. 10: Materská vlnka , dilatovaná vlnka a časovo posunutá vlnka	20
Obr. 11: Dyadická vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu [7]	21
Obr. 12: DTWT s filrami, ktoré sú odvodené od zrkadlových filtrov, 3. stupeň rozkladu [7]	21
Obr. 13: Rýchla dyadická vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu	22
Obr. 14: Inverzná rýchla vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu	22
Obr. 15: Vstupný signál , podvzorkovaný signál $D = 2$	23
Obr. 16: Vstupný signál , expandovaný signál $L = 2$	23
Obr. 17: Rozklad a rekonštrukcia redundantnej DTWT (prevzaté z [7])	24
Obr. 18: Rozkladové a rekonštrukčné filtre redundantnej DTWT (prevzaté z [7])	24
Obr. 19: Blokové schéma filtrácie pomocou vlnkovej transformácie	25
Obr. 20: Tvrdé, mäkké a hybridné prahovanie	26
Obr. 21: Wienerovský filter s pilotným odhadom signálu	28
Obr. 22: Porovnanie konvenčného a filtrovaného signálu, FIR filter, signál <i>ekg2+50.mat</i>	30
Obr. 23: Adaptívny filter, $w = 10$, $\mu = 1 \cdot 10^{-6}$, signál <i>ekg1+50.mat</i>	32
Obr. 24: Adaptívny filter II, $\mu = 4 \cdot 10^{-3}$, signál <i>ekg2+50.mat</i>	33
Obr. 25: Vlnkový filter, <i>db10</i> , 3. stupeň , hybridné prahovanie , signál <i>ekg1+50.mat</i>	35
Obr. 26: Vlnkový filter, <i>coif3</i> , 3. stupeň, hybridné prahovanie , signál <i>ekg1+50.mat</i>	37
Obr. 27: Vlnkový filter, <i>bior2.6</i> , 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál <i>ekg1+50.mat</i>	39
Obr. 28: Vlnkový filter, <i>db3</i> , 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál <i>ekg1+50.mat</i>	40
Obr. 29: Vlnkový filter, <i>coif1</i> , 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál <i>ekg1+50.mat</i>	42
Obr. 30: Vlnkový filter, <i>bior2.6</i> , 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál <i>ekg1+50.mat</i>	44
Obr. 31: Pilotný odhad, <i>bior2.2</i> , 4. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	45
Obr. 32: Wienerovská filtrácia, <i>bior3.3</i> , 4. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	46
Obr. 33: Užívateľské rozhranie programu <i>w_sum.m</i>	47
Obr. 34: Výber rozkladových filtrov v programe <i>w_analyze.m</i>	48
Obr. 35: Užívateľské rozhranie programu <i>w_analyze.m</i>	48

Zoznam tabuliek

Tab. 1: Stredy priepustných pásiem pre hodnoty $p = 10.i$	15
Tab. 2: Zmerané hodnoty FIR filtru pre signál <i>ekg1+50.mat</i>	30
Tab. 3: Zmerané hodnoty FIR filtru pre signál <i>ekg2+50.mat</i>	30
Tab. 4: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru I, signál <i>ekg1+50.mat</i>	31
Tab. 5: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru I, signál <i>ekg2+50.mat</i>	31
Tab. 6: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru II pre signál <i>ekg1+50.mat</i>	32
Tab. 7: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru II pre signál <i>ekg2+50.mat</i>	33
Tab. 8: Vlnkový filter, metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	34
Tab. 9: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	34
Tab. 10: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	35
Tab. 11: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	35
Tab. 12: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	36
Tab. 13: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	36
Tab. 14: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň , signál <i>ekg1+50.mat</i>	36
Tab. 15: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	37
Tab. 16: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	37
Tab. 17: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	38
Tab. 18: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň, signál <i>ekg1+50.mat</i>	38
Tab. 19: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu	38
Tab. 20: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň	39
Tab. 21: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	39
Tab. 22: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu	40
Tab. 23: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	40
Tab. 24: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň rozkladu	41
Tab. 25: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	41
Tab. 26: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu	41
Tab. 27: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	42
Tab. 28: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň rozkladu	42
Tab. 29: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	43
Tab. 30: Vlnkový filter , metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu	43
Tab. 31: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu	43
Tab. 32: Zmerané hodnoty metódou pilotného odhadu, 3. stupeň rozkladu	44
Tab. 33: Zmerané hodnoty metódou pilotného odhadu, 4. stupeň rozkladu	45

Úvod

Základnou a najdôležitejšou jednotkou ľudského tela je srdce. Hlavnou úlohou tohto orgánu je pumpovať okysličenú krv do celého tela a tým zásobovať jednotlivé orgány kyslíkom, živinami a taktiež teplom. Ako u každého orgánu, tak aj u srdca môžeme pozorovať rôzne choroby, vrodené chyby a deformácie, ktoré vyvolávajú nesprávnu činnosť srdca.

V dnešnej dobe činnosť srdca zaznamenávame pomocou elektrokardiografov, ktoré snímajú elektrickú aktivitu srdečných svalov. Elektrokardiografy využívajú dvanásť zvodový systém pomocou ktorého zaznamenávame EKG signál. Kvalita snímania, spracovania a zobrazenia výsledného snímaného signálu rastie s pokrokom vedy a techniky.

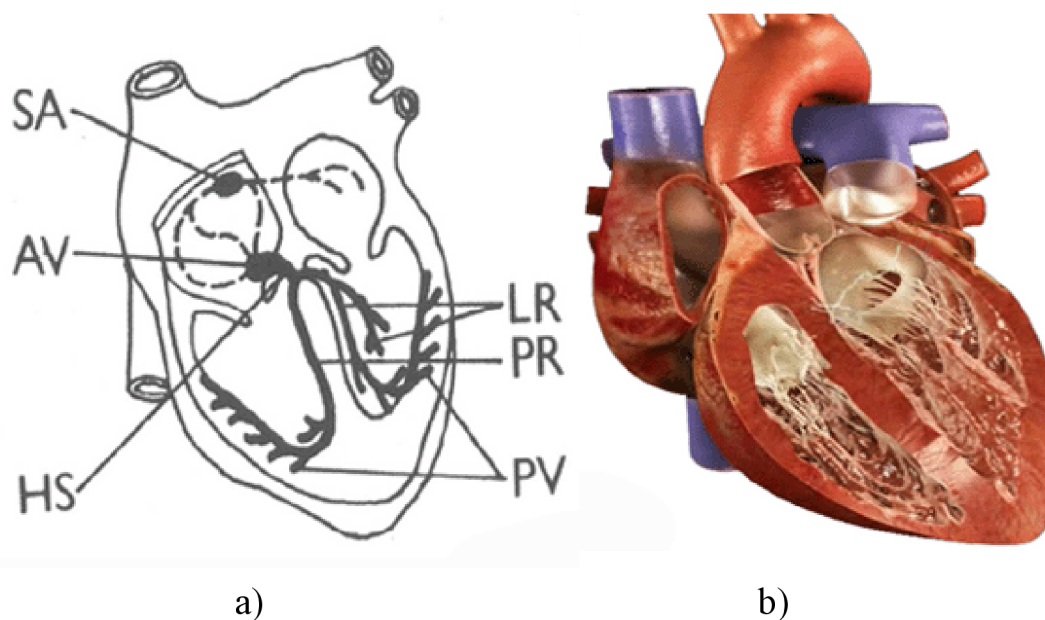
Pretože pri snímaní elektrickej aktivity srdca môže dôjsť k znehodnoteniu signálu šumom, poprípade inými zložkami, musíme snímaný signál upraviť tak, aby výsledný signál bol čo najmenej skreslený a bez rušivých zložiek (šumu). Na odstránenie rušivých zložiek využívame digitálne filtre, poprípade rôzne algoritmy spracovania digitálneho signálu.

Hlavnou podstatou tejto práce je vyhodnotenie rôznych druhov algoritmov pre potlačenie sieťového rušenia z elektrickej rozvodnej siete z hľadiska čo najmenšieho skreslenia a čo najrýchlejšej odozvy systému. V práci sú taktiež uvedené jednotlivé testy navrhnutých algoritmov, filtrov a taktiež výsledné filtrované signály.

1. EKG signál

Ľudské telo ako celok sa skladá z veľkého počtu životne dôležitých orgánov, ktoré sa starajú o chod a činnosť organizmu. Medzi najdôležitejšie orgány môžeme zaradiť mozog, pľúca, pečeň, žalúdok, ľadviny a hlavne srdce. Srdce v ľudskom tele slúži ako pumpa, ktorá prečerpáva krv a tým aj kyslík, výživu a teplo po celom organizme. Základnými stavebnými jednotkami srdca sú predsieň a komory. Odkysličená krv prúdi z veľkého krvného obehu do pravej predsieňe odkiaľ sa po otvorení trojcípej chlopni dostáva do pravej komory. Následne krv prúdi z pravej komory do malého krvného obehu (pľúc), kde sa okysličuje a vracia sa späť do ľavej predsieňe. Pri pootvorení dvojčípej chlopni sa krv dostáva do ľavej komory odkiaľ je vytláčaná späť do veľkého krvného obehu.

Prietok krvi srdcom spôsobuje podráždenie srdečného svalstva akčným napätím a tým stiahnutie svaloviny. Akčné napätie vzniká v Sinoatriálnom uzle (SA) odkiaľ sa šíri do Atriovertikulárného uzlu (AV). Následne sa akčné napätie šíri Hisovým zväzkom (HS) do pravého a ľavého Tawarova ramienka (LR, PR), odkiaľ pokračuje do Purkyňových vlákien (PV).



Obr. 1: Stavba srdca a) Prevodný systém srdečný (prevzaté z [1]), b) Rez srdcom

Elektrickú aktivitu srdca zaznamenávame pomocou elektrokardiografu a zaznamenaný signál nazývame elektrokardiogram – EKG signál. Pri snímaní elektrickej aktivity srdca sa v dnešnej dobe najčastejšie používa dvanásť zvodový systém, ktorý je založený na meraní napätia medzi jednotlivých končatinách a hrudníku vyšetrovanej osoby. Dvanásť zvodový systém môžeme rozdeliť do troch skupín:

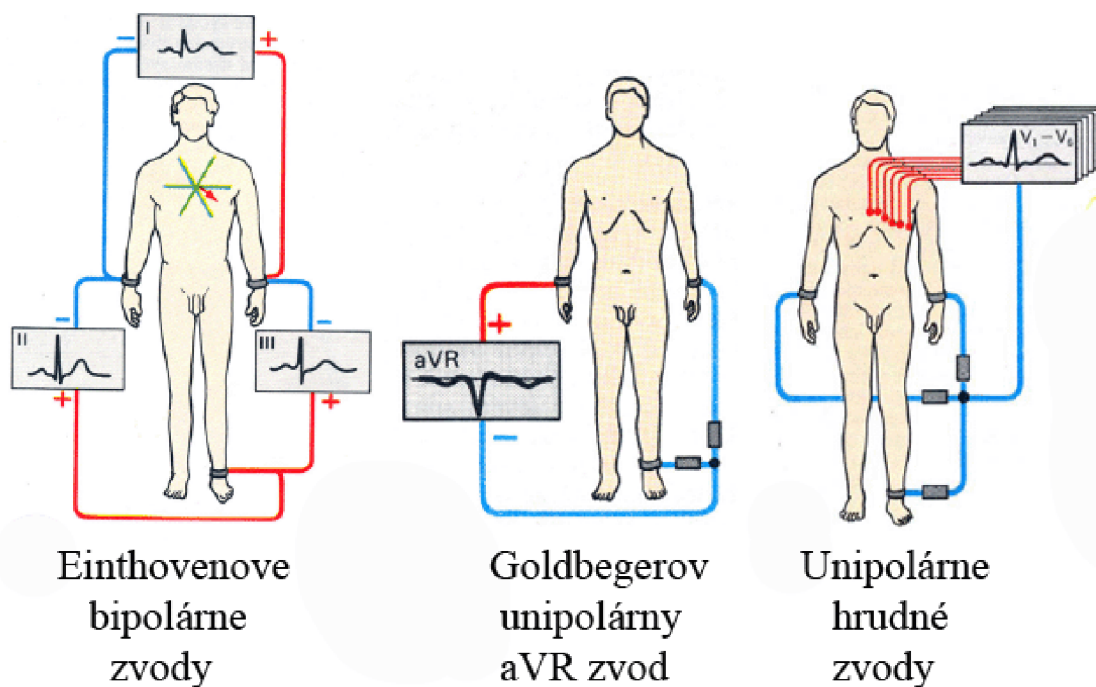
- Bipolárne Einthovenove zvody (I, II, III)
- Unipolárne Goldbergerove zvody (aVR, aVL, aVF)
- Unipolárne hrudné zvody (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

Okrem štandardných zvodov sa využívajú v praxi prstové, bedrové a jicnové zvody. [1]

Bipolárne Einthovenove zvody tvoria tzv. Einthovenov trojuholník. Elektródy sú umiestnené na ľavej, pravej ruke a ľavej nohe. EKG signál registrujeme ako rozdiel potenciálov medzi dvoma elektródami.

Unipolárne Goldbergerove zvody tzv. zväčšené unipolárne zvody končatinové, kde diferentná elektróda je umiestnená na končatine a druhá elektróda na priemerovanom napätí ostávajúcich dvoch.

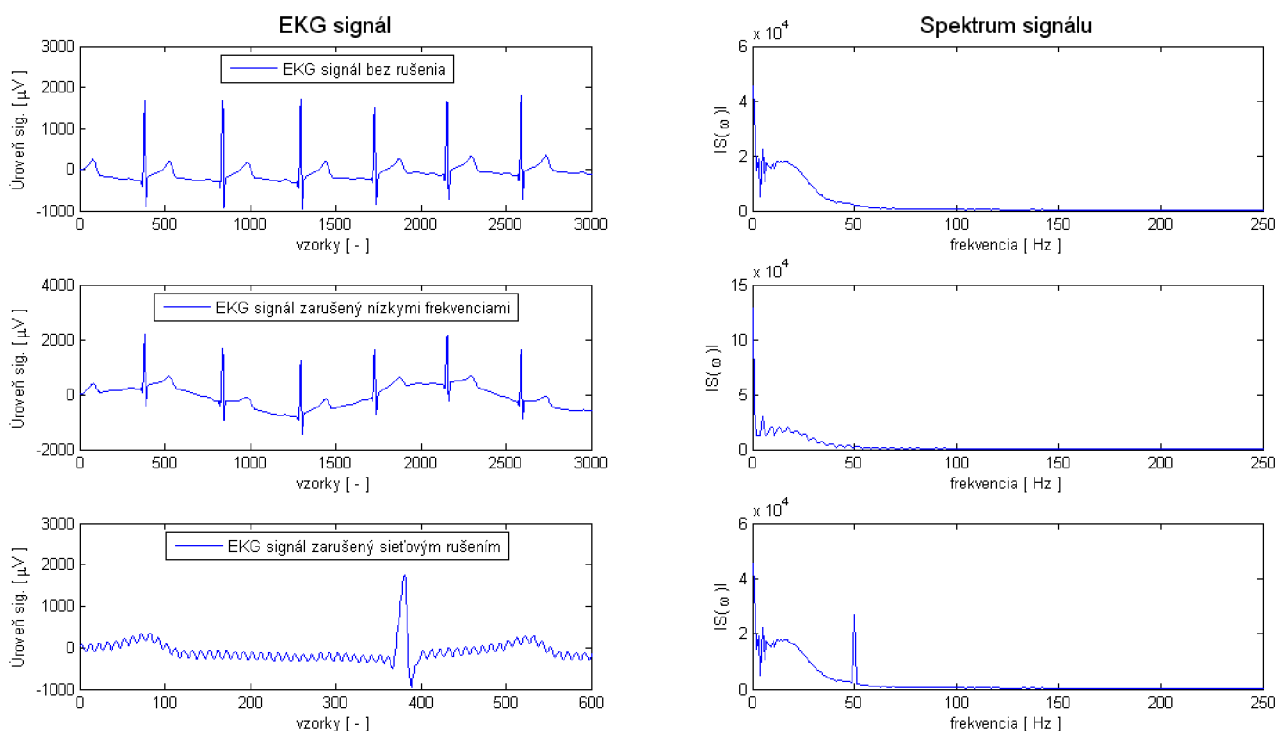
Unipolárne hrudné zvody merajú napätie na rôznych miestach hrudníku voči Wilsonovej svorke.



Obr. 2: Zapojenie elektród pri dvanásti zvodovom elektrokardiografe (prevzaté z [2])

1.1 Frekvenčné vlastnosti signálu EKG a jeho rušenie

Signál EKG snímaný v reálnom čase obsahuje zmes užitočného signálu generovaného srdečnou aktivitou a nežiaduce parazitné zložky (šum), ktoré vznikajú pri snímaní a vedení užitočného signálu do obvodu následného spracovania. Spektrum užitočného signálu zhora ohraničuje spektrálna zložka QRS komplexu. Informácia o EKG signáli je prenášaná v spektrálnej oblasti do hodnoty okolo 40 Hz, avšak u niektorých jedincov môžeme nájsť spektrálne zložky nad 250 Hz. V dnešnej dobe sú konštruované elektrokardiografy, ktoré prenášajú spektrálne zložky do 150 Hz. [4]



Obr. 3: EKG signály a ich spektrá

Nežiaduce zložky signálu môžu zaujímať tri výrazné frekvenčné pásma. Prvým pásmom je oblasť nízkych frekvencií (do 2 Hz). Šum na nízkych frekvenciách je spôsobený dôsledkom pomalých elektrochemických dejov na tele pacienta (koža - elektróda), dýchaním pacienta a jemnými pohybmi pacienta pri snímaní. Druhým pásmom je oblasť stredných frekvencií (nad 35 Hz), ktoré však môžu zasahovať až do oblasti okolo 20 Hz. Tento šum vzniká pri snímaní záťažového EKG signálu – parazitné myopotenciály náhodného charakteru. Tretím pásmom je oblasť šumu okolo 50 Hz, ktorý je indukovaný z elektrickej rozvodnej siete. V určitej miere môžeme tento šum eliminovať úpravou podmienok snímania.

Kvôli grafickému porovnávaniu EKG signálu lekárom sa v minulosti využívali analógové filtre, ktoré upravili signál na únosnú mieru. V dnešnej dobe sú požiadavky na kvalitu vyššie a preto sa prešlo z analógovej úpravy signálu na digitálnu úpravu. Medzi najviac využívanú digitálnu úpravu signálu patrí číslicová filtrácia.

2. Číslicová filtrácia

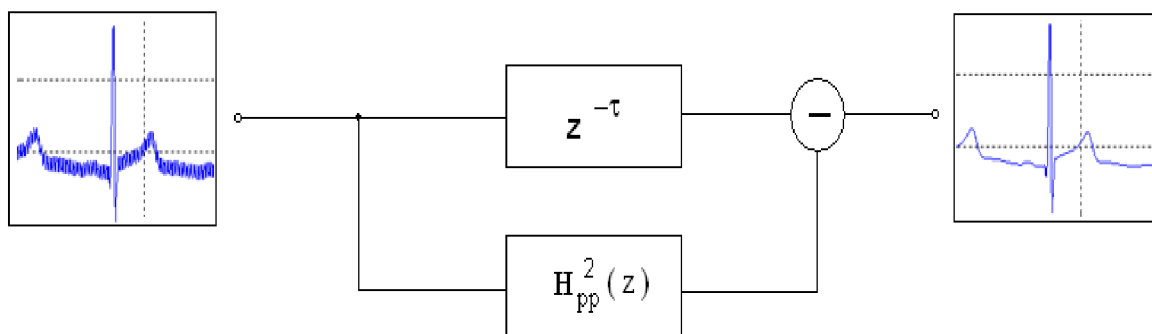
Pod pojmom číslicová filtrácia rozumieme úpravu signálu, ktorá má za úlohu potlačiť nežiaduce a parazitné zložky a zvýrazniť nami požadované časti signálu. Filtrácia patrí medzi lineárne operácie. Pretože sa spektrá užitočného signálu prekrývajú so spektrami parazitného signálu, je voľba vhodnej filtrácie vždy vecou kompromisu. Aby sme mohli navrhovať filtre, ktoré budú potlačovať sieťové rušenie, potrebujeme stanoviť požiadavky na číslicové filtre.

Požiadavky na číslicové filtre pre potlačenie sieťového rušenia v signály EKG :

- Filter musí z maximálnou účinnosťou potlačovať sieťový šum snímaného signálu ($50 \pm 1,5$) Hz
- Filter by nemal skresľovať užitočný signál pod určitú medznú hodnotu : ak signál prekročí hodnotu $\pm 500 \mu\text{V}$, nesmie byť chyba väčšia ako 5 % , pre hodnotu pod $\pm 500 \mu\text{V}$ nesmie byť chyba väčšia ako $\pm 25 \mu\text{V}$.
- Filter by nemal byť ovplyvnený iným druhom rušenia
- Požadujeme čo najrýchlejšiu odozvu systému
- Požadujeme čo najmenšie pamäťové nároky na spracovanie [4]

2.1 Číslicové filtre FIR

Číslicové filtre typu FIR (finite impulse response) majú konečnú impulznú charakteristiku o N vzorkách. Pri návrhu budeme vychádzať z Lymnových filtrov, ktoré majú rovnomerne rozložené nulové body po kružnici a póly uložené na jednotkovej kružnici, ktoré sa rušia s nulami. V mieste rušenia pólov s nulami dochádza k maximálnemu prenosu signálu, rovnému hodnote 1. Tým, že sú v blízkosti maximálneho prenosu nulové body dostávame úzko pásmový filter. Pri návrhu si môžeme zvoliť medzi dvoma algoritmi spracovania snímaného signálu. Prvý algoritmus je ten, že navrhujeme priamo pásmovú zadrž na frekvencii ($50 \pm 1,5$) Hz. Druhý algoritmus vychádza z toho, že si navrhujeme úzkopásmovú prepust', čím zvýrazníme nežiaduce zložky signálu, ktoré následne odčítame od oneskoreného zosnímaného signálu. Tým, že povýšime prenosovú funkciu $H_{pp}(z)$ na druhú, dosiahneme väčšieho potlačenia nami nežiaducich lalokov.



Obr. 4: Algoritmus filtrovania EKG signálu pomocou Lymnového filtru

Navrhnutý filter musí pracovať so vzorkovacou frekvenciou 500 Hz a má potlačovať pásmo šumu s frekvenciou $(50 \pm 1,5)$ Hz .

Prenosová funkcia základného Lynnového filtru má tvar [3]

$$H_{pp}(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \quad (2.1)$$

$$\text{Stredy priepustných pásiem určíme zo vzťahu : } S_B = \frac{fvz}{p} \cdot i \Rightarrow 50 = \frac{500}{p} \cdot i \Rightarrow p = 10 \cdot i, \quad (2.2)$$

kde $i = 0, 1, 2, \dots$

Tab. 1: Stredy priepustných pásiem pre hodnoty $p = 10 \cdot i$

$p = 10 \cdot i$	S_B [Hz]
$i = 0$	0
$i = 1$	50
$i = 2$	100
$i = 3$	150
$i = 4$	200
$i = 5$	250

Veľkosť konštanty K určíme zo šírky potlačovaného pásma $(50 \pm 1,5)$ Hz zo vzťahu :

$$B = \frac{2 \cdot fvz}{Kp} \Rightarrow 3 = \frac{2 \cdot 500}{K \cdot 10} \Rightarrow K = \frac{2 \cdot 500}{3 \cdot 10} = 33,33 \quad (2.3)$$

Predpokladáme nerekurzívnu realizáciu systému, ktorého štruktúra je do značnej miery závislá od hodnoty K . Z hľadiska rozloženia polynómu $1 - z^{-Kp}$ je optimálna hodnota rovná $K = 2^i$. Pre hodnotu $i = 5$ odpovedá hodnota $K = 32$, čo je približná hodnota, ktorú sme spočítali. Pre $K = 32$ odpovedá šírka prenášaného pásma $B = \pm 1,56$ Hz.

Po dosadení a upravení do prenosovej funkcie základného Lynnového filtru dostávame prenosovú funkciu nerekurzívneho filtru, ktorá sa skladá z jednotlivých súčinov a tieto súčiny môžeme realizovať ako kaskádu zapojenia.

$$H^2_{pp}(z) = \left[\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right]^2 = \left[\frac{1 - z^{-320}}{32 \cdot (1 - z^{-10})} \right]^2 = \left[\frac{(1 + z^{-160})(1 + z^{-80})(1 + z^{-40})(1 + z^{-20})(1 + z^{-10})(1 - z^{-10})}{32 \cdot (1 - z^{-10})} \right]^2$$

$$H^2_{pp}(z) = \left[\frac{(1 + z^{-160})(1 + z^{-80})(1 + z^{-40})(1 + z^{-20})(1 + z^{-10})}{32} \right]^2$$

Takto navrhnutý systém zvyrazňuje sieťový šum avšak aj nízke frekvencie, čo vede k skresleniu, pretože energia signálu EKG sa prenáša pri nízkych frekvenciách. Ak chceme odstrániť toto skreslenie, môžeme za nami navrhnutý Lynnový filter zapojiť do série hrebeňový filter, ktorý bude potlačovať nízke frekvencie a zvyrazňovať sieťové rušenie. Nevýhoda tohto riešenia je zavádzanie ďalšieho oneskorenia do systému.

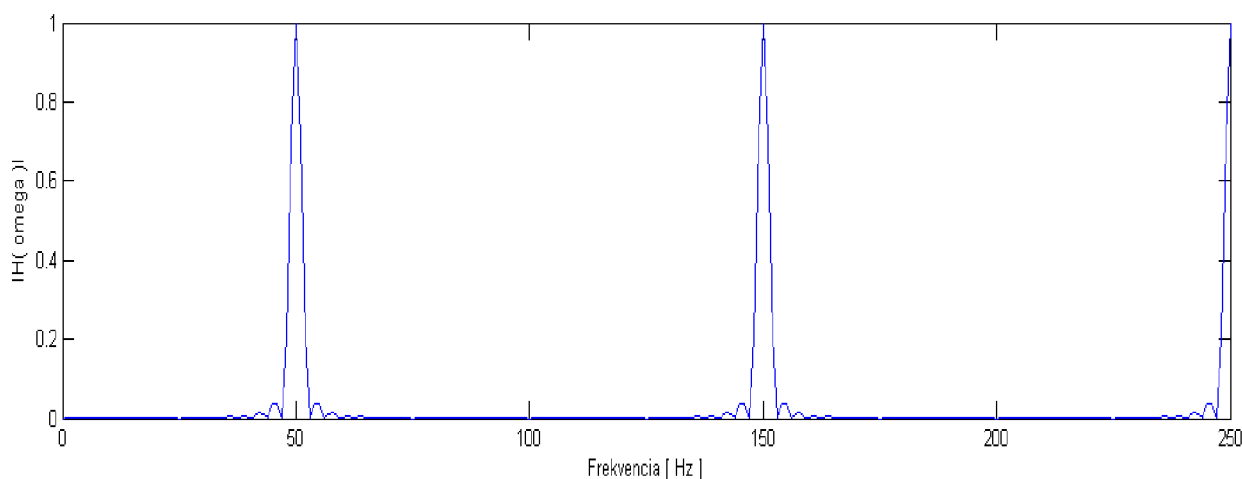
Keďže nechceme do systému zavádzať značné oneskorenie, pokúsime sa upraviť prenosovú funkciu Lynnového filteru. Maximálny prenos nastáva v mieste vyrušenia nuly s pólom, a preto sa pokúsime upraviť menovateľ prenosovej funkcie. Hodnotu p v menovateli podelíme dvomi, zmeníme znamienko rozdielu na súčet a následne musíme ešte celý menovateľ vynásobiť hodnotou 2 aby sme dostali maximálny prenos rovný 1. Výsledná prenosová funkcia bude mať tvar :

$$H^2_{pp}(z) = \left[\frac{1 - z^{-Kp}}{2K(1 + z^{-p/2})} \right]^2 = \left[\frac{1 - z^{-320}}{64(1 + z^{-5})} \right]^2 = \left[\frac{(1 + z^{-160})(1 + z^{-80})(1 + z^{-40})(1 + z^{-20})(1 + z^{-10})(1 + z^{-5})(1 - z^{-5})}{64(1 + z^{-5})} \right]^2$$

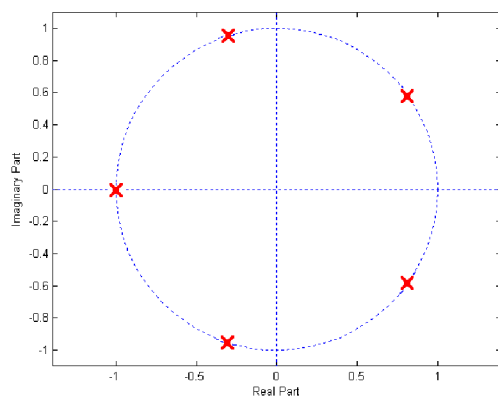
$$H^2_{pp}(z) = \left[\frac{(1 + z^{-160})(1 + z^{-80})(1 + z^{-40})(1 + z^{-20})(1 + z^{-10})(1 - z^{-5})}{64} \right]^2 \quad (2.4)$$

Takto navrhnutý systém potláča nízke frekvencie a jeho odozva je veľmi rýchla, filter má lineárnu fázovú charakteristiku. Maximálny prenos v nepriepustnom pásme je rovný 0,04 (-27,95 dB). Výsledná frekvenčná charakteristika je zobrazená na obr. 5. Lynnové filtre zavádzajú celočíselné oneskorenie, ktoré môžeme vypočítať zo vzťahu [4]

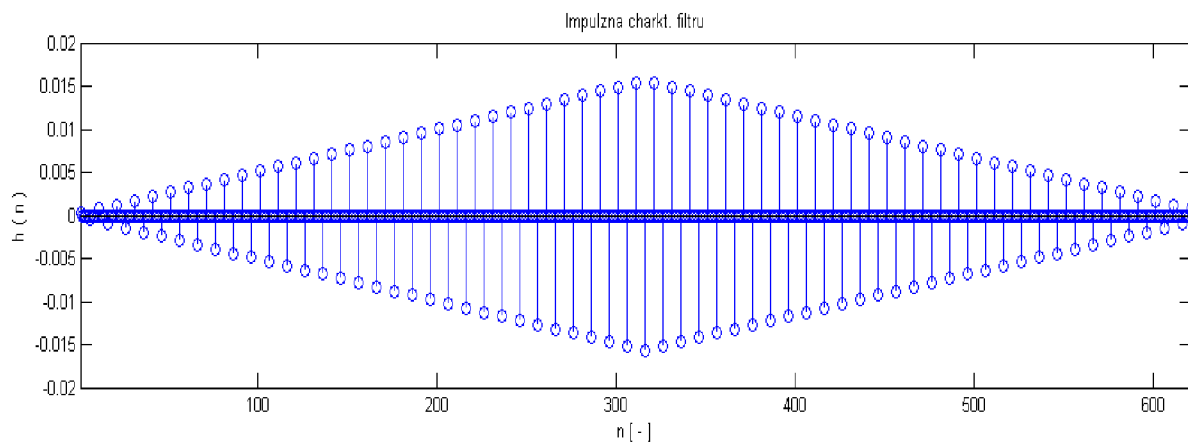
$$\tau_{pp} = (K - 1) \cdot p \quad (2.5)$$



Obr. 5: Prenosová charakteristika upraveného filteru



Obr. 6: Rozloženie pólov upraveného filtra v komplexnej rovine



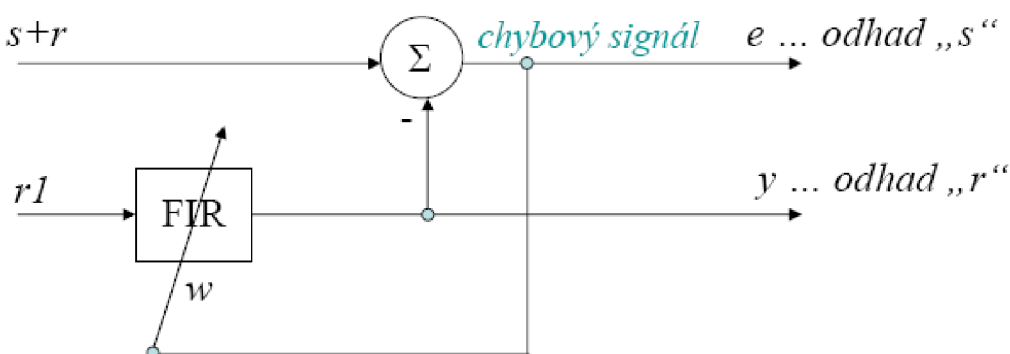
Obr. 7: Impulzná charakteristika celej prenosovej funkcie filtru

2.2 Číslicové adaptívne filtre

Adaptívna filtrácia je jednou z podmnožín adaptívneho spracovania signálov. Existuje rozsiahle spektrum oblastí, v ktorých je tento spôsob spracovania informácií aplikovateľný. To, čo odlišuje adaptívny systém od konvenčného, by sa dalo zhrnúť ako schopnosť automaticky korigovať svoje správanie, definované vnútornými parametrami, vzhľadom na zmeny prostredia alebo požiadaviek na vlastnú činnosť.

2.2.1 Metóda najmenších štvorcov I (LMS - Least Mean Squares)

Hlavnou podstatou tohto systému je minimalizácia strednej kvadratickej odchýlky. Na vstupe systému je snímaný signál so šumom $s + r$ a trénujúci signál $r1$, ktorý má náhodnú počiatočnú fázu. Signály r a $r1$ sú navzájom korelovateľné a signál s s nimi nekorelovateľný. Cieľom je odhad signálu s so zmesi snímaného signálu. [5]



Obr. 8: Bloková schéma adaptívneho filtru – LMS I (prevzaté z [5])

Podstatou adaptačného cyklu je hľadanie hodnôt vektoru w tak, aby sme minimalizovali strednú kvadratickú odchýlku. [5]

$$e = s + r - y \quad (2.6)$$

$$e^2 = s^2 + r^2 + y^2 + 2sr - 2sy - 2ry$$

$$E\{e^2\} = E\{(y - r)^2\} + E\{s^2\} + 2E\{sr\} - E\{sy\}$$

$$MSE = E\{e^2\} \rightarrow \min \quad (2.7)$$

Hľadanie minima funkcie LMS sa prevádza gradientnou metódou. Gradient je vektor derivácii štvorca chybového vzorku podľa jednotlivých váh. Ak je vektor váh optimálny, je gradient vektor núl – minimum štvorca chyby. [5]

$$\bar{w}_{k+1} = \bar{w}_k - \mu \cdot \bar{\nabla}_k, \quad (2.8)$$

kde μ je rýchlosť adaptácie a $\bar{\nabla}_k$ je operátor gradientu.

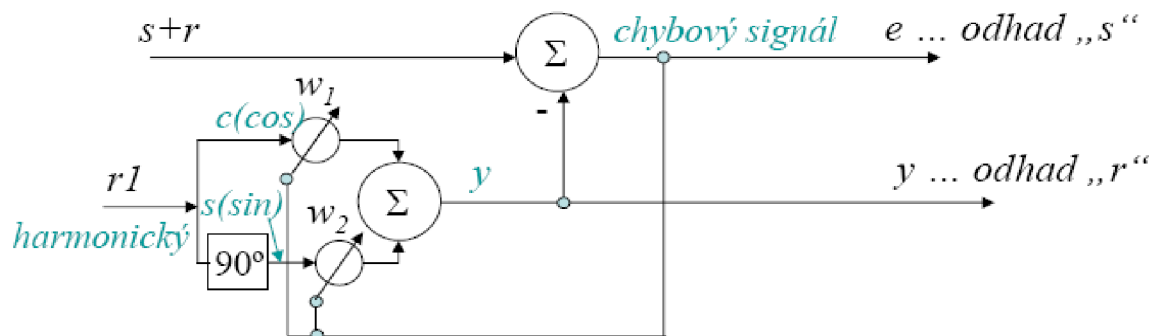
Po úprave dostávame výsledný cyklus adaptácie

$$\bar{w}_{k+1} = \bar{w}_k + 2\mu.e(k).\bar{r}1_k, \quad (2.9)$$

kde μ je rýchlosť adaptácie, $e(k)$ je vzorka odhadu signálu a $\bar{r}1_k$ je vzorka trénujúceho šumu. [5]

3.3.2 Metoda najmenších štvorcov II

Podstata tohto systému je rovnaká ako v predchádzajúcom prípade. Rozdiel týchto dvoch metód je v tom, že nehľadáme vektor váh ale len dve konštanty w_1 a w_2 , ktoré nám určia amplitúdu dvoch navzájom posunutých harmonických signálov o $\pi/2$. Po úprave a súčte harmonických signálov dostávame výsledný signál, ktorého amplitúda a fáza je rovná rušiacemu signálu. [5]



Obr. 9: Bloková schéma adaptívneho filtra – LMS II (prevzaté z [5])

$$y(k) = w_1(k) \cdot \cos(\omega_r kT - \varphi) + w_2(k) \cdot \cos\left(\omega_r kT - \varphi - \frac{\pi}{2}\right) \quad (2.10)$$

Po úprave dostávame

$$y(k) = \frac{1}{2} \sqrt{w_1^2(k) + w_2^2(k)} \cdot \cos\left(\omega_r kT - \varphi - \arctg\left(\frac{w_2(k)}{w_1(k)}\right)\right) \quad (2.11)$$

Zo vzorca (2.11) vidíme, že veľkosť amplitúdy i fázy rušenia získame nastavením hodnôt w_1 a w_2 . [5]

Výsledný cyklus adaptácie bude mať tvar [5]

$$w_1(k+1) = w_1(k) + 2.\mu.e(k).c(k) \quad (2.12)$$

$$w_2(k+1) = w_2(k) + 2.\mu.e(k).s(k) \quad (2.13)$$

3. Vlnková transformácia

Vlnková transformácia (wavelet transform) vyjadruje lineárnu kombináciu bázových funkcií (vlniek) so signálom. Umožňuje časovú lokalizáciu udalostí aj v získanom spektre. Vlnková transformácia tak umožňuje časovo frekvenčnú analýzu. [6]

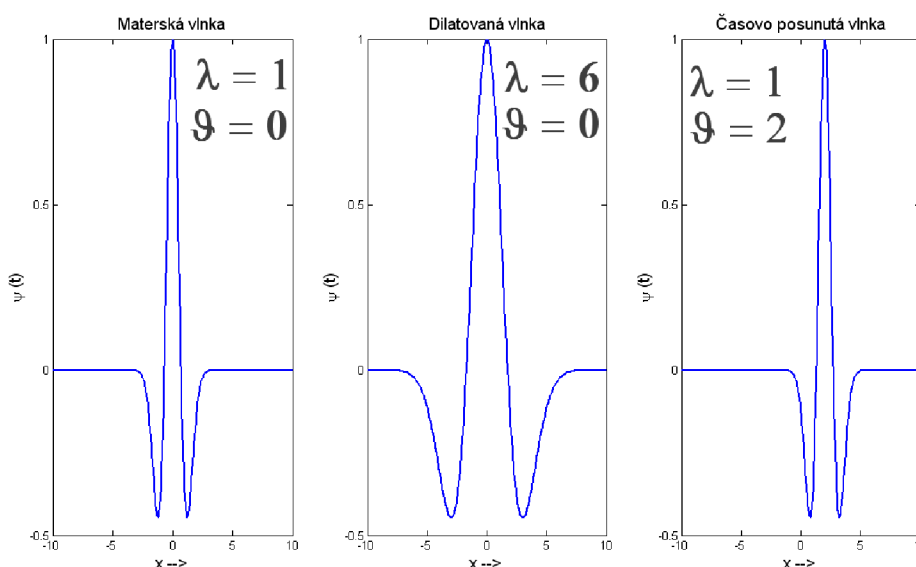
3.1 Vlnková transformácia spojitého signálu

Vlnková transformácia so spojitým signálom $x(t)$ je definovaná [7]

$$y(\lambda, \vartheta) = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t - \vartheta}{\lambda} \right) dt, \quad (3.1)$$

kde λ je dilatácia vlnky (stlačenie a rozťahnutie materskej vlnky), ϑ je časové posunutie vlnky. Konštanta $1/\sqrt{\lambda}$ normalizuje energiu vlnky.

Jedná sa o časovo-frekvenčný rozklad, ktorý môžeme interpretovať ako koreláciu signálu $x(t)$ s funkciami (vlnkami) odvodenými z obecné komplexnej materskej vlnky $\psi(t)$. Stredná hodnota materskej vlnky je rovná nule. [7]



Obr. 10: Materská vlnka , dilatovaná vlnka a časovo posunutá vlnka

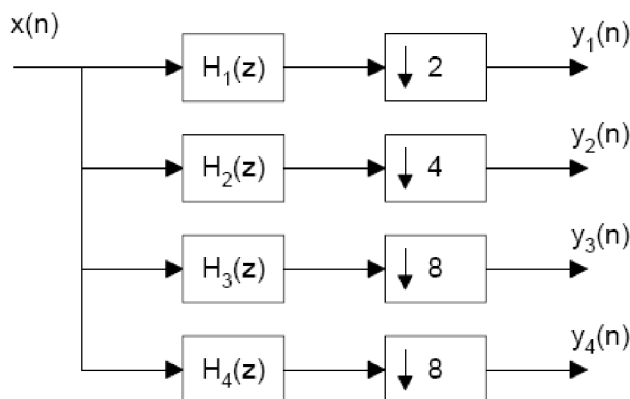
3.2 Dyadická vlnková transformácia s diskretným časom (DTWT)

Dyadická vlnková transformácia s diskretným časom diskretného signálu $x(n)$ je definovaná [7]

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - 1) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - 1), \quad (3.2)$$

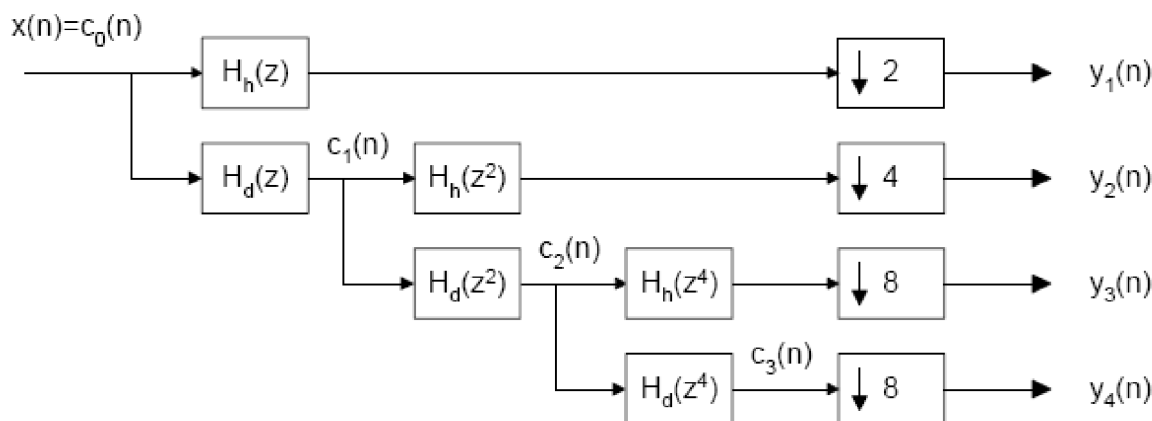
kde $x(i)$ je vzorka signálu, $h_m(i)$ je vzorka impulznej charakteristiky a m je stupeň rozkladu.

Jedná sa o rozklad signálu $x(n)$ bankou diskretných oktánových filtrov s impulznou charakteristikou $h_m(n)$. Vzorkovacia frekvencia výstupného signálu $y_m(n)$ je 2^m -krát nižšia ako vzorkovacia frekvencia vstupného signálu. Koeficienty dyadickej transformácie sú teda výstupné vzorky banky filtrov, ktorých súčet odpovedá počtu vzorkou vstupného signálu $x(n)$. [7]



Obr. 11: Dyadická vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu [7]

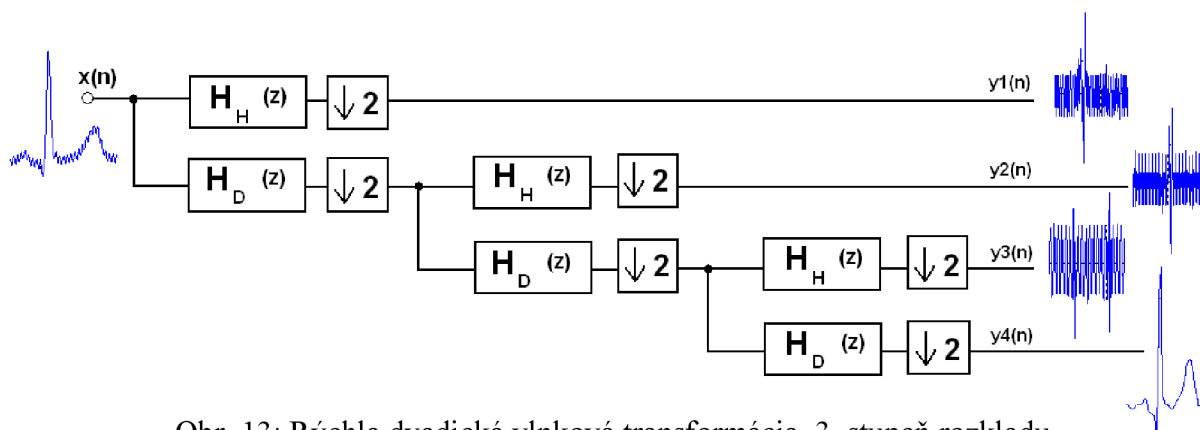
Pri použití dvojice zrkadlových filtrov – ideálnej dolnej priepuste H_d a hornej priepuste H_h s modulovými charakteristikami symetrickými okolo $f_{vz}/4$ a pomocou transformácie $z \rightarrow z^k$ možno odvodiť prenosové charakteristiky jednotlivých pásmových filtrov. [7]



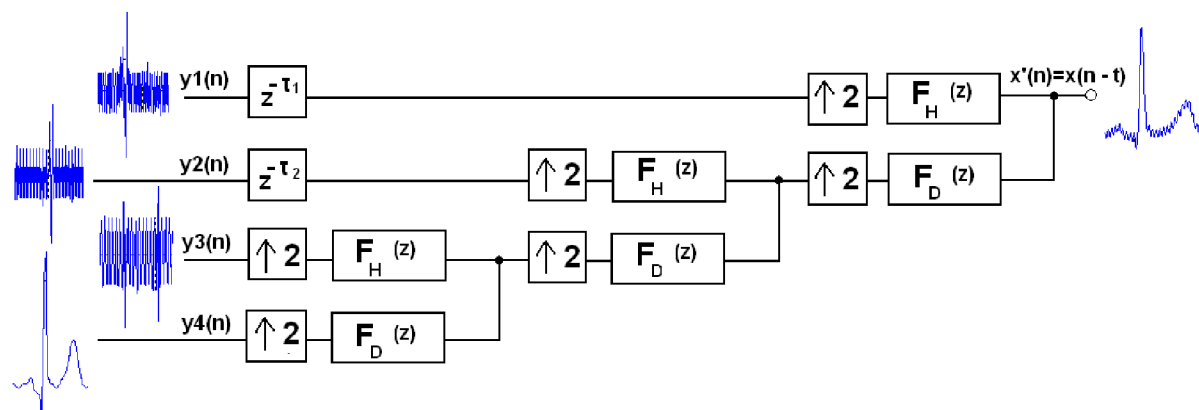
Obr. 12: DTWT s filterami, ktoré sú odvodené od zrkadlových filtrov, 3. stupeň rozkladu [7]

Dĺžky impulzných charakteristík postupne narastajú s vyšším pásmom rozkladu a tým sa zväčšujú nároky na dobu výpočtu. Pre rýchlejší výpočet sa začala využívať rýchla dyadická vlnková transformácia s jednými základnými filtermi a následným podvzorkovaním s faktorom 2 v každom stupni rozkladu. Princíp je zobrazený na obr. 13.

Spätná inverzná transformácia sa prevádza presne opačným postupom. V prvých krokoch sa najskôr signál interpoluje a následne sa ešte musí filtrovať rekonštrukčnými (interpoláčnymi) filtermi F_d a F_h . Príslušný rekonštrukčný filter musí byť vhodným partnerom korešpondujúceho filteru rozkladového. Následne musíme ešte do jednotlivých pásiem zaviesť oneskorovacie členy, tak ako je na obr. 14.



Obr. 13: Rýchla dyadická vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu



Obr. 14: Inverzná rýchla vlnková transformácia, 3. stupeň rozkladu

Aby sme na výstupe dostali signál totožný so vstupným signálom $x'(n) = x(n - \tau)$, musia rozkladové a rekonštrukčné filtre spĺňať určité požiadavky. Podmienky správnej rekonštrukcie signálu sú

$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = 2z^{-\tau} \quad (3.3)$$

a

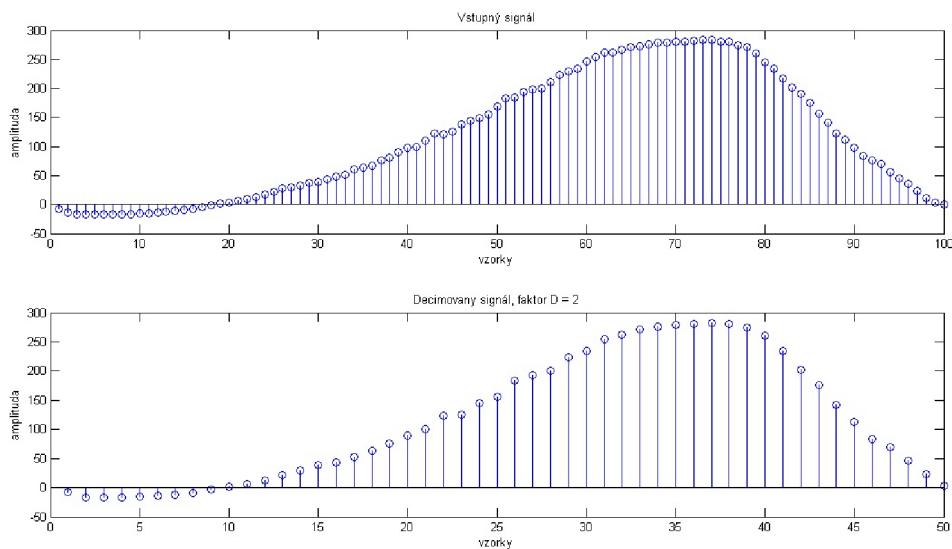
$$F_d(z)H_d(-z) + F_h(z)H_h(-z) = 0, \quad (3.4)$$

kde τ je fázové oneskorenie filtrov $H_d(z)F_d(z)$ a $H_h(z)F_h(z)$. [7]

3.2.1 Podvzorkovanie signálu

Pod pojmom podvzorkovanie signálu rozumieme vybratie vzorkou zo signálu s faktorom D . Faktor D dostaneme ako pomer starej vzorkovacej frekvencie k vzorkovacej frekvencie novej. Faktor D musíme voliť tak, aby nedochádzalo k aliasingu.

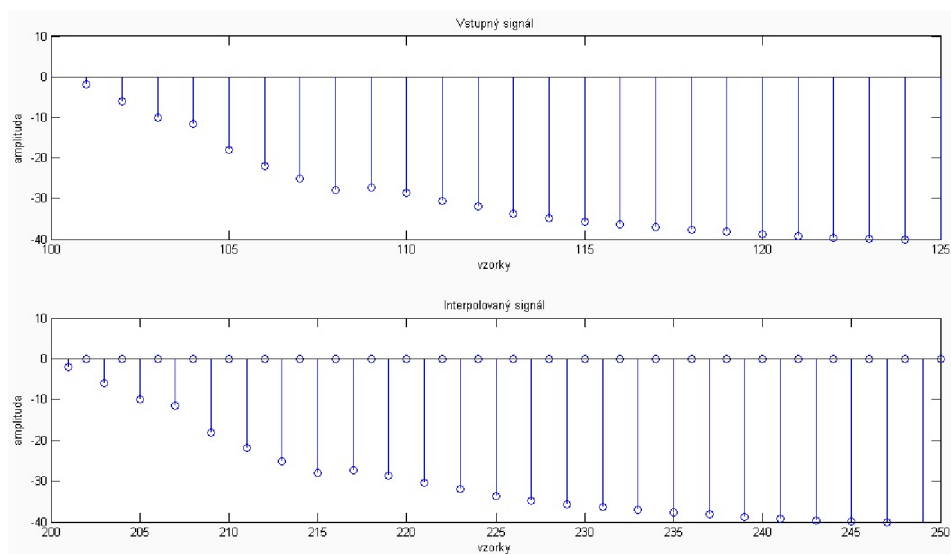
$$D = \frac{f_{vz_povodna}}{f_{vz_nova}} \quad (3.5)$$

Obr. 15: Vstupný signál , podvzorkovaný signál $D = 2$

3.2.2 Expanzia signálu

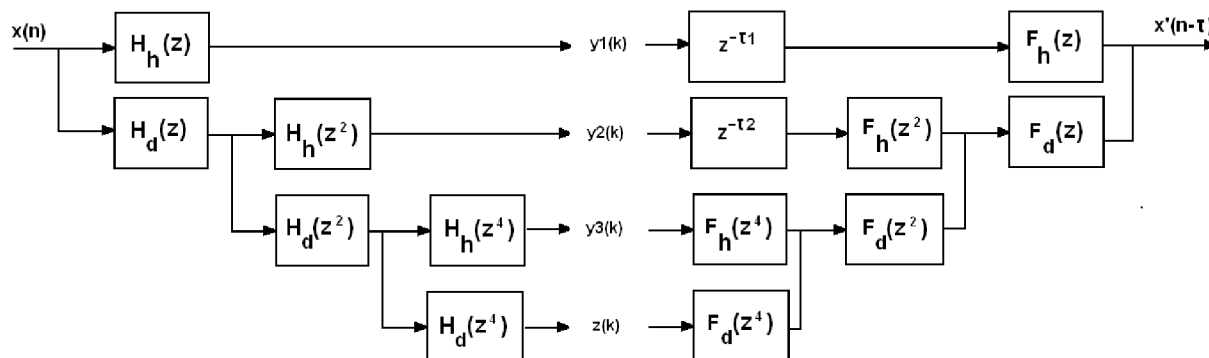
Pod pojmom expanzia signálu rozumieme vloženie nulových bodov medzi vzorky signálu s faktorom L . Faktor L dostaneme ako pomer novej vzorkovacej frekvencie a pôvodnej vzorkovacej frekvencie.

$$L = \frac{f_{vz_nova}}{f_{vz_povodna}} \quad (3.6)$$

Obr. 16: Vstupný signál , expandovaný signál $L = 2$

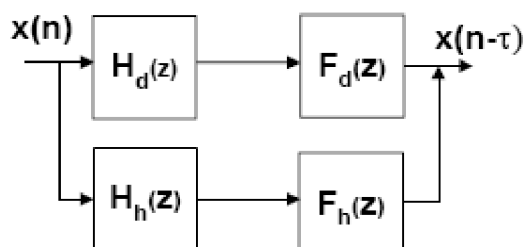
3.3 Redundantná DTWT

Redundantná vlnková transformácia diskrétného času je spôsob, pri ktorej nedochádza k podvzorkovaniu signálu z výstupov jednotlivých filtrov. Celkový počet koeficientov redundantnej vlnkovej transformácie rastie úmerne s počtom rozložených pásiem. Princíp rozkladu a rekonštrukcie signálu je zobrazený na obr. 17. [7]



Obr. 17: Rozklad a rekonštrukcia redundantnej DTWT (prevzaté z [7])

Aby sme na výstupe dostali signál totožný so vstupným signálom $x'(n) = x(n - \tau)$, musia rozkladové a rekonštrukčné filtre spĺňať určité požiadavky.



Obr. 18: Rozkladové a rekonštrukčné filtre redundantnej DTWT (prevzaté z [7])

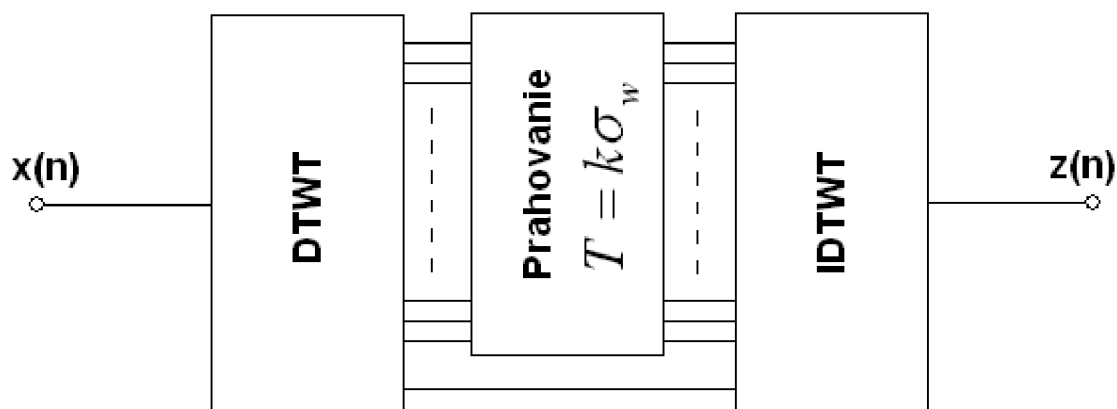
Podmienky správnej rekonštrukcie signálu sú

$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = z^{-\tau} \quad (3.7)$$

Podmienka pre správnu rekonštrukciu je až na konštantu 2 na pravej strane totožná s podmienkou ako pri DTWT s decimáciou. Modul prenosu dolných a horných frekvencií musí byť rovný 1 a nie $\sqrt{2}$ ako pri DTWT s podvzorkovaním. Koeficienty redundantnej DTWT nezávisia od posunutia vstupného signálu, a preto býva redundantná vlnková transformácia vhodnejšia k filtrácii všetkých druhov signálov. [7]

3.4 Filtrácia signálu pomocou vlnkovej transformácie

Hlavnou úlohou filtrácie je potlačenie nežiaducich zložiek signálu a vyzdvihnutie nami zaujímavých frekvenčných zložiek. Pod pojmom filtrácia signálu pomocou vlnkovej transformácie sa rozumie rozklad vstupného signálu na jednotlivé frekvenčné pásma, ktoré sú následne upravované pomocou rôznych algoritmov, avšak najčastejšie sa volí prahovanie koeficientov DTWT. Po úprave koeficientov sa jednotlivé pásma zložia pomocou inverznej vlnkovej transformácie. Filtrácia signálu pomocou vlnkovej transformácie sa radí medzi nelineárnu metódu, pretože prahovanie koeficientov je nelineárne, avšak rozklad a rekonštrukcia na jednotlivé pásma je lineárna.



Obr. 19: Blokové schéma filtrácie pomocou vlnkovej transformácie

Pri filtrácii sa prahujú všetky pásma okrem najspodnejšieho a to tak, že sa s maximálnou účinnosťou potláčajú šumové koeficienty a minimálne sa menia užitočné koeficienty. Aby sme dodržali túto zásadu, musíme správne určiť veľkosť prahu.

3.4.1 Stanovenie prahových hodnôt

Veľkosť prahu pri vlnkovej filtrácii je potrebné nastaviť pre každé pásmo osobitne, pretože úroveň šumu je rôzna v každom pásme. Ak by sme nastavili jeden prah pre všetky pásma, mohlo by to mať za následok skreslenie užitočného signálu. Veľkosť prahu môžeme určiť pomocou dvoch základných metód. Prvou metódou je určenie univerzálneho prahu, ktorý sa určí ako [8]

$$T = \sigma_w \sqrt{2 \ln(N)}, \quad (3.8)$$

kde T je veľkosť prahu, σ_w je smerodajná odchýlka úseku signálu a N je počet vzoriek signálu.

Zo vzorca vidíme, že veľkosť prahu rastie s dĺžkou signálu, čo môže odpovedať (pri veľmi dlhých signáloch) určení príliš vysokého prahu a tým aj skreslenie užitočného signálu. Preto sa častejšie používa empirický prah, ktorý sa určí ako [8]

$$T = k\sigma_w, \quad (3.9)$$

kde T je veľkosť prahu, σ_w je smerodajná odchýlka úseku signálu a k empirická konštanta.

3.4.2 Prahovanie koeficientov DTWT

Základné typy prahovania, ktoré sa využívajú pri vlnkových filtroch sú : tvrdé, mäkké a hybridné. Pre tvrdé prahovanie platí [8]

$$\bar{s}(n) = \begin{cases} x(n) & , pre \ |x(n)| > T \\ 0 & , pre \ |x(n)| \leq T \end{cases} \quad (3.10)$$

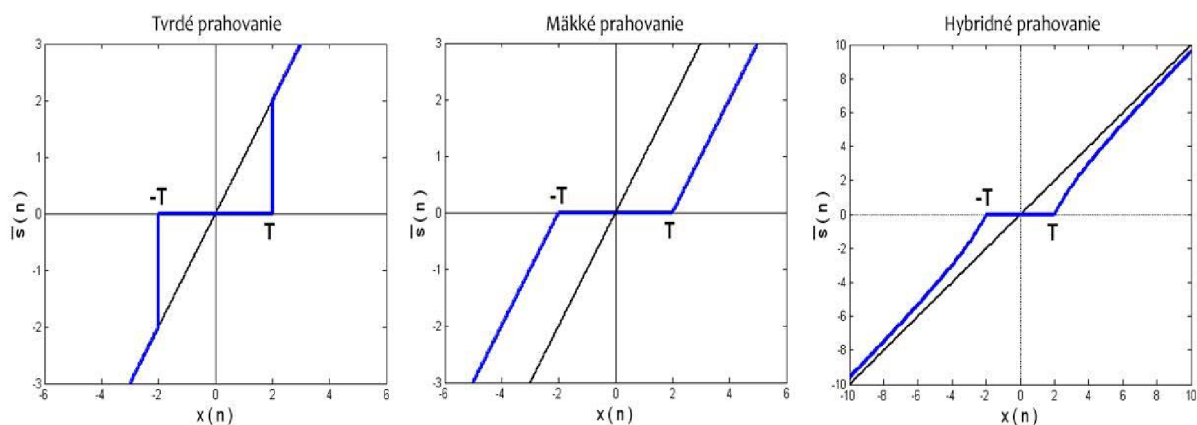
Pre mäkké prahovanie platí [8]

$$\bar{s}(n) = \begin{cases} \text{sign}(x(n))(|x(n)| - T) & , pre \ |x(n)| > T \\ 0 & , pre \ |x(n)| \leq T \end{cases} \quad (3.11)$$

Pre hybridné prahovanie platí [8]

$$\bar{s}(n) = \begin{cases} x(n) - \frac{T^2}{x(n)} & , pre \ |x(n)| > T \\ 0 & , pre \ |x(n)| \leq T \end{cases} \quad (3.12)$$

Hybridné prahovanie sa pre malé nadprahové hodnoty chová ako mäkké prahovanie a s rastúcimi hodnotami sa chová ako tvrdé prahovanie.



Obr. 20: Tvrde, mäkké a hybridné prahovanie

3.5 Wienerovská filtrácia

Wienerovská filtrácia sa používa na potlačenie šumu $w(n)$, ktorého spektrum sa prekrýva s užitočným spektrom signálu $s(n)$. Vstupný signál $x(n) = s(n) + w(n)$ je aditívnou zmesou oboch zložiek. U vlnkovej transformácii sa jedná o násobenie koeficientov DTWT s vhodnými korekčnými faktormi. Podstatou celej metódy je hľadanie korekčných faktorov $g_m(n)$, tak aby upravené hodnoty boli optimálnou aproximáciou $u_m(n)$ v zmysle minimálnej strednej kvadratickej odchýlky ${}^W y_m(n)$ od $s(n)$. [8]

Výstup DTWT v m - tom pásme

$$y_m(n) = u_m(n) + v_m(n). \quad (3.13)$$

Výstup po Wienerovskej filtrácii

$${}^W y_m(n) = y_m(n)g_m(n), \quad (3.14)$$

Hodnoty korekčných faktorov získame

$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + v_m^2(n)}, \quad (3.15)$$

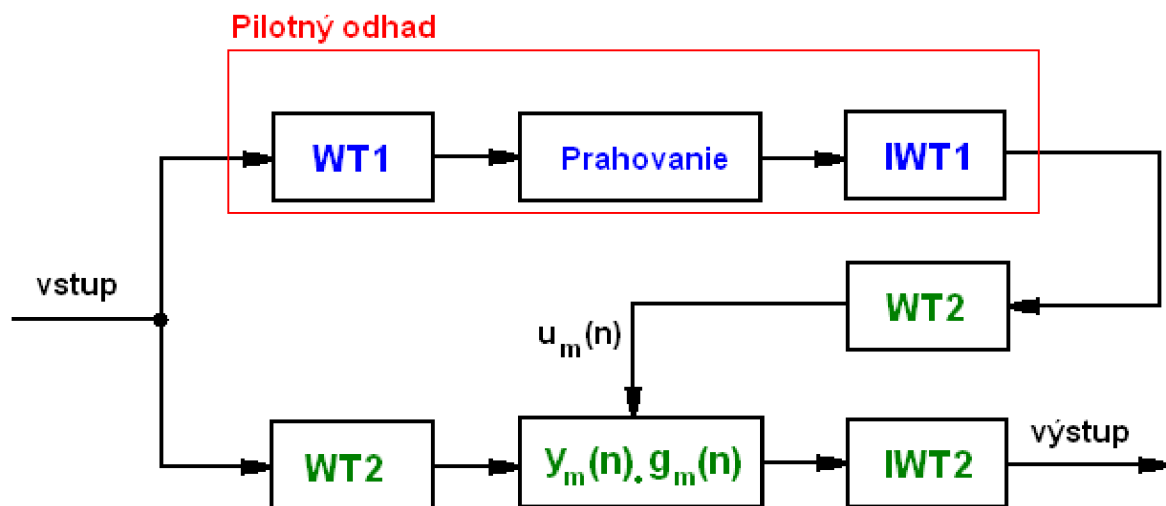
kde $v_m^2(n)$ sú hodnoty šumových koeficientov, ktoré môžeme nahradiť rozptylom šumu $\sigma_{v_m}^2$.

$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + \sigma_{v_m}^2(n)}, \quad (3.16)$$

Pre hodnoty $u_m^2(n) \gg \sigma_{v_m}^2(n)$ bude hodnota $g_m(n)$ blízka 1, čo bude odpovedať minimálnej zmene koeficientu $y_m(n)$, ak $u_m^2(n) \ll \sigma_{v_m}^2(n)$, tak hodnota $g_m(n) \ll 1$, čo odpovedá veľkej zmene koeficientu $y_m(n)$. [8]

3.5.1 Metóda pilotného odhadu

Metóda pilotného odhadu vychádza z Wienerovskej filtrácie. Hlavnou podstatou tejto metódy je to, že algoritmus výpočtu sa nám delí do dvoch vetví. Prvou vetvou určíme pomocou vlnkového filtru pilotný odhad EKG signálu (odhad užitočného EKG signálu). Druhou vetvou sa prevádza Wienerovská filtrácia. Vstupný zašumený signál transformujeme pomocou DTWT na koeficienty DTWT, ktoré sú následne váhované korekčnými faktormi $g_m(n)$ a spätne transformované pomocou IDTWT na výstupný signál. Veľkosť korekčného faktora $g_m(n)$ spočítame podľa vzťahu (3.16). Veľkou výhodou danej metódy je minimálne skreslenie QRS komplexov.



Obr. 21: Wienerovský filter s pilotným odhadom signálu

4. Testy navrhnutých filtrov na signáloch EKG

Aby sme mohli vyhodnotiť funkčnosť a kvalitu spracovania signálov, musíme si stanoviť kritéria podľa ktorých budeme navrhnuté filtre hodnotiť.

Maximálna absolútna chyba je určená maximom absolútnej hodnoty rozdielu spracovaného signálu a konvenčne pravého signálu. Za konvenčne pravý signál považujeme signál bez znehodnotenia harmonickým signálom.

$$\Delta x = \max \{ |x_m - x_r| \}, \quad (\mu\text{V}) \quad (4.1)$$

kde x_m je spracovaná vzorka signálu a x_r je vzorka konvenčne pravého signálu.

Maximálna relatívna chyba je určená maximom absolútnej hodnoty podielu absolútnej chyby vzorku a vzorku spracovaného signálu.

$$\delta x = \max \left\{ \left| \frac{\Delta x}{x_m} \right| \right\} \cdot 100, \quad (\%) \quad (4.2)$$

Stredná kvadratická chyba (PRD) je určená vzťahom

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=i}^N [x(n) - x_r(n)]^2}{\sum_{n=i}^N [x(n) - \mu_x]^2}} \cdot 100, \quad (\%) \quad (4.3)$$

kde $x(n)$ je konvenčne pravý signál, $x_r(n)$ je spracovaný signál a μ_x je stredná hodnota konvenčne pravého signálu. [6]

Pomer Signál / Šum (SNR) je určený vzťahom

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - x_r(n)]^2} \right), \quad (\text{dB}) \quad (4.4)$$

kde $x(n)$ je konvenčne pravý signál, $x_r(n)$ je spracovaný signál a μ_x je stredná hodnota konvenčne pravého signálu. [6]

4.1 Test FIR filtru na signáloch EKG

Navrhnuté filtre boli testované na dvoch signáloch EKG, ktoré boli uložené v súboroch *ekg1+50.mat* a *ekg2+50.mat*. Obidva signály boli znehodnotené harmonickým signálom o frekvencii 50 Hz a úrovni signálu 50 μV . Pomer signál/šum (SNR) pre signál *ekg1+50.mat* bol stanovený na hodnotu 15,65 dB a pre signál *ekg2+50.mat* na 17,94 dB. České technické normy ČSN EN 50160 stanovujú kolísanie sieťovej frekvencie v rozsahu $50 \pm 0,5$ Hz (99,5 % v roku) a preto bol navrhnutý filter testovaný pre dve rôzne šírky priepustného pásma : $\pm 3,12$ Hz , $\pm 1,56$ Hz. Užšie pásma majú veľmi dlhú impulznú charakteristiku, čo vedie k dlhšiemu prechodovému javu a horším popisným parametrom.

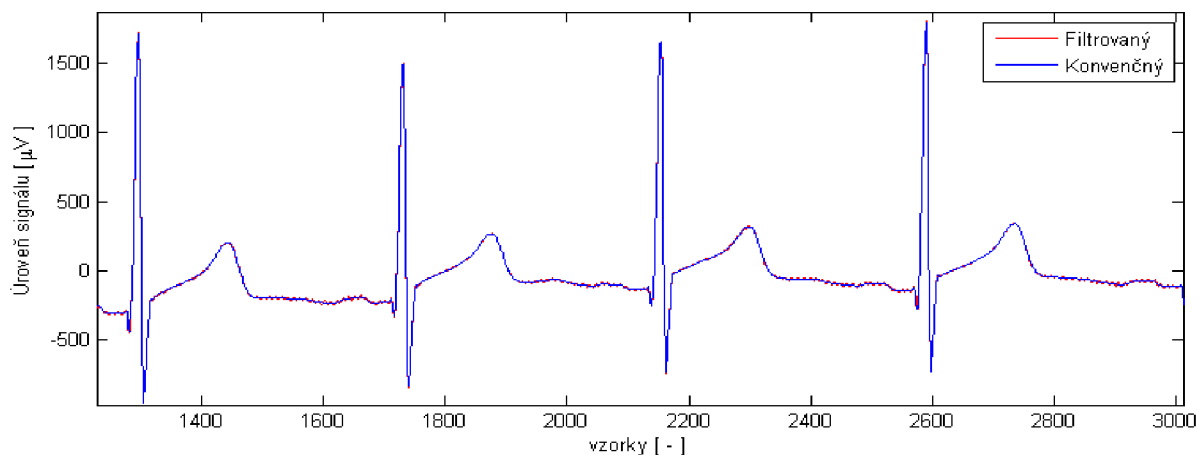
Tab. 2: Zmerané hodnoty FIR filtru pre signál *ekg1+50.mat*

Šírka pásma	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Počet vzor- kov imp. char. [-]	Zlepšenie SNR [dB]
($50 \pm 3,12$) Hz	49.934	0.128	2.686	27.915	310	12,265
($50 \pm 1,56$) Hz	49.983	0.103	3.676	28.691	630	13,041

Tab. 3: Zmerané hodnoty FIR filtru pre signál *ekg2+50.mat*

Šírka pásma	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Počet vzor- kov imp. char. [-]	Zlepšenie SNR [dB]
($50 \pm 3,12$) Hz	49.409	0.115	4.277	25.788	310	7,848
($50 \pm 1,56$) Hz	49.443	0.119	3.743	26.478	630	8,538

Z tabuľky 2. vidíme, že sieťové rušenie sa tým lepšie potlačí, čím bude šírka priepustného pásma užšia. Musíme brať v úvahu aj dobu trvania výpočtu odozvy systému, ktorá je závislá od dĺžky impulznej charakteristiky. Ak by sme mali voliť kompromis medzi dobou výpočtu a kvalitou spracovania signálu, tak voľba šírky priepustného pásma by bola ($50 \pm 1,56$) Hz. Na obr. 22 vidíme výsledný spracovaný signál FIR filtru s priepustným pásmom ($50 \pm 1,56$) Hz signálu *ekg2+50.mat*.



Obr. 22: Porovnanie konvenčného a filtrovaného signálu, FIR filter, signál *ekg2+50.mat*

Z obr. 22 vidíme, že signál je jemne skreslený oproti konvenčne pravému signálu len v oblasti ST segmentu, vlny T a P, čo nie je moc výhodné, pretože väčšina ischemických chorôb sa prejavuje práve v týchto úsekoch. Úsek PQ a komplex QRS vykazujú zanedbateľné skreslenie. Pohybuje sa rádovo v jednotkách μV .

4.2 Test adaptívneho filtru – LMS I na signáloch EKG

Navrhnutý adaptívny filter bol testovaný na signály *ekg1+50.mat* a *ekg2+50.mat*. Pomocou voľby rýchlosti adaptácie a veľkosti vektoru váh, boli menené parametre adaptívneho filtru.

Tab. 4: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru I, signál *ekg1+50.mat*

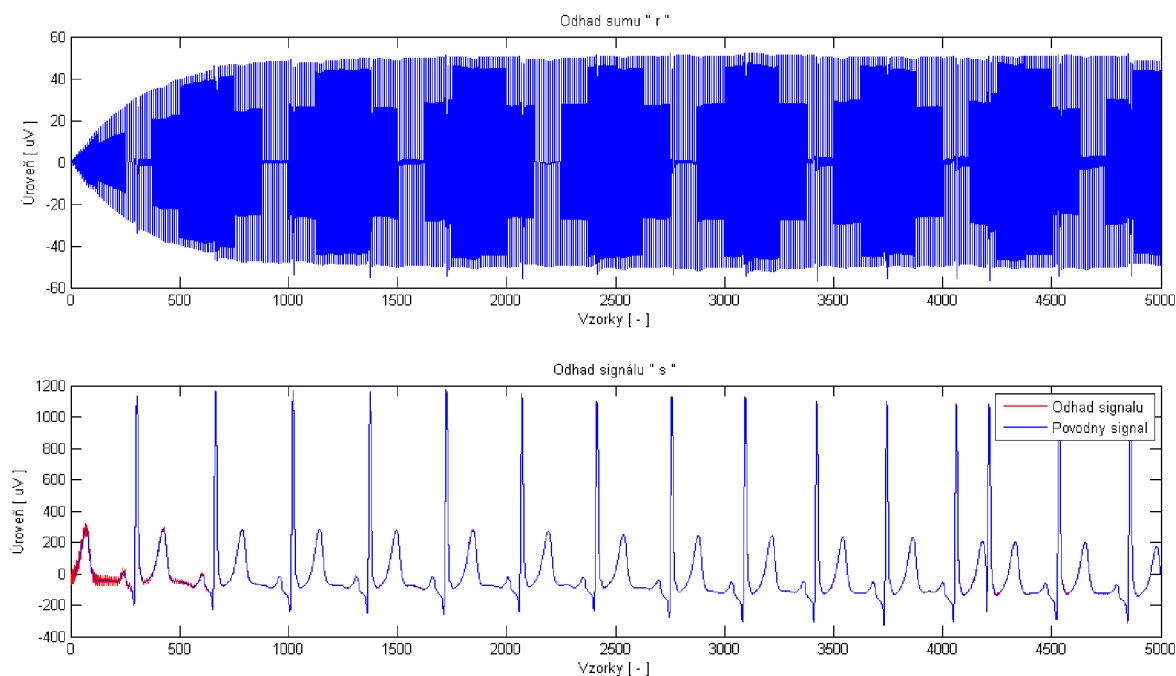
Vektor váh [-]	Rýchlosť adaptácie [-]	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Približný čas adaptácie [s]	Zlepšenie SNR [dB]
5	$1 \cdot 10^{-6}$	50	0,303	3,054	30,301	2	14,651
10	$1 \cdot 10^{-6}$	50	0,605	2,428	32,292	1,35	16,642
15	$1 \cdot 10^{-6}$	50	0,909	2,366	32,517	0,6	16,867
20	$1 \cdot 10^{-6}$	50	1,213	2,536	31,914	0,6	16,264
25	$1 \cdot 10^{-6}$	50	1,517	2,812	31,019	0,6	15,369
30	$1 \cdot 10^{-6}$	50	1,821	3,174	29,965	0,6	14,315
10	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,302	3,071	30,255	2,4	14,605
15	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,454	2,625	31,615	1,36	15,965
20	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,605	2,436	32,266	1,32	16,616
25	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,756	2,369	32,507	0,6	16,857
30	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,907	2,415	32,341	0,6	16,691

Tab. 5: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru I, signál *ekg2+50.mat*

Vektor váh [-]	Rýchlosť adaptácie [-]	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Približný čas adaptácie [s]	Zlepšenie SNR [dB]
5	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,142	3,408	29,349	2,5	11,409
10	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,279	2,838	30,937	0,8	12,997
15	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,412	2,928	30,667	0,8	12,727
20	$5 \cdot 10^{-7}$	50	0,544	3,182	29,945	0,8	12,005
15	$3 \cdot 10^{-7}$	50	0,252	2,869	30,845	0,8	12,905
20	$3 \cdot 10^{-7}$	50	0,333	2,835	30,947	0,8	13,007
25	$3 \cdot 10^{-7}$	50	0,412	2,932	30,655	0,8	12,715
30	$3 \cdot 10^{-7}$	50	0,491	3,075	30,241	0,8	12,301

Z výstupných priebehov je vidieť, že veľkosť rýchlosti adaptácie a dĺžka vektoru váh ovplyvňujú čas adaptácie filtru, ale taktiež ovplyvňuje skreslenie signálu. Pri veľkom kroku adaptácie dochádza ku kolísaniu odhadu úrovne šumu, čo vedie k následnému skresleniu signálu. Z tabuľky 4. a 5. vidíme, že adaptívny filter potláča najlepšie sieťové rušenie pri vektore váh

o dĺžke v rozsahu $10 \div 20$ a pri rýchlosti adaptácie v rozsahu $1 \cdot 10^{-6} \div 3 \cdot 10^{-7}$. Približný časový interval adaptácie sa pre tieto parametre pohybuje $0,5 \div 2,5$ s. Pri filtroch s dlhšou adaptáciou sú zmerané hodnoty SNR o niečo menšie, pretože všetky popisné parametre sú spočítavané z celého úseku signálu, v ktorom je započítaný aj adaptačný úsek.



Obr. 23: Adaptívny filter, $w = 10$, $\mu = 1 \cdot 10^{-6}$, signál *ekg1+50.mat*

4.3 Test adaptívneho filtru – LMS II na signáloch EKG

Navrhnutý adaptívny filter bol testovaný opäť na dvoch signáloch *ekg1+50.mat* a *ekg2+50.mat*. Pomocou voľby rýchlosti adaptácie boli menené parametre adaptívneho filtru.

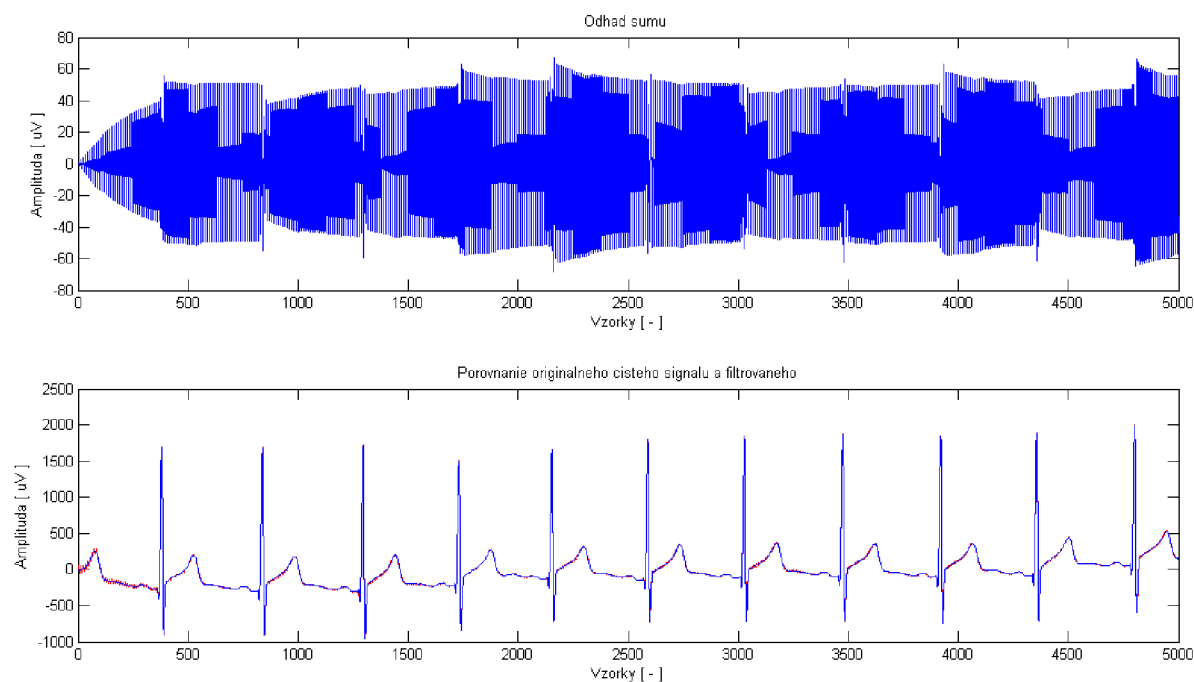
Tab. 6: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru II pre signál *ekg1+50.mat*

Rýchlosť adaptácie [-]	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Približný čas adaptácie [s]	Zlepšenie SNR [dB]
$1 \cdot 10^{-2}$	48,355	0,991	2,363	32,531	0,6	16,881
$8 \cdot 10^{-3}$	48,682	0,793	2,322	32,681	0,64	17,031
$6 \cdot 10^{-3}$	49,011	0,594	2,408	32,365	1,1	16,715
$4 \cdot 10^{-3}$	49,339	0,369	2,731	31,273	1,3	15,623
$2 \cdot 10^{-3}$	49,669	0,201	3,702	28,631	3,4	12,981

Tab. 7: Zmerané hodnoty adaptívneho filtru II pre signál *ekg2+50.mat*

Rýchlosť adaptácie [-]	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Približný čas adaptácie [s]	Zlepšenie SNR [dB]
$1 \cdot 10^{-2}$	49,085	0,879	3,942	28,085	0,76	10,145
$8 \cdot 10^{-3}$	49,095	0,706	3,549	28,997	0,78	11,057
$6 \cdot 10^{-3}$	49,185	0,533	3,163	29,997	0,80	12,057
$4 \cdot 10^{-3}$	49,275	0,361	2,862	30,864	0,83	12,924
$2 \cdot 10^{-3}$	49,365	0,185	3,093	30,191	1,60	12,251
$10 \cdot 10^{-4}$	49,411	0,191	4,116	27,708	4,30	9,768

Adaptívny filter II bol ohľadom nastavovania riadiacich parametrov jednoduchší, avšak odhad šumu v signály bol viac nepresný ako pri prvej metóde, čo viedlo k znehodnoteniu výsledného filtrovaného signálu. Skreslenie EKG signálu sa nachádza len v ST segmente a vlne T, avšak sklon a úroveň signálu boli nezmenené. Z tabuľky 6. a 7. vidíme, že sieťový šum bol najlepšie potlačený pri voľbe rýchlosti adaptácie v rozsahu $8 \cdot 10^{-3} \div 4 \cdot 10^{-3}$. Približný časový interval adaptácie sa pre tieto parametre pohyboval $0,6 \div 1,3$ s.

Obr. 24: Adaptívny filter II, $\mu = 4 \cdot 10^{-3}$, signál *ekg2+50.mat*

4.4 Test vlnkového filtra – metóda s podvzorkovaním signálu

Test navrhnutého filtra bol prevádzaný len na signály *ekg1+50.mat*, pretože pri hodnotení kvality filtra boli testy prevádzané do hĺbky a boli skúmané všetky možné parametre, ktoré ovplyvňujú kvalitu spracovania signálu. Medzi najdôležitejšie parametre vlnkového filtra patrí stupeň rozkladu, ktorý bol volený v rozmedzí 3 až 4. Pri vyšších stupňoch dochádzalo k prahovaniu koeficientov DTWT, ktoré nesú vysokú energiu EKG signálu a preto rozklad na pásma vyššie ako 4 nebol vhodný. Dochádzalo k ráznemu skresleniu EKG signálu v celej opakovacej sekvencii. Pri voľbe rozkladu na 2 stupne bol problém úplne opačný, pretože rozkladové filtre nedokázali potlačiť sieťový šum v najspodnejšom pásme (zbytku), ktorý následne nebol prahovaný a tým dochádzalo k prenosu nežiaducich zložiek cez filter. Dochádzalo k skresleniu (nepotlačeniu) sieťového šumu v celej opakovacej sekvencii EKG signálu. Ďalším parametrom, ktorý bol menený je typ prahovania. Boli volené tri typy prahovania: mäkké, tvrdé a hybridné. Najdôležitejším parametrom, ktorý bol menený bol typ filtra. Boli využité tri druhy: Daubechies, Coiflets a Biorthogonal. V každom druhu boli zvolené štyri typy, ktoré boli následne porovnávané. V následných krokoch budú ukázané zmerané hodnoty jednotlivých vlnkových filtrov, ktoré vykazovali najlepšie parametre a čo najmenšie skreslenie signálu.

Tab. 8: Vlnkový filter, metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μ V]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
haar	mäkké	166,355	2,803	12,451	18,095
	tvrdé	97,288	0,275	8,835	21,075
	hybridné	102,139	0,229	8,802	21,101
db1	mäkké	163,821	2,748	12,313	18,192
	tvrdé	97,288	0,276	8,829	21,081
	hybridné	125,296	0,115	9,909	20,078
db3	mäkké	166,165	1,376	9,971	20,024
	tvrdé	134,734	0,117	6,348	23,946
	hybridné	177,415	0,155	8,853	21,057
db10	mäkké	160,187	0,619	7,264	22,775
	tvrdé	116,146	0,263	7,074	23,006
	hybridné	143,487	0,273	7,986	21,952

Tab. 9: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
haar	15,650	18,095	21,075	21,101	20,090	4,440
db1	15,560	18,192	21,081	20,078	19,783	4,133
db3	15,560	20,024	23,946	21,057	21,675	4,133
db10	15,560	22,775	23,006	21,952	22,577	6,927

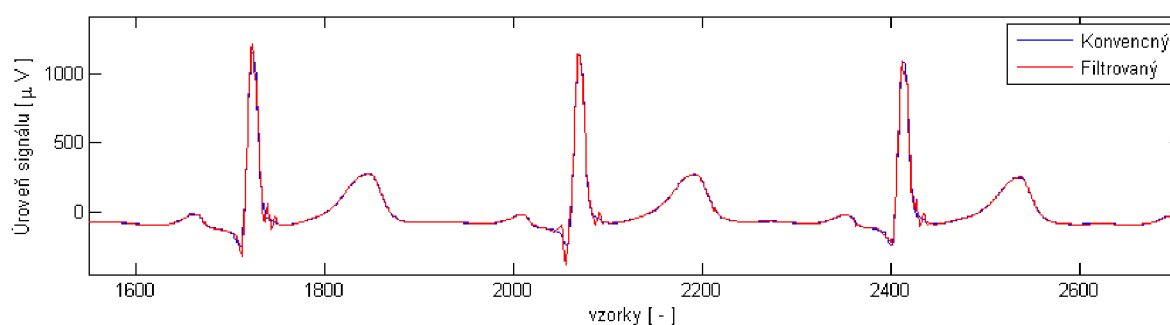
Tab. 10: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
haar	mäkké	195,756	4,98	14,473	16,788
	tvrdé	172,351	1,278	13,177	17,603
	hybridné	199,079	1,695	15,791	16,032
db1	mäkké	252,903	6,936	17,886	14,949
	tvrdé	128,650	0,891	11,301	18,937
	hybridné	151,457	0,343	11,536	18,758
db3	mäkké	218,881	3,062	13,085	17,664
	tvrdé	207,010	0,714	9,885	20,101
	hybridné	199,798	0,508	11,627	18,691
db10	mäkké	212,571	3,146	10,898	19,253
	tvrdé	124,898	0,609	8,994	20,92
	hybridné	200,773	0,471	9,917	20,071

Tab. 11: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]		SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
		mäkké	tvrdé	hybridné		
haar	15,650	16,788	17,603	16,302	16,801	1,157
db1	15,560	15,949	18,937	18,758	17,881	2,231
db3	15,560	17,664	20,101	18,691	18,816	3,168
db10	15,560	19,253	20,920	20,071	20,081	4,431

Z vyššie uvedených tabuliek je vidieť, že najlepšie sa prejavovalo tvrdé prahovanie, následne hybridné a nakoniec mäkké. Rozdiel medzi jednotlivými hodnotami SNR sa pohyboval v rozmedzí 1 ÷ 3 dB. Pre filtráciu sieťového šumu sa najlepšie prejavilo rozloženie na 3 pásma, rozdiel SNR voči ostatným stupňom rozkladu (2 a 4) sa pohyboval v rozmedzí 3 ÷ 5 dB. Tvar filtrovaného signálu sa najlepšie približoval k referenčnému signálu, dochádzalo k skresleniu signálu vo vlne Q, S a T. Pri rozklade signálu na tri pásma sa najlepšie javili filtre s väčšou impulznou charakteristikou, avšak za následok dlhšej odozvy výpočtu a rekonštrukcie signálu. Zmerané hodnoty pre druhý stupeň rozkladu a všetky ukážky spracovaných signálov sú uložené na priloženom médiu.

Obr. 25: Vlnkový filter, *db10*, 3. stupeň , hybridné prahovanie , signál *ekg1+50.mat*

Tab. 12: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
coif1	mäkké	161,925	1,669	10,176	19,856
	tvrdé	121,497	0,159	6,656	23,535
	hybridné	191,656	0,281	7,688	22,283
coif3	mäkké	141,028	0,977	8,37	21,544
	tvrdé	109,71	0,093	6,921	23,196
	hybridné	133,504	0,055	8,439	21,474
coif4	mäkké	152,238	0,98	9,252	20,675
	tvrdé	168,782	0,475	8,331	21,585
	hybridné	179,826	0,517	10,297	19,745
coif4	mäkké	150,449	0,913	8,473	21,439
	tvrdé	115,007	0,17	7,608	22,374
	hybridné	139,87	0,228	9,869	20,113

Tab. 13: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]		SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
		mäkké	tvrdé	hybridné		
coif1	15,650	19,856	23,535	22,283	21,891	6,241
coif3	15,560	21,544	23,196	21,474	21,871	6,421
coif4	15,560	20,675	21,585	19,745	20,668	5,018
coif5	15,560	21,439	22,374	20,113	21,308	5,658

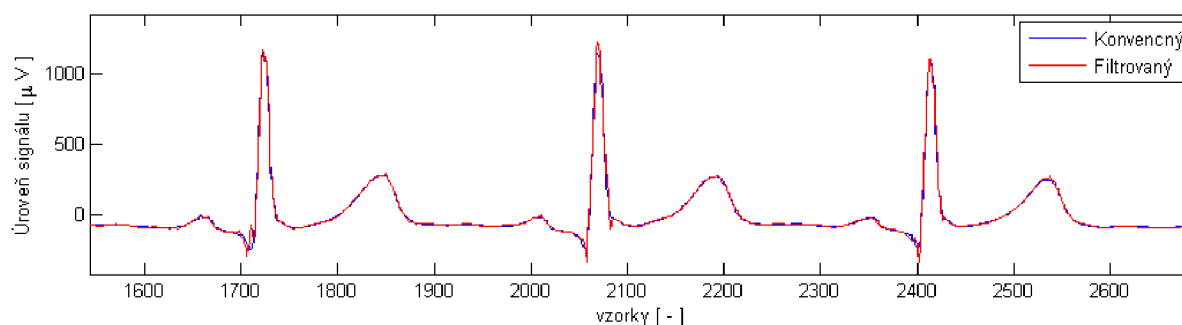
Tab. 14: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň , signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
coif1	mäkké	183,233	3,891	13,238	17,563
	tvrdé	121,44	0,282	7,461	22,545
	hybridné	233,948	0,454	9,466	20,476
coif3	mäkké	157,921	2,603	10,861	19,281
	tvrdé	142,418	0,293	7,989	21,949
	hybridné	168,183	0,246	10,444	19,622
coif4	mäkké	178,076	2,087	10,266	19,772
	tvrdé	156,188	0,688	9,341	20,592
	hybridné	210,376	0,549	11,342	18,905
coif4	mäkké	167,741	1,336	9,284	20,644
	tvrdé	124,522	0,524	9,533	20,414
	hybridné	184,995	0,612	13,455	17,422

Tab. 15: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
	mäkké	tvrdé	hybridné		
coif1	15,650	17,563	22,545	20,476	4,544
coif3	15,560	19,281	21,949	19,622	4,634
coif4	15,560	19,772	20,592	18,905	4,106
coif5	15,560	20,644	20,414	17,422	3,843

V ďalšom kroku testovania kvality filtrácie EKG signálu boli použité Coiflets-ove filtre. Podľa nameraných parametrov (SNR) sa najlepšie javilo opäť tvrdé prahovanie s hybridným. Najhoršie výsledky boli dosahované pri mäkkom prahovaní. Každý typ prahovania bol následne otestovaný na rôznom stupni rozkladu signálu. V teste bol využitý rozklad na tri a štyri pásma. Najlepšie výsledky vykazoval tretí stupeň rozkladu. Rozdiel medzi jednotlivými stupňami rozkladu sa pohyboval v rozmedzí $1 \div 2$ dB. Hodnoty zlepšenia SNR sa pohybovali v priemere $3 \div 6,5$ dB. Tvar filtrovaného signálu sa najlepšie približoval k referenčnému signálu, dochádzalo k skresleniu vo vlne Q, S a úrovne QRS komplexu. Boli využité štyri typy filtrov : *coif1*, *coif3*, *coif4* a *coif5*. Filter ktorý dosahoval najväčšiu hodnotu SNR bol filter s krátkou impulznou charakteristikou – *coif3*.

Obr. 26: Vlnkový filter, *coif3*, 3. stupeň, hybridné prahovanie , signál *ekg1+50.mat*Tab. 16: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 3. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [µV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
bior1.3	mäkké	243,178	1,442	13,964	17,099
	tvrdé	124,232	0,093	8,046	21,888
	hybridné	166,141	0,051	9,624	20,332
bior2.2	mäkké	186,393	2,594	12,026	18,396
	tvrdé	177,94	0,369	7,775	22,185
	hybridné	136,418	0,096	7,943	22,001
bior2.6	mäkké	174,914	1,277	9,391	20,546
	tvrdé	156,22	0,185	7,1	22,974
	hybridné	178,857	0,156	8,146	21,781
bior3.3	mäkké	165,992	2,081	10,171	19,852
	tvrdé	116,563	0,531	8,506	21,405
	hybridné	142,657	0,961	9,667	20,293

Tab. 17: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
bior1.3	15,650	17,099	21,883	20,332	19,773	4,123
bior2.2	15,560	18,369	22,185	22,001	20,851	5,201
bior2.6	15,560	20,546	22,974	21,781	21,767	6,117
bior3.3	15,560	19,852	21,405	20,293	20,516	4,866

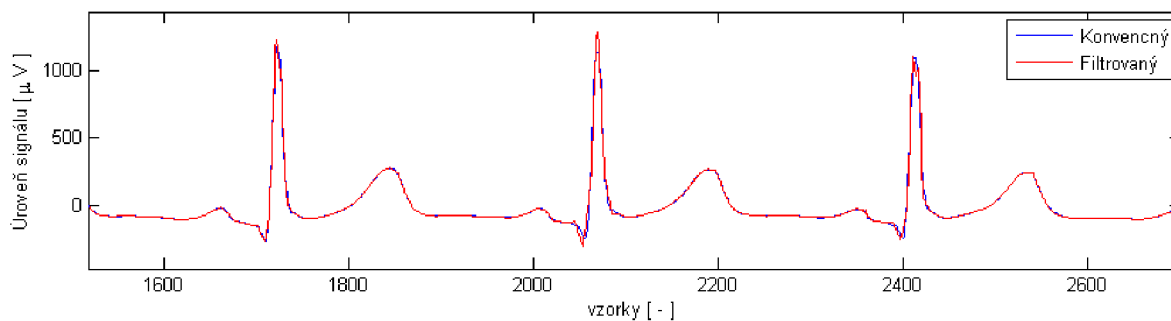
Tab. 18: Vlnkový filter , metóda s podvzorkovaním signálu, 4. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μ V]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
bior1.3	mäkké	227,765	1,349	12,689	17,931
	tvrdé	129,831	0,082	8,322	21,595
	hybridné	154,955	0,045	8,952	20,961
bior2.2	mäkké	206,457	4,593	13,339	17,497
	tvrdé	151,39	0,305	7,703	22,265
	hybridné	143,831	0,028	8,125	21,803
bior2.6	mäkké	174,923	2,671	10,433	19,631
	tvrdé	156,105	0,219	7,868	22,081
	hybridné	197,633	0,272	9,532	20,416
bior3.3	mäkké	171,105	2,263	10,007	19,993
	tvrdé	116,714	0,535	8,235	21,686
	hybridné	227,765	1,349	12,689	17,931

Tab. 19: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT s podvzorkovaním signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
bior1.3	15,650	17,931	21,595	20,691	20,072	4,422
bior2.2	15,560	17,497	22,265	21,803	20,521	4,871
bior2.6	15,560	19,631	22,081	20,416	20,709	5,059
bior3.3	15,560	19,993	21,686	20,281	20,653	5,003

Aj v tomto testovaní sa najlepšie prejavovalo tvrdé prahovanie, následne hybridné a nakoniec mäkké. Rozdiel medzi tvrdým a mäkkým prahom sa pohyboval v rozmedzí 1,8 ÷ 4,6 dB. Jednotlivé typy prahovania boli taktiež testované aj so zmenou stupňa rozkladu na jednotlivé pásma. Pre filtráciu sieťového šumu sa najlepšie prejavilo rozloženie na 3 pásma, rozdiel pomeru signálu a šumu sa pohyboval voči ostatným stupňom rozkladu v rozmedzí 4,1 ÷ 6,1 dB. Z hľadiska skreslenia sa najlepšie prejavoval rozklad na tri pásma, ktorý mal len veľmi malé skreslenie vo vlne Q. Pri rozklade na štyri pásma sa prejavovalo jemné skreslenie v ST a PQ segmente. Filter ktorý dosahoval najväčšiu hodnotu SNR bol filter – *bior2.6* .

Obr. 27: Vlnkový filter, *bior2.6*, 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál *ekg1+50.mat*

4.5 Test vlnkového filtru – metóda bez podvzorkovania signálu

Test navrhnutého filtru bol prevádzaný opäť na signály *ekg1+50.mat*, pretože pri hodnotení kvality filtru boli testy prevádzané do hĺbky a boli skúmané všetky možné parametre, ktoré ovplyvňujú kvalitu spracovania signálu.

Tab. 20: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
haar	mäkké	107,744	2,795	6,412	23,859
	tvrdé	95,523	0,432	5,885	24,603
	hybridné	95,149	0,382	5,547	25,118
db1	mäkké	112,409	3,183	6,862	23,271
	tvrdé	84,127	0,361	5,788	24,748
	hybridné	75,398	0,373	5,404	25,344
db3	mäkké	101,831	1,168	5,206	25,669
	tvrdé	71,950	0,081	5,247	25,601
	hybridné	71,385	0,057	5,296	26,121
db10	mäkké	101,792	0,881	5,646	24,964
	tvrdé	69,301	0,179	5,931	24,537
	hybridné	90,920	0,789	5,801	25,128

Tab. 21: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
haar	15,650	23,859	24,603	25,118	24,526	8,876
db1	15,560	23,271	24,748	25,344	24,454	8,804
db3	15,560	25,669	25,601	26,121	25,797	10,147
db10	15,560	24,964	24,537	25,128	24,876	9,226

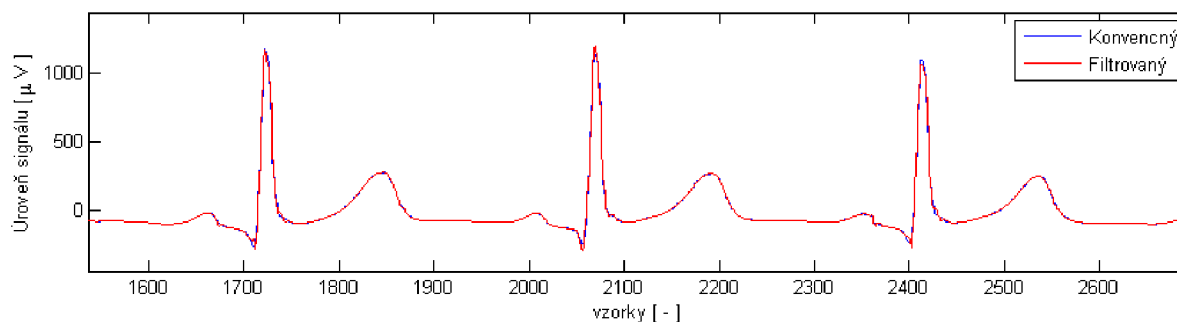
Tab. 22: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
haar	mäkké	124,326	4,022	7,493	22,506
	tvrdé	95,523	0,407	5,844	24,664
	hybridné	94,356	0,388	5,497	25,196
db1	mäkké	122,735	4,074	7,476	22,525
	tvrdé	89,306	0,368	5,936	24,531
	hybridné	106,495	0,392	5,509	25,177
db3	mäkké	96,884	1,568	5,523	25,155
	tvrdé	65,851	0,161	5,011	25,002
	hybridné	71,854	0,115	5,571	25,282
db10	mäkké	106,685	1,087	5,981	24,464
	tvrdé	82,931	0,314	5,921	24,553
	hybridné	75,883	0,271	5,866	25,132

Tab. 23: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
haar	15,650	22,506	24,664	25,196	24,122	8,472
db1	15,560	22,525	24,531	25,177	24,077	8,427
db3	15,560	25,155	25,002	25,282	25,146	9,496
db10	15,560	24,464	24,553	25,132	24,716	9,066

Z vyššie uvedených tabuliek vidíme, že najlepšie sa prejavovalo hybridné prahovanie, následne tvrdé a nakoniec mäkké. Rozdiel medzi hybridným a mäkkým prahovaním sa pohyboval v rozmedzí do 2,6 dB. Pri porovnávaní jednotlivých typov filtrov vychádzali hodnoty zlepšenia SNR v rozmedzí $8,5 \div 10,1$ dB. Pre túto metódu nie je až tak dôležitý typ filtra ako pri metóde s podvzorkovaním signálu. Pomer SNR je približne o 4dB lepší ako pri metóde s podvzorkovaním. Z grafického hľadiska dochádzalo k menším skresleniam vo vlne Q, S a minimálne vo vlne T, špičky QRS komplexu boli jemne orezávané. Filter, ktorý dosahoval najväčšiu hodnotu SNR bol filter s krátkou impulznou charakteristikou – *db3*.

Obr. 28: Vlnkový filter, *db3*, 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál *ekg1+50.mat*

Tab. 24: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň rozkladu

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
coif1	mäkké	97,351	1,507	5,361	25,415
	tvrdé	67,959	0,103	5,294	25,523
	hybridné	73,992	0,168	5,244	25,605
coif3	mäkké	107,319	1,022	5,629	24,991
	tvrdé	83,831	0,155	5,667	24,932
	hybridné	94,887	0,229	6,177	25,183
coif4	mäkké	105,869	0,873	5,521	25,161
	tvrdé	76,663	0,194	6,056	24,356
	hybridné	94,325	0,289	6,032	25,215
coif4	mäkké	107,766	0,979	5,769	24,776
	tvrdé	76,484	0,169	6,086	24,312
	hybridné	93,351	0,322	6,754	24,808

Tab. 25: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

SNR pred filtráciou [dB]		SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
		mäkké	tvrdé	hybridné		
coif1	15,650	25,415	25,523	25,605	25,514	9,864
coif3	15,560	24,991	24,932	25,183	25,035	9,385
coif4	15,560	25,161	24,356	25,215	24,910	9,260
coif5	15,560	24,776	24,312	24,808	24,632	8,982

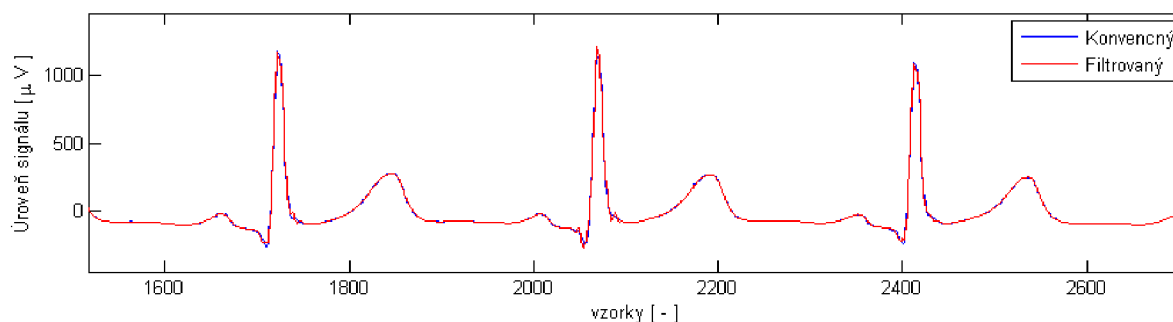
Tab. 26: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
coif1	mäkké	107,578	1,206	5,431	25,302
	tvrdé	66,221	0,101	5,024	25,978
	hybridné	66,671	0,125	5,336	26,105
coif3	mäkké	102,943	1,017	5,405	25,343
	tvrdé	78,366	0,127	5,661	24,943
	hybridné	79,608	0,114	6,088	25,511
coif4	mäkké	106,301	0,976	5,612	25,016
	tvrdé	80,056	0,217	5,974	24,473
	hybridné	88,704	0,252	6,697	25,481
coif4	mäkké	106,286	0,946	5,716	24,857
	tvrdé	79,814	0,256	5,862	24,638
	hybridné	96,932	0,311	6,765	25,394

Tab. 27: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

	SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
		mäkké	tvrdé	hybridné		
coif1	15,650	25,302	25,978	26,105	25,795	10,145
coif3	15,560	25,343	24,943	25,511	25,265	9,615
coif4	15,560	25,016	24,473	25,481	24,990	9,340
coif5	15,560	24,857	24,638	25,394	24,963	9,313

Aj z vyššie uvedených tabuliek pre Coiflets-ové filtre sa javilo najlepšie hybridné prahovanie. Rozdiel medzi hybridným prahovaním, mäkkým prahovaním a tvrdým prahovaním sa prejavoval značne málo, v rozmedzí do 1 dB. Pri porovnávaní jednotlivých typov filtrov vychádzali hodnoty SNR v rozmedzí $8,9 \div 10,1$ dB. Pri rozklade na 4. stupne signálu dochádzalo k menšiemu skresleniu vlny Q a S ako pri rozklade na 3. stupne. Špičky QRS komplexu boli taktiež orezávané. Priemerné zlepšenie SNR pre Coiflets-ové filtre odpovedá o 4 dB lepšie, ako pri metóde s podvzorkovaním signálu. Filter, ktorý dosahoval najväčšiu hodnotu SNR bol filter s krátkou impulznou charakteristikou – *coif1*.

Obr. 29: Vlnkový filter, *coif1*, 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál *ekg1+50.mat*

Tab. 28: Vlnkový filter, metóda bez podvzorkovania signálu, 3. stupeň rozkladu

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [µV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
bior1.3	mäkké	103,499	1,371	5,884	24,606
	tvrdé	87,751	0,054	5,794	24,741
	hybridné	100,652	0,036	5,593	25,046
bior2.2	mäkké	103,528	2,441	6,535	23,694
	tvrdé	81,532	0,291	5,194	25,689
	hybridné	69,971	0,142	4,625	26,696
bior2.6	mäkké	99,058	1,228	5,405	25,343
	tvrdé	76,831	0,111	5,211	25,663
	hybridné	65,421	0,152	4,585	26,771
bior3.3	mäkké	100,659	1,933	6,302	24,009
	tvrdé	61,311	0,149	5,239	25,614
	hybridné	75,247	0,473	4,571	26,798

Tab. 29: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
bior1.3	15,650	24,606	24,741	25,046	24,797	9,147
bior2.2	15,560	23,694	25,689	26,696	25,359	9,709
bior2.6	15,560	25,343	25,663	26,771	25,925	10,275
bior3.3	15,560	24,009	25,614	26,798	25,412	9,762

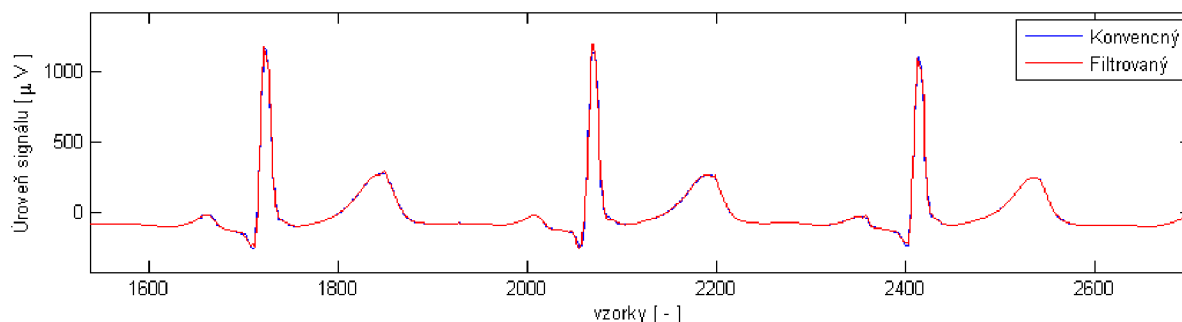
Tab. 30: Vlnkový filter , metóda bez podvzorkovania signálu, 4. stupeň rozkladu

Typ vlnky	Typ prahovania	Maximálna absolútna chyba [μ V]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]
bior1.3	mäkké	131,433	2,216	6,517	23,718
	tvrdé	115,897	0,041	6,195	24,158
	hybridné	136,905	0,021	6,336	23,962
bior2.2	mäkké	108,115	2,926	7,202	22,851
	tvrdé	83,788	0,367	5,196	25,686
	hybridné	69,729	0,139	4,577	26,786
bior2.6	mäkké	102,435	1,525	5,771	24,775
	tvrdé	73,014	0,151	5,134	25,791
	hybridné	71,964	0,174	4,421	27,091
bior3.3	mäkké	105,157	2,145	6,751	23,412
	tvrdé	71,146	0,431	4,412	27,106
	hybridné	78,355	0,482	4,675	26,603

Tab. 31: Porovnanie zlepšenia SNR pri filtrácii DTWT bez podvzorkovania signálu

SNR pred filtráciou [dB]	SNR po filtrácii [dB]			Priemer po filtrácii [dB]	Zlepšenie SNR [dB]	
	mäkké	tvrdé	hybridné			
bior1.3	15,650	23,718	24,158	24,692	24,189	8,539
bior2.2	15,560	22,851	25,686	26,786	25,107	9,457
bior2.6	15,560	24,775	25,791	27,091	25,885	10,235
bior3.3	15,560	23,412	26,106	26,603	25,373	9,723

Z vyššie uvedených tabuliek je opäť vidieť, že najlepšie hodnoty SNR dosahovalo hybridné prahovanie, ktoré je lepšie o 1 až 2 dB, ako prahovanie tvrdé a mäkké. Zlepšenie pomeru SNR je v rozsahu 8,5 ÷ 10 dB, čo je o 4 dB lepšie ako pri metóde s podvzorkovaním signálu. Pri rozklade signálu na 4 pásma dochádzalo k zväčšeniu špičiek QRS komplexu. V ST segmente a vo vlne T neboli zaznamenané skreslenia signálu. Filter, ktorý dosahoval najväčšiu hodnotu SNR bol filter so stredne dlhou impulznou charakteristikou – *bior2.6*.

Obr. 30: Vlnkový filter, *bior2.6*, 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál *ekg1+50.mat*

4.6 Testy Wienerovskej filtrácie na signály EKG

Pri testovaní Wienerovského filtra bol opäť využívaný len signál *ekg1+50.mat*. Pri určovaní pilotného odhadu bola použitá metóda DTWT bez podvzorkovania, 3. a 4. stupeň rozkladu. Bolo využívané hybridné prahovanie, ktoré sa ukázalo v predchádzajúcich testoch ako najlepšie. WT1 v tabuľkách nižšie predstavuje rozkladové a rekonštrukčné filtre pri odhade užitočného signálu EKG – pilotný odhad, WT2 predstavuje rozkladové a rekonštrukčné filtre pre samotnú Wienerovskú filtráciu.

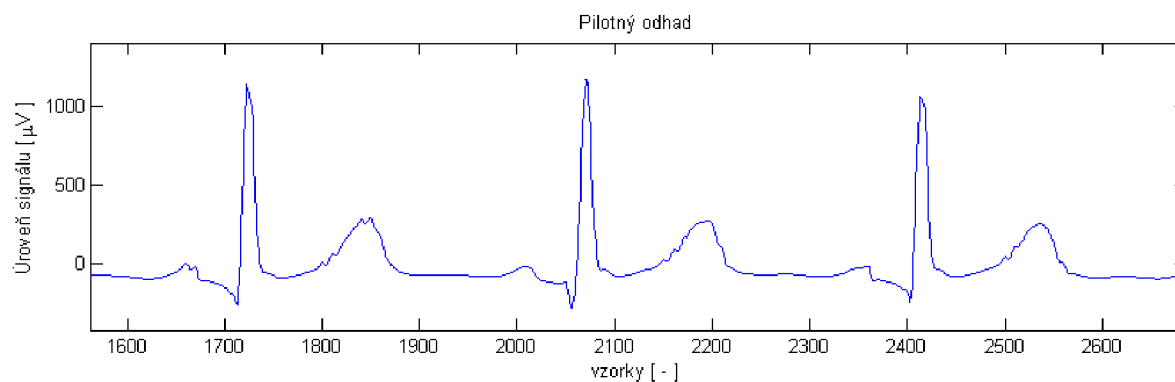
Tab. 32: Zmerané hodnoty metódou pilotného odhadu, 3. stupeň rozkladu

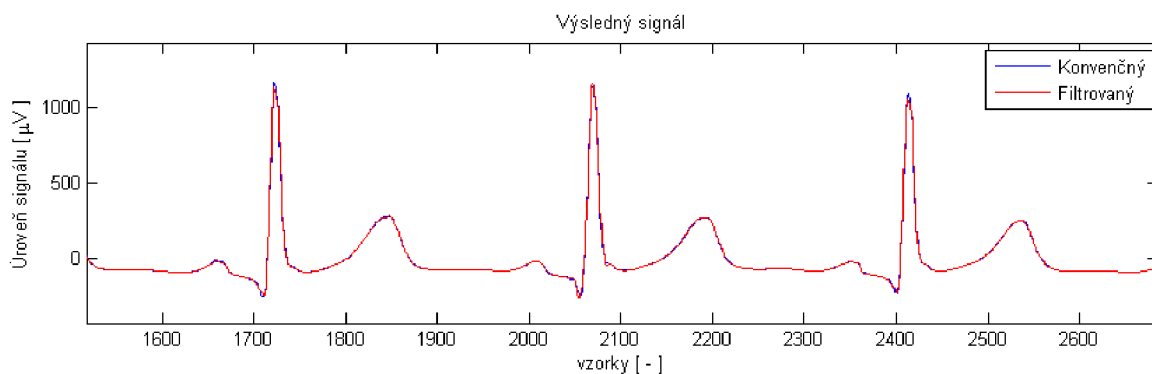
WT1 WT2	SNR _{pred} [dB]	Maximálna absolútna chyba [μV]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
coif1 coif1	15,65	61,377	0,236	4,983	26,051	10,401
coif1 bior2.2	15,65	63,531	0,489	4,803	26,368	10,718
coif1 bior3.3	15,65	67,567	0,446	4,289	27,351	11,701
coif1 bior2.6	15,65	65,535	0,275	4,765	26,438	10,788
coif1 coif2	15,65	69,911	0,212	4,885	26,222	10,572
coif1 db2	15,65	59,178	0,233	5,052	25,929	10,279
coif1 db5	15,65	64,349	0,206	4,817	26,343	10,693
bior2.2 coif1	15,65	58,194	0,248	4,835	26,312	10,662
bior2.2 coif3	15,65	64,105	0,235	4,792	26,388	10,738
bior2.2 bior2.2	15,65	63,325	0,531	4,671	26,611	10,961
bior2.2 bior2.6	15,65	65,167	0,295	4,628	26,692	11,042
bior2.2 db1	15,65	64,303	0,371	5,666	24,933	9,283
bior2.2 db5	15,65	64,301	0,236	4,639	26,671	11,021
bior2.2 bior3.3	15,65	64,506	0,524	4,226	27,418	11,768
bior3.3 bior3.3	15,65	63,474	0,426	4,453	27,026	11,376

Tab. 33: Zmerané hodnoty metódou pilotného odhadu, 4. stupeň rozkladu

WT1 WT2	SNR _{pred} [dB]	Maximálna absolútna chyba [μ V]	Maximálna relatívna chyba [%]	PRD [%]	SNR [dB]	Zlepšenie SNR [dB]
coif1 coif1	15,65	61,728	0,443	4,986	26,004	10,354
coif1 bior2.2	15,65	63,805	0,499	4,814	26,343	10,693
coif1 bior3.3	15,65	68,106	0,466	4,299	27,332	11,682
coif1 bior2.6	15,65	63,633	0,279	4,783	26,405	10,755
coif1 coif2	15,65	68,219	0,219	4,867	26,253	10,603
coif1 db2	15,65	58,658	0,243	5,034	25,961	10,311
coif1 db5	15,65	64,606	0,211	4,819	26,341	10,691
bior2.2 coif1	15,65	59,998	0,241	4,864	26,259	10,609
bior2.2 coif3	15,65	63,442	0,224	4,834	26,313	10,663
bior2.2 bior2.2	15,65	62,903	0,512	4,697	26,562	10,912
bior2.2 bior2.6	15,65	63,894	0,285	4,652	26,646	10,996
bior2.2 db1	15,65	61,482	0,397	5,621	25,004	9,354
bior2.2 db5	15,65	64,032	0,219	4,675	26,603	10,953
bior2.2 bior3.3	15,65	67,026	0,489	4,159	27,618	11,968
bior3.3 bior3.3	15,65	66,686	0,514	4,086	27,772	12,122

Pre kvalitu pilotného odhadu sme používali Coiflets-ové a Biorthogonal-ne filtre, ktoré v predchádzajúcich meraniach vykazovali výborné potlačenie sieťového šumu. Pre samotnú Wienerovskú filtráciu sme používali Daubechies-ové, Coiflets-ové a Biorthogonal-ne filtre. Z tabuľky 32. a 33. vidíme, že metóda pilotného odhadu najlepšie potlačuje sieťové rušenie zo všetkých testovaných vlnkových filtrov. Potláča sieťový šum v priemere približne o 2 dB lepšie ako DTWT bez podvzorkovania signálu a o 6 dB lepšie ako DTWT s podvzorkovaním signálu. Z hľadiska kvality skreslenia signálu dochádzalo k veľmi malému skresleniu vo vlne Q a S, špičky QRS komplexu neboli v takom rozsahu orezávané ako pri metóde DTWT s podvzorkovaním a bez podvzorkovania. Vlna P, úsek PQ a vlna T nevykazovali skreslenie. Najmenšie skreslenie signálu vykazovali filtre *bior2.2* a *bior3.3*.

Obr. 31: Pilotný odhad, *bior2.2*, 4. stupeň, signál *ekg1+50.mat*

Obr. 32: Wienerovská filtrácia, *bior3.3*, 4.stupen, signál *ekg1+50.mat*

4.7 Grafické porovnanie najlepších filtrov

Pri porovnávaní najlepších filtrov z hľadiska minimálneho skreslenia boli testované filtre porovnávané na štyroch EKG signáloch : *ekg1+50.mat* , *ekg2+50.mat* , *ekg3+50.mat* a *ekg4+50.mat*. Medzi najlepšie filtre boli zvolené úzkopásmové FIR filtre, adaptívne filtre a filtre využívajúce Wienerovskú filtráciu – metódu pilotného odhadu.

Úzkopásmový Lynnový filter : šírka priepustného pásma $\pm 1,56$ Hz

Adaptívny filter : metóda LMS I

Wienerovský filter metóda pilotného odhadu : Pilotný odhad : filter – *bior3.3*, 4. stupeň rozkladu, hybridné prahovanie. Wienerovská filtrácia: filter – *bior3.3* , 4. stupeň rozkladu.

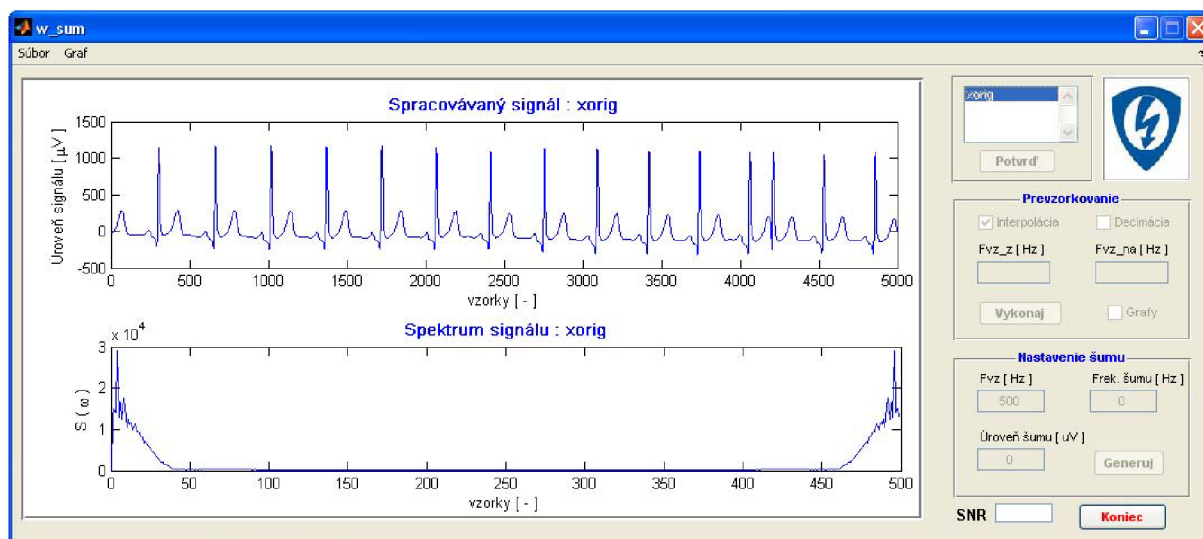
Z celkového hľadiska sa najlepšie choval adaptívny filter, pretože najlepšie kopíroval tvar konvenčne pravého EKG signálu vo vlne Q a taktiež vo vlne S. Rozdiely úrovni signálov sa pohybovali maximálne do $5 \mu\text{V}$. Adaptívny filter sa choval trochu horšie v špičke R vlny, pretože dochádzalo k zväčšeniu špičiek rádovo o 5 až $10 \mu\text{V}$. V ostatných častiach EKG signálu bol šum potlačovaný bez skreslenia.

Pri úzkopásmovom Lynnovom filtre dochádzalo k približne rovnakému skresleniu vo vlne Q a S, rádovo sa skreslenie pohybovalo do $5 \mu\text{V}$. V špičkách R vlny nedochádzalo k takému skresleniu ako pri adaptívnom filtre. Lynnový filter najlepšie kopíroval tvar R vlny, avšak vo vlne T a úseku ST ostávalo jemné harmonické zvlnenie o úrovni 5 až $10 \mu\text{V}$.

Posledný filter, ktorý bol vybraný je Wienerovský filter. Taktiež aj v tomto filtri dochádzalo k skresleniu úrovne EKG signálu vo vlne Q a S, avšak aj k jemnému rozťahnutiu do šírky. Rozdiely úrovni signálov sa pohybovali vo vlne Q a S do $25 \mu\text{V}$. Dochádzalo k väčšiemu skresleniu v špičke R vlny ako vo všetkých vybraných filtroch. Rozdiel signálov sa pohyboval až do $40 \mu\text{V}$. Vlna P, T, úsek PQ a ST nevykazovali skreslenie. Výsledné filtrované signály pre tieto metódy sú zobrazené v prílohe.

5. Návrh filtrov v programovacom prostredí Matlab

Všetky navrhnuté a testované filtre boli vytvorené v programovacom jazyku *Matlab* verzii 7.7.0.471 (R2008b). Bolo vytvorených šesť základných programov. Prvý program *w_sum.m* má za úlohu znehodnotiť konvenčne pravý signál harmonickým šumom o frekvencii 50 Hz. Aby bola práca jednoduchšia, vytvorený program bol aplikovaný do grafického prostredia. Po načítaní vstupného signálu si užívateľ môže zvoliť medzi dvoma úkonmi, ktoré sú k dispozícii. Prvým úkonom je prevzorkovanie signálu. Užívateľ si môže zvoliť medzi interpoláciou a decimáciou signálu a taktiež musí zadať pôvodnú a novú vzorkovaciu frekvenciu. Druhým úkonom je znehodnotenie signálu šumom. Užívateľ si priamo zadáva hodnoty vzorkovacej frekvencie, frekvencie šumu a úrovne šumu. Posledným krokom je uloženie signálu do súboru s koncovkou **.mat*. Program ukladá dva signály, vstupný (konvenčne pravý) a znehodnotený signál, aby bolo možné v ďalších krokoch spočítavať chyby filtrácie a popisné parametre. Pomocou programu *w_sum.m* boli vytvorené signály *ekg1+50.mat*, *ekg2+50.mat*, *ekg3+50.mat* a *ekg4+50.mat*.

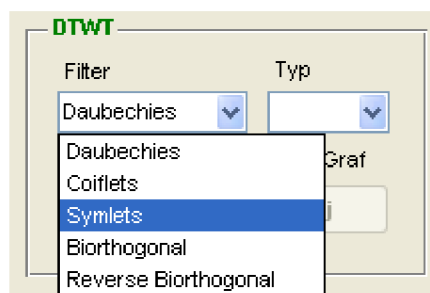


Obr. 33: Užívateľské rozhranie programu *w_sum.m*

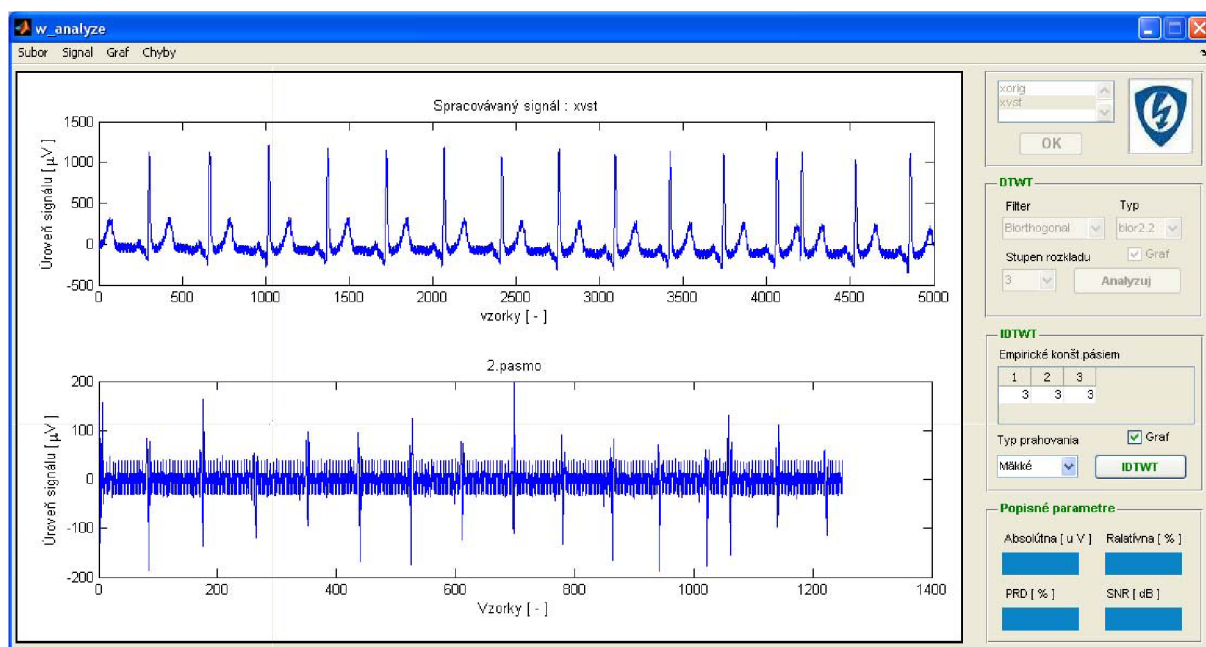
Ďalšie programy, ktoré boli vytvorené sa už zaoberajú samotnou filtráciou znehodnotených signálov. Program *Lynn.m* potlača sieťové rušenie pomocou navrhnutého Lynnového filteru. Pretože vstupných parametrov, ktoré definujú samotný filter nie je až tak veľa, daný filter nebol aplikovaný do užívateľského rozhrania.

Programy *Adapt.m* a *Adapt_II.m* sa zaoberajú adaptívnou filtráciou. Taktiež tieto dve metódy neboli aplikované do užívateľského rozhrania pre malý počet ovplyvňujúcich parametrov.

Na potlačenie sieťového rušenia pomocou vlnkového filteru bol vytvorený program *w_analyze.m*. Pre široký výber ovplyvňujúcich parametrov bol program implementovaný do užívateľského rozhrania. Po načítaní vopred pripravených signálov si užívateľ môže vybrať medzi dvoma základnými metódami, DTWT s podvzorkovaním signálu a DTWT bez podvzorkovania signálu. Po vybratí metódy si užívateľ vyberie rozkladový filter.

Obr. 34: Výber rozkladových filtrov v programe *w_analyze.m*

Po vybratí skupiny filtru a presného typu musí ešte užívateľ navoliť stupeň rozkladu signálu DTWT. Po zaškrtnutí políčka *Grafy* sa zobrazia rozložené pásma v novom okne. Pri úprave koeficientov DTWT sa využíva empirický prah, ktorého veľkosť sa určuje súčinom smerodajnej odchýlky a empirickej konštanty v každom pásme zvlášť. Následne musí ešte užívateľ zvoliť typ prahovania. Na obr. 35 môžeme vidieť určovanie smerodajnej odchýlky z druhého pásma rozloženého signálu.

Obr. 35: Užívateľské rozhranie programu *w_analyze.m*

Posledným programom, ktorý bol vytvorený má názov *w_pilott.m*. Pomocou tohto programu bol potlačený sieťový šum Wienerovským filtrom metódou pilotného odhadu. Aj tento program bol implementovaný do užívateľského rozhrania. Rozhranie je približne podobné rozhraniu programu *w_analyze.m*, avšak je obohatené o zadávanie druhého typu DTWT.

5.1 Použité funkcie v navrhnutých filtroch :

<i>NonDwt.m</i>	DTWT bez podvzorkovania – prebrané z UBMI
<i>NonIDwt.m</i>	IDTWT bez podvzorkovania – prebrané z UBMI
<i>CancelDelay.m</i>	Kompenzácia oneskorenia – prebrané z UBMI
<i>prah_h.m</i>	Hybridné prahovanie pre DTWT s podvzorkovaním
<i>prah_t.m</i>	Tvrde prahovanie pre DTWT s podvzorkovaním
<i>prah_m.m</i>	Mäkké prahovanie pre DTWT s podvzorkovaním
<i>prah_h_NonDwt.m</i>	Hybridné prahovanie pre DTWT bez podvzorkovaním
<i>prah_t_NonDwt.m</i>	Tvrde prahovanie pre DTWT bez podvzorkovaním
<i>prah_m_NonDwt.m</i>	Mäkké prahovanie pre DTWT bez podvzorkovaním
<i>vykresli_p.m</i>	Vykreslenie rozložených pásiem pre DTWT s podvzorkovaním
<i>vykresli_prah.m</i>	Vykreslenie rozložených pásiem s prahmi pre DTWT s podvz.
<i>vykresli_NonDwt.m</i>	Vykreslenie rozložených pásiem pre DTWT bez podvzorkovaním
<i>vykresli_prah_NonDwt.m</i>	Vykreslenie rozložených pásiem s prahmi pre DTWT bez podvz.
<i>abs_chyba.m</i>	Výpočet maximálnej absolútnej chyby
<i>rel_chyba.m</i>	Výpočet maximálnej relatívnej chyby
<i>PRD_SNR.m</i>	Výpočet strednej kvadratickej odchýlky a pomeru signál/šum
<i>smer_odchylka.m</i>	Výpočet smerodajných odchýliek z rozložených pásiem

6. Záverečné vyhodnotenie

V tejto práci sme sa oboznámili s priebehom a frekvenčnými vlastnosťami EKG signálu. Taktiež sme si popísali jednotlivé typy nežiaducich zložiek (šumy) signálu a stanovili sme pre ne jednotlivé frekvenčné pásma.

V ďalšom kroku sme si stanovili požiadavky na číslicové filtre, ktoré budú potlačovať sieťové rušenie. Navrhli sme lineárne filtre typu FIR, dva algoritmy adaptívnej filtrácie, vlnkové filtre s podvzorkovaním, bez podvzorkovania signálu a Wienerovský filter, ktorý využíva metódu pilotného odhadu.

Pri návrhu FIR filtru sme vychádzali z Linnového filtru, ktorý sme si upravili na požadovaný typ, tak aby sme potlačili nežiaduce zložky. Navrhnutý typ filtru vysokou účinnosťou potláča sieťové rušenie. Pomer SNR rastie s užšou šírkou pásma pri zvýraznení nežiaducich zložiek. Z grafického hľadiska dochádzalo k skresleniu v ST segmente, vo vlne T a P. Hodnota zlepšenia SNR po filtrácii pohyboval do 12,5 dB.

Pri návrhu adaptívnej filtrácie sme vychádzali z metódy najmenších štvorcov. V prvom prípade sme volili učebný harmonický signál s náhodnou počiatočnou fázou. Navrhnutý typ filtru potláča účinne sieťové rušenie, má vysokú úroveň pomeru SNR, čas adaptácie filtru je pre interval rýchlosti adaptácie v rozmedzí $1 \cdot 10^{-6} \div 3 \cdot 10^{-7}$ a dĺžky vektoru váh v rozmedzí $10 \div 20$ rovný $0,5 \div 2,5$ s. Pri návrhu druhej metódy adaptívneho filtru sme použili ako trénujúci signál dva harmonické signály posunuté o $\pi/2$, ktoré sme následne sčítali. Takto navrhnutý typ filtru potláča sieťové rušenie, má vysokú úroveň SNR, doba adaptácie sa pre rýchlosť adaptácie v rozsahu $8 \cdot 10^{-3} \div 4 \cdot 10^{-3}$ pohybuje v rozmedzí $1,3 \div 0,6$ s. Hodnota zlepšenia SNR sa po filtrácii pohybovala do 16,5 dB.

Pri filtrácii EKG signálu pomocou vlnkovej transformácie sa lepšie prejavovala metóda bez podvzorkovania signálu ako s podvzorkovaním. Pri jednotlivých testoch boli menené typy filtrov, stupne rozkladu a typy prahovania. Najlepšie vlastnosti a hodnoty SNR dosahovala metóda s podvzorkovaním signálu pri 3. stupni rozkladu, tvrdom prahovaní a Daubechies-ových a Coiflets-ových filtroch. Hodnoty zlepšenia SNR sa po filtrácii pohybovali v rozmedzí $4 \div 6$ dB. Metóda bez podvzorkovania signálu dosahovala najlepšie parametre pri 4. stupni rozkladu, hybridnom prahovaní a Biorthogonal-ných filtroch. Hodnoty zlepšenia SNR sa po filtrácii pohybovali v rozmedzí $8 \div 10,5$ dB. Pri oboch metódach dochádzalo k skresleniam vo vlne Q, S a hlavne v špičke R vlny.

Posledným filtrom, ktorý bol testovaný bol Wienerovský filter. K pilotnému odhadu bola využívaná metóda vlnkového filtru bez podvzorkovania signálu. Pri testoch boli najviac využívané Biorthogonálne a Coifletsové filtre. Na prahovanie koeficientov DTWT sme si zvolili hybridné prahovanie a testovaný signál sme rozložili na 3. a 4. stupne rozkladu, čo sa ukázalo pre metódu bez podvzorkovania signálu ako najlepšia varianta. Daný filter s vysokou účinnosťou potláča šum, hodnoty zlepšenia SNR sa pohyboval do 12 dB. Wienerovský filter potláča šum o 2 dB lepšie ako vlnkový filter bez podvzorkovania signálu a 6 dB lepšie ako vlnkový filter s podvzorkovaním signálu.

Ak by sme mali zvoliť typ filtru, ktorý s vysokou účinnosťou potláča sieťové rušenie (vysoký SNR), skresľuje EKG signál v určitých dovolených medziach, tak by sme volili adaptívny filter. Úzkopásmový Linnový filter a Wienerovský filter dosahujú taktiež vysoký pomer SNR avšak skresľujú signál vo väčšej miere.

Použitá literatúra

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša; HONZÍK, Petr. *Biologie člověka* [online]. Brno, 2003 [cit. 2009-04-20]. < <http://www.feec.vutbr.cz/et/index.php?obor=B-EST> >
- [2] KOZUMPLÍK, Jiří. *Systém látkové výměny, Kardiovaskulární systém, Elektrokardiogram*. Prezentace MBNK08_12_kardiovaskularni_system, < <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=45259> >
- [3] KOZUMPLÍK, Jiří. *Lineární číslicové úzkopásmové filtry pro zpracování signálů EKG*. Brno, 1992. Autoreferát disertace k získání vědecké hodnosti kandidáta technických věd. Vysoké Učení Technické v Brně.
- [4] KOZUMPLÍK, Jiří. *Filtrace signálů EKG*. Prezentace AABS_2_filtrace EKG, < <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168> >
- [5] KOZUMPLÍK, Jiří. *Kompresce dat.*. Prezentace MMUT_WT7_kompresce, < <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168> >
- [6] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu*. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s.
- [7] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace (1. část)*.. Prezentace MMUT_WT_1, < <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168> >
- [8] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace (6. část)*.. Prezentace MMUT_WT_6_filtrace, < <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168> >

Zoznam skratiek

SA	Sinoatriálny uzol
AV	Atriovertikulárny uzol
HS	Hissov zväzok
LR,PR	Ľavé a pravé Tavarovo ramienko
PV	Purkyňové vlákna
EKG	Elektrokardiogram
QRS	Komplex troch kmitov – Q, R, S
S_B	Stredy priepustných pásiem
B	Šírka priepustného pásma
H_{pp}	Prenosová funkcia pásmovej priepuste
DTWT	Vlnková transformácia s diskretným časom
IDTWT	Inverzná vlnková transformácia s diskretným časom
D	Faktor podvzorkovania signálu
L	Faktor expanzie signálu
H_d	Prenosová funkcia rozkladového filtra – dolná prepust'
H_h	Prenosová funkcia rozkladového filtra – horná prepust'
F_d	Prenosová funkcia rekonštrukčného filtra – dolná prepust'
F_h	Prenosová funkcia rekonštrukčného filtra – horná prepust'
T	Úroveň prahu
SNR	Pomer signál / šum
PRD	Stredná kvadratická chyba