



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

FILTRACE SIGNÁLŮ EKG S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE

WAVELET FILTERING OF ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MARIÁN ŠUGRA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2011



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. Marián Šugra

ID: 78291

Ročník: 2

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s problematikou vlnkových transformací s diskretním časem (DTWT) a jejich realizací v prostředí Matlab s využitím specializované knihovny. Realizujte redundantní DTWT a seznamte se s možnostmi využití DTWT pro filtraci signálů. Navrhněte a realizujte wienerovský filtr daného typu pro potlačení síťového brumu v signálech EKG. Zhodnoťte výhody a nevýhody uvedeného typu filtrace a porovnejte výsledky této filtrace s výsledky dosažitelnými klasickou lineární filtrací. Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

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

[2] STRANG, G., NGUYEN, T.: Wavelets and Filter Banks. Wellesley-Cambridge Press, 1996.

Termín zadání: 15.10.2010

Termín odevzdání: 20.5.2011

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

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

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.

ABSTRAKT

V tejto diplomovej práci sa zaoberáme filtráciou EKG signálu pre potlačenie rušivých zložiek sieťového kmitočtu. V teoretickej časti je popísaná elektrokardiografia, rušenie signálov EKG a princíp jednotlivých typov filtrácií. V praktickej časti sú popísané navrhnuté metódy lineárnej filtrácie a vlnkovej transformácie s diskretným časom. Hlavnou podstatou tejto práce je podľa stanovených kritérií odporučiť najvhodnejší typ filtrácie.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

vlnková transformácia, lineárna filtrácia, EKG signál, šum, chybový signál

ABSTRACT

This masters thesis is focused on filtering the ECG signal for suppression of spurious frequency components of the network. The theoretical part is talking about electrocardiography, ECG signal interference and about principle different types of filtration. In practical part of this thesis are described linear filtering methods and wavelet transform methods with discrete time. The main topic of this work is recommended the best type of filtration.

KEYWORDS

wavelet transform, linear filtering, ECG signal, noise, error signal

ŠUGRA, M. *Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 55 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že svoju diplomovú prácu na tému *Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace* 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

.....

Šugra Marián

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

.....

Šugra Marián

OBSAH

Zoznam Obrázkov	iii
Zoznam Tabuliek	vi
Úvod	1
1 Elektrocardiografia	2
1.1 Srdce	2
1.2 Záznam EKG signálu.....	3
1.3 Časti EKG signálu	6
1.4 Rušenie v signále EKG	7
2 Číslcová Filtrácia	8
2.1 Požiadavky na číslicové filtre	8
2.2 FIR filtre	8
2.2.1 Metoda váhovania impulznej charakteristiky	8
2.2.2 Lymnové filtre	9
2.2.3 Metoda nulovania spektrálnych čiar	11
2.3 IIR filtre	12
3 Vlnková transformácia	14
3.1 Spojitá vlnková transformácia	14
3.2 Dyadická vlnková transformácia s diskretným časom	14
3.3 Inverzná vlnková transformácia.....	16
3.4 Redundantná vlnková transformácia s diskretným časom.....	17
4 Filtrácia signálu s využitím vlnkovej transformácie	19
4.1 Stanovenie prahových hodnôt pre vlnkovú transformáciu	19
4.2 Prahovanie koeficientov DTWT	20
4.3 Wienerovská filtrácia.....	22
4.3.1 Metóda pilotného odhadu	22
5 Testovanie navrhnutých filtrov	24
5.1 Test filtru navrhnutého metódou nulovania spektrálnych čiar	25

5.2	Test FIR filtru navrhnutého okienkovou metódou	26
5.3	Test Lynnového filtru	29
5.4	Test IIR filtru	32
5.5	Testovanie vlnkových filtrov	35
5.6	Testovanie Wienerovského filtru.....	46
5.7	Porovnanie navrhnutých filtrov	50
6	Záver	53
	Použitá Literatúra	54
	Zoznam skratiek a symbolov	55

ZOZNAM OBRÁZKOV

Obr. 1: Stavba srdca (prevzaté z [1]).	2
Obr. 2: Srdečný prevodný systém (prevzaté z [2])	3
Obr. 3: Zapojenie elektród pri marení EKG . a, Einthovenové bipolárne zvody b, Godbergové unipolárne zvody	4
Obr. 4 Umiestnenie hrudných unipolárnych zvodov (prevzaté z [4])	5
Obr. 5: Záznam signálu EKG 12 zvodového elektrokardiogramu	5
Obr. 6 Základné vlny , segmenty a intervaly EKG krivky	6
Obr. 7 Rozloženie nulových bodov a pólov pre Lynnový filter	11
Obr. 8 Filtrace nulovaním spektrálnych čiar [2]	12
Obr. 9: DTWT s bankou filtrov , stupeň rozkladu $M=3$	15
Obr. 10:DTWT realizovaná zrkadlovými filtermi, stupeň rozkladu $M=3$	15
Obr. 11: Rýchla DTWT , stupeň rozkladu $M=3$	16
Obr. 12: Inverzná IDTWT, stupeň rozkladu $M=3$	17
Obr. 13: Dvojkanálová banka filtrov rozkladových a rekonštrukčných filtrov redundantnej DTWT	18
Obr. 14: Redundantná DTWT a IDTWT, stupeň rozkladu $M=2$	18
Obr. 15: Filtrácia s využitím DTWT	19
Obr. 16: Tvrdé prahovanie (vľavo) a mäkké prahovanie (vpravo) [6]	20
Obr. 17: Hybridné prahovanie [6].	21
Obr. 18: Wienerovská filtrácia- metóda pilotného odhadu[5]	23
Obr. 19: Spektrum signálu s11-0I pred a po filtrácii	25
Obr. 20: Nulovanie spektrálnych čiar pre signál s11-0I	26
Obr. 21: Amplitúdovo a fázovo- frekvenčná charakteristika FIR filteru pomocou funkcie <i>fir1</i>	27
Obr. 22: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii FIR filterom, dole: chybový signál	28
Obr. 23: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii FIR filterom	28
Obr. 24: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii FIR filterom	29
Obr. 25: Amplitúdovo frekvenčná charakteristika a impulzná charakteristika Lynnového filteru	29
Obr. 26: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii Lynnovým filterom, dole: chybový signál	30

Obr. 27: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii Lynnovým filtrom.....	31
Obr. 28: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii Lynnovým filtrom	31
Obr. 29: Amplitúdovo - frekvenčná charakteristika IIR filtru.....	32
Obr. 30: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii IIR filtrom typu Butterworth, dole: chybový signál.....	33
Obr. 31: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii IIR filtrom.....	33
Obr. 32: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii IIR filtrom	34
Obr. 33: Vlnkový filter,haar , 2. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3	35
Obr. 34: Vlnkový filter,haar , 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3	35
Obr. 35: Vlnkový filter,haar , 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3	35
Obr. 36: Vlnkový filter,haar , 5. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3	36
Obr. 35: Vlnkové filtre v programe Matlab	36
Obr. 38: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- db2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	38
Obr. 39: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-db2-hybridné prahovanie.....	38
Obr. 40: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- db8, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	39
Obr. 41: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-db8-hybridné prahovanie.....	39
Obr. 42: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- coif1, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	41
Obr. 43: Detail signálu s38_V3 pred a po filtrácii DTWT-coif1-hybridné prahovanie	41
Obr. 44: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- coif5, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	42
Obr. 45: Detail signálu s38_V3: pôvodný signál a po filtrácii DTWT-coif5-hybridné prahovanie.....	42
Obr. 46: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	44
Obr. 47: Detail signálu s38_V3: pôvodný signál a po filtrácii DTWT-bior2.2-hybridné prahovanie.....	44
Obr. 48: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- bior4.4, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	45
Obr. 49: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-bior4.4-hybridné prahovanie.....	45
Obr. 50: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii-bior2.2/bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	46
Obr. 51: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii- coif1/db8,	

hybridné prahovanie, dole: chybový signál	48
Obr. 52: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii- db2/bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál	48
Obr. 53: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii - coif1/db8-hybridné prahovanie.....	49
Obr. 54: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii - db2/bior2.2 -hybridné prahovanie.....	49
Obr. 55: Detail –porovnanie signálu s38_V3 , pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii (coif1/bior3.1) a po filtrácii Lynnovým filtrom	50
Obr. 56: Porovnanie chybového signálu pre Signál s38_V3: Lynnový filter a po Wienerovskej filtrácii (coif1/bior4.4)	51
Obr. 57: Detail –porovnanie signálu s38_V3 , pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii (db2/db8) a po filtrácii Lynnovým filtrom.....	51
Obr. 58: Porovnanie chybového signálu pre Signál s38_V3 Lynnový filter a po Wienerovskej filtrácii (db2/db8).....	52

ZOZNAM TABULIEK

Tab. 1: Zmerané hodnoty pri metóde nulovania spektrálnych čiar s amplitúdou šumu 30 μV	25
Tab. 2: Zmerané hodnoty pri metóde nulovania spektrálnych čiar s amplitúdou šumu 50 μV	26
Tab. 3: Zmerané hodnoty pri okienkovej metóde s amplitúdou šumu 30 μV	27
Tab. 4: Zmerané hodnoty pri okienkovej metóde s amplitúdou šumu 50 μV	27
Tab. 5: Zmerané hodnoty pre Lynový filter s amplitúdou šumu 30 μV	30
Tab. 6: Zmerané hodnoty pre Lynový filter s amplitúdou šumu 50 μV	30
Tab. 7: Zmerané hodnoty pre IIR filter s amplitúdou šumu 30 μV	32
Tab. 8: Zmerané hodnoty pre IIR filter s amplitúdou šumu 50 μV	32
Tab. 9: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , rušenie 50 μV ,signál s38_V3	37
Tab. 10: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , rušenie 30 μV ,signál s38_V3	37
Tab. 11: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , 50 μV ,signál s63_3 ...	37
Tab. 12: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , 30 μV ,signál s63_3 ...	37
Tab. 13: Zmerané hodnoty pre Coifletsové vlnkové filtre , rušenie 50 μV s38_V3	40
Tab. 14: Zmerané hodnoty pre Coifletsové vlnkové filtre , rušenie 30 μV , s38_V3	40
Tab. 15: Zmerané hodnoty pre Coifletsové vlnkové filtre , rušenie 50 μV ,signál s36_3	40
Tab. 16: Zmerané hodnoty pre Coifletsové vlnkové filtre , rušenie 30 μV , s63_3	40
Tab. 17: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre , rušenie 50 μV , signál s38_V3	43
Tab. 18: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre, rušenie 30 μV , signál s38_V3	43
Tab. 19: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre , rušenie 50 μV ,signál s36_3	43
Tab. 20: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre, rušenie 30 μV , signál s63_3	43
Tab. 21: Zmerané hodnoty pre Wienerovský filter, signál s38_V3	47
Tab. 22: Zmerané hodnoty pre Wienerovský filter, signál s63_3	47

ÚVOD

Snímaním elektrickej aktivity srdca, dostávame elektrokardiogram, ktorého analýza slúži na diagnostiku srdečných ochorení. Preto aby bolo možné EKG signál správne vyhodnotiť, je nutné previesť jeho predspracovanie – filtráciu, pretože pri jeho meraní získame okrem zložky užitočnej, aj zložku rušivú. Rušenie signálu je spôsobené napr. sieťovým rušením- brumom, kolísaním nulovej izolácie – driftom.

V tejto práci sú popísané možnosti filtrácie signálu EKG, pre potlačenie sieťového rušenia. Vybrané signály zo štandardnej CSE knižnice sú najprv umelo zarušené 50Hz a privedené na vstup testovacích filtrov. Návrh filtrov je realizovaný pomocou klasických lineárnych filtrov, redundantnej vlnkovej transformácie diskretným časom a Wienerovskej filtrácie.

Cieľom je zhodnotiť a porovnať úspešnosť filtrácie takto navrhnutých filtrov a podľa stanovených kritérií vybrať najvodnejší pre potlačenie sieťového rušenia.

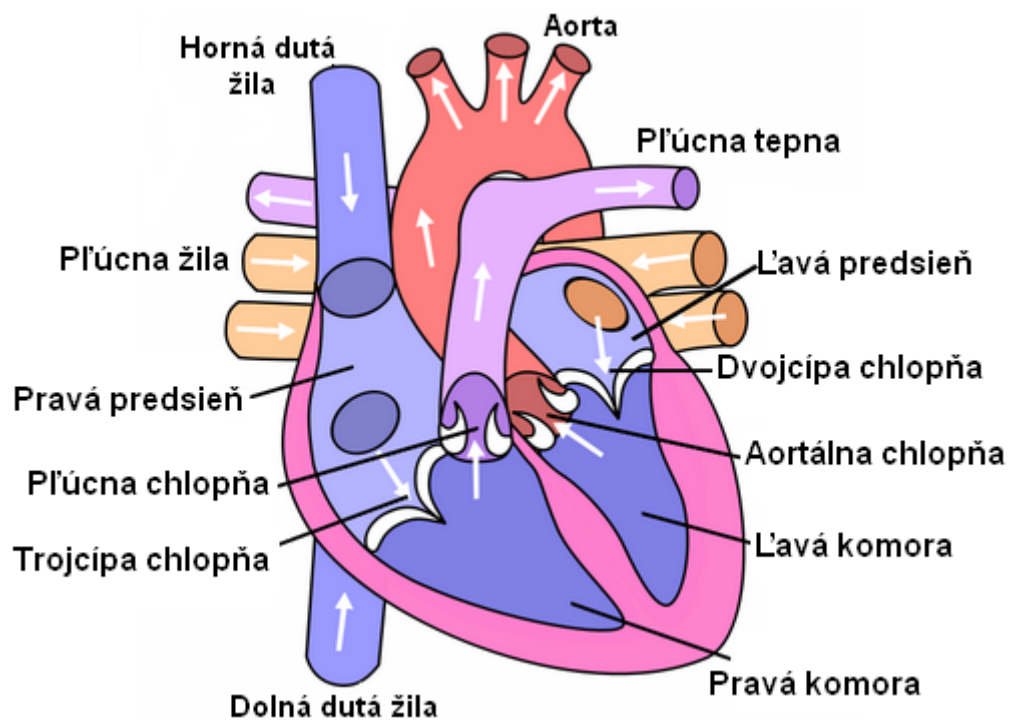
1 ELEKTROKARDIOGRAFIA

Vyšetrovacia metóda pri ktorej sa sníma elektrická aktivita srdca sa nazýva elektrokardiografia (EKG). Je to jedna z najčastejšie používaných diagnostických metód v lekárstve. Jedná sa o veľmi jednoduché, nebolestivé a nenáročné vyšetrenie. Srdce pracuje ako pumpa riadená elektrickými impulzmi vznikajúcimi v Sinoatriálnom uzle. Rozdiely elektrických potenciálov vytvárajú elektrické napätie, ktoré môžeme snímať z povrchu tela pacienta. EKG signál je snímaný pomocou zvodový elektród, prístrojom nazývaným elektrokardiograf. Výsledný záznam sa nazýva elektrokardiogram a podáva informáciu o poruchách srdcovej arytmie, ischemickej choroby srdce a podobne.

1.1 Srdce

Telo človeka je zložené z orgánov tvoriacich ľudský organizmus. Medzi najdôležitejšie orgány popri mozgu, pečeni, žalúdku, obličiek, pľúc patrí srdce. Úlohou srdca je prečerpávať krv cez obehovú sústavu organizmu. Hlavnými funkčnými časťami srdca sú:

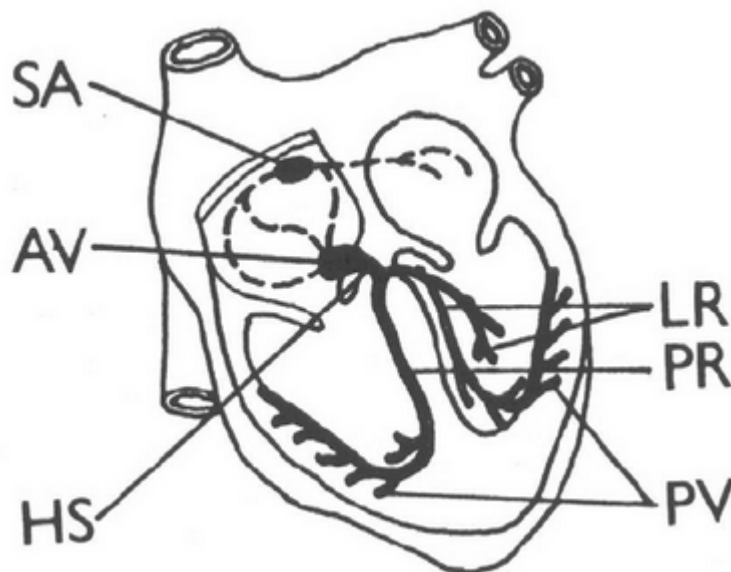
- srdcové dutiny: dve komory a dve predsieň
- srdcové priehradky: predsieňová a komorová
- srdcové chlopne: trojcípa, dvojcípa, pľúcna, aortálna



Obr. 1: Stavba srdca (prevzaté z [1]).

Z tela priteká odkysličená krv do pravej predsieni, po otvorení trojcípej chlopne preteká do pravej komory. Z pravej komory prúdi krv cez pľúcne tepny do pľúc a okysličená krv sa vracia pľúcnyimi žilami do ľavej predsieni. Po otvorení dvojcípej chlopne prúdi krv do ľavej komory a následne je vytlačená späť do tela. Pľúcna a aortálna chlopňa bráni spätnému toku krvi z tepien do komôr.

Srdce obsahuje tkanivo, ktoré vytvárajú a rýchle vedú elektrické impulzy (prevodný systém) a svalové vlákna, ktoré odpovedajú na vzruch kontrakciou (pracovný myokard). Prevodný systém je naznačený na obr.2. [1]



Obr. 2: Srdečný prevodný systém (prevzaté z [2])

Podnet vzniká v Sinoatriálnom uzle (SA), ktorý sa nachádza v hornej časti pravej siene, odkiaľ sa šíri vzruch svalovinou oboch siení do Atriovertikulárneho uzlika (AV), ktorý je umiestnený v dolnej časti prepážky medzi oboma sieňami. Následne pokračuje Hisovým zväzkom (HS) do pravého a ľavého Tavarového ramienka (LR, PR). Hisov zväzok je jediným elektrickým spojením medzi sieňami a komorami. Akčný potenciál sa ďalej šíri Purkyňovými vláknami (PV) na pracovný myokard. Dochádza ku koordinovanému sťahu svaloviny komôr a k vybudeniu krvi z pravej komory do pľúc a ľavej komory k orgánom a tkanivám celého tela.

1.2 Záznam EKG signálu

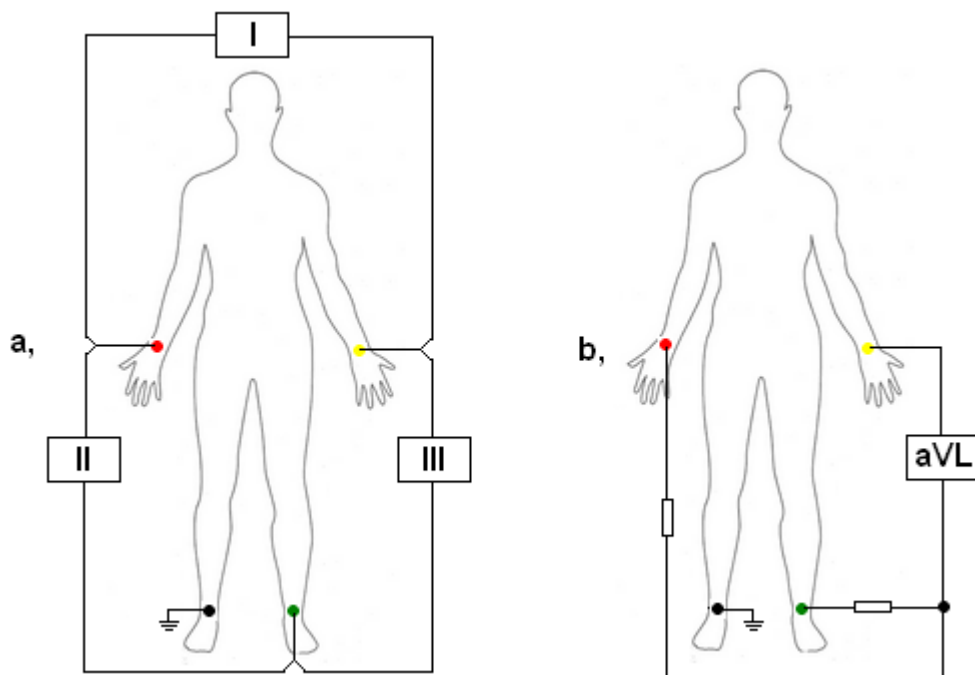
Pri periodickej aktivácii srdca vznikajú na povrchu tela rozdielne elektrické potenciály, ktoré registrujeme ako elektrokardiogram. Ich časový priebeh je obrazom dejov, ktoré prebiehajú v v srdci pri podráždení podnetmi v vznikajúcich v SA. Pokiaľ dôjde k poruche tvorby v vedení vzruchu, prejaví sa to nie len na jeho mechanickej vlastnosti ale i zmenou tvaru elektrického signálu.

Najpoužívanejším systémom pre záznam elektrických potenciálov je 12 zvodový elektrokardiograf. Elektrody sú umiestnené na povrchu tela pacienta a merajú rozdielové napätie medzi rôznymi miestami na končatinách a hrudníku. Umiestnenie

elektrod je normalizované. Tento systém rozdeľujeme na:

- Bipolárne Einthovenové zvody (končatinové) s označením I, II, III
- Unipolárne Goldbergové zvody (končatinové) s označením aVR, aVL, aVF
- Unipolárne Wilsonové zvody (hrudné) s označením V1, V2, V3, V4, V5, V6

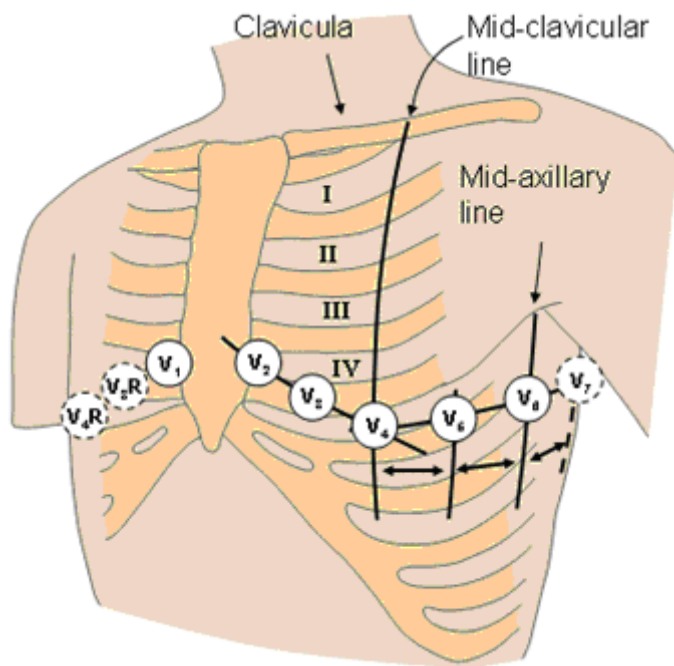
Bipolárne končatinové zvody merajú napätie medzi vrcholmi Einthovenového trojuholníka, t.j. rozdiel medzi dvoma elektródami (obr.3). Elektródy sú umiestnené nad zápästiami a členkami. Podľa Obr.3, zvod I získava rozdiel napätí medzi hornými končatinami, zvod II medzi pravou hornou a ľavou dolnou končatinou a zvod III rozdiel medzi ľavou hornou a ľavou dolnou končatinou.



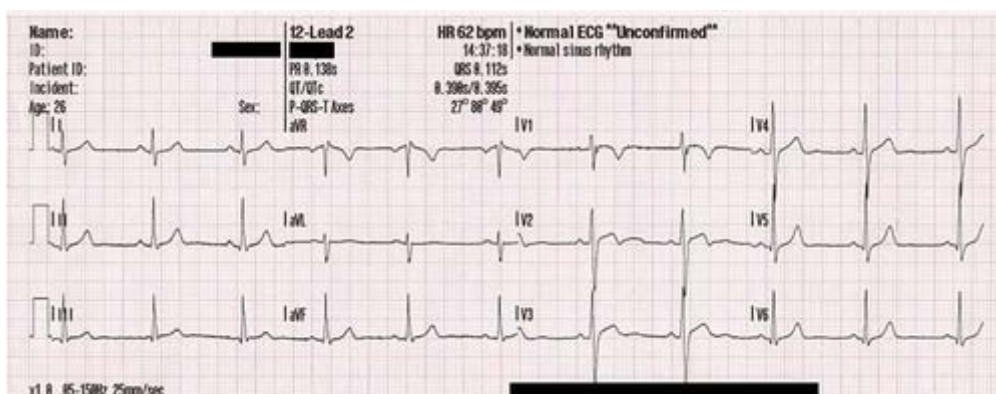
Obr. 3: Zapojenie elektród pri marení EKG . a, Einthovenové bipolárne zvody b, Goldbergové unipolárne zvody

Unipolárne Goldbergové zvody merajú rozdiel potenciálov medzi vrcholmi trojuholníka proti priemernému potenciálu protiľahlej strany trojuholníka. [4] To znamená že sa meria napätie medzi aktívnou elektródou umiestnenou na končatine a centrálnou svorkou (Wilsonovou). Goldberg modifikoval toto zapojenie tak, že od centrálnej svorky odpojil vždy ten zvod, ktorý je práve registrovaný. [1]

Unipolárne hrudné zvody merajú napätie na rôznych miestach hrudníku voči Wilsonovej svorke. Rozdiel je v tom že tieto zvody zobrazujú el. aktivitu transverzálne a končatinové zvody frontálne. Umiestnenie elektród je znázornené na obr. 4.



Obr. 4 Umiestnenie hrudných unipolárnych zvodov (prevzaté z [4])



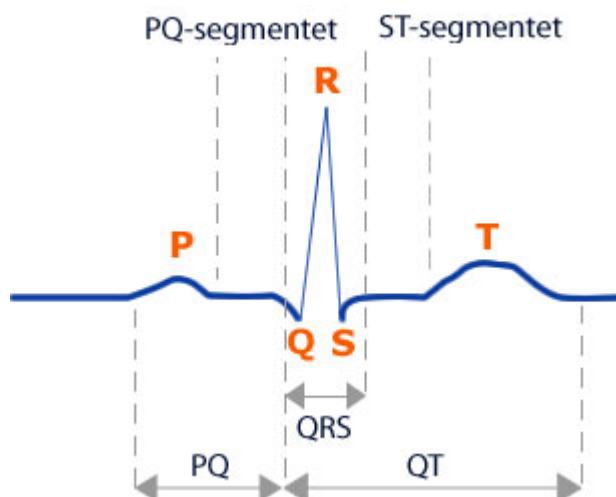
Obr. 5: Záznam signálu EKG 12 zvodového elektrokardiogramu

Farebné označenie elektród podľa medzinárodných štandardov je nasledovné: zápästie ľavej ruky je červená , pravej ruky je žltá a ľavej nohy je zelená, prvá noha (zem) je čierna. Hrudné zvodov majú postupne farby (od V1 po V6) červená, žltá, zelená, hnedá, čierna, fialová. [1]

Okrem štandardných zvodov sa používajú špeciálne elektródy (napr. pažerákové, prstové, bedrové) alebo sa registrácia EKG špeciálne modifikuje.[1] Pri prstových zvodoch sa meria signál medzi prstami na ruke. U vyšetrenia atriálnej aktivity sa používajú špeciálne pažerákové elektródy, ktoré sú umiestnené čo najbližšie k srdcovému svalu. Bedrové elektródy (2 elektródy) majú uplatnenie pri vyšetrení arytmií behom defekcie..

1.3 Časti EKG signálu

EKG signál komplexne popisuje činnosť srdca, preto je jeho postavenie pri diagnostike srdcových ochorení opodstatnené a nezastupiteľné. Jednotlivé časti EKG signálu podávajú informáciu napríklad o tvorbe vzruchu, funkčných a morfológických zmenách srdečného svalu. Krivka EKG sa skladá z kmitov, vln a úsekov



Obr. 6 Základné vlny, segmenty a intervaly EKG krivky

P- vlna (pozitívna odchylka), vzniká pri činnosti sinoatriálneho uzlíka je prejavom depolarizácie siení. Normálna P -vlna má rozličný tvar od plochého do ostrejšej špičky s amplitúdou od 0 do 0,3 mV. [3] Doba trvania je kratšia ako 120ms.

P-R interval začína od počiatku depolarizácie siení a končí s počiatkom depolarizácie komôr. [3] Informuje o čase, ktorý potrebuje elektrický impulz zo siení pre prienik AV uzlom, Hisovým zväzkom, Tawarovými ramienkami a Purkyňovými vláknami.

Q – vlna má amplitúdu 0 až 25% vlny R. Normálna doba trvania je menšia než 30ms. Je to prvá negatívna výchylka.

R- vlna je pozitívna výchylka, ktorej amplitúda je závislá na mieste snímania a môže dosiahnuť až niekoľko mV, ale tiež môže aj chýbať. Normálna doba trvanie je do 100ms.

S- vlna je druhá negatívna výchylka. Ak chýba vlna R označujeme túto výchylku ako QS. Normálna vlna S má amplitúdu od 0 do 0.8 mV a dobu trvania do 50 ms, nie je štandardný výskyt, závisí od lokalizácie diferentnej elektródy.

QRS komplex je obrazom postupnej aktivácie myokardu komôr a javí sa ako ostrý kmit. Doba trvania je od 50 do 110ms.

S-T segment, ohraničuje interval od konca QRS komplexu po začiatok vlny T. Je to doba kedy sú komory aktivované. [3]

Q-T interval reprezentuje elektrickú systolu. Je meraný od začiatku QRS komplexu

po koniec vlny T. Tento interval sa mení s tepovou frekvenciou, vekom a pohlavím pacienta, metabolizmom minerálov, je ovplyvnený medikamentmi. Priemerné hodnoty kolísajú od 0,34 do 0,42 s . [3]

T- vlna reprezentuje repolarizáciu komorovej svaloviny. Napät'ový rozsah je do 8,8mV a amplitúda trvania normálnej T vlny je od 100 do 250 ms. Pretože vzniká u buniek, ktoré boli posledné aktivované (majú kratší akčný potenciál) má vlna T rovnakú polaritu ako QRS komplex, teda ide o pozitívnu výchylku. Je veľmi citlivým indikátorom stavu srdečnej svaloviny. [3] .

U- vlna je malá pozitívna výchylka, ktorá je niekedy zaznamenávaná po vlne T. Jej výskyt a tvar je závislý na tonusu, vegetatívneho nervstva, minerálneho metabolizmu a celej rady ďalších faktorov.

1.4 Rušenie v signále EKG

Snímaním EKG signálu získavame okrem užitočného signálu aj šum. Takéto rušenie je dané fyzikálnymi a biologickými artefaktmi.

Biologickými artefaktmi sú signály generované zdrojom nachádzajúcim sa v živom organizme- myopetenciály (pohyb svalov). Pri kľudovom meraní EKG sa vyskytujú nad 100Hz ,pri záťažovom od 10Hz. To spôsobuje prekrytie diagnosticky významnú oblasť QRS komplexu. . [2]

Fyzikálne artefakty vznikajú mimo tela pacienta. Medzi takéto riešenie patrí:

- Brum- sieťové rušenie
- Drift – kolísanie nulovej izolínie

Sieťové rušenie je spôsobné elektrovodnou sieťou Ide o harmonické úzkopásmové rušenie na kmitočte 50Hz a jeho vyšších harmonických. . [2] Kolísanie kmitočtu sa podľa skupiny E-ON môže pohybovať v rozmedzí 49,5- 50,5Hz. . [12]

Drift alebo kolísanie nulovej izolínie je nízkofrekvenčné rušenie, spôsobené elektrochemickými procesmi na rozhraní elektróda a koža pacienta asi do 0,8 Hz, pri pohybe spôsobenom dýchaním do 0,5Hz a pri miernom pohybe pacienta je to do 2Hz. [2]

2 ČÍSLICOVÁ FILTRÁCIA

Všeobecne je cieľom filtrácie potlačenie šumu, t.j. potlčenie všetkých rušivých zložiek, tak aby nezhodnotila užitočné zložky signálu pre ďalšiu analýzu. O lineárnom filtre hovoríme, ak pre neho platí princíp superpozície, ktorý hovorí, že odozva lineárneho systému na súčet signálov je rovná súčtu odoziev na jednotlivé pôsobiacie signály[9].

2.1 Požiadavky na číslicové filtre

Pretože sa spektrá užitočného signálu prekrývajú so spektrami rušivého signálu, je voľba vhodnej filtrácie vždy vecou kompromisu. Pri návrhu filtrov a pre ich ďalšie spracovanie je nutné stanoviť základné požiadavky pre potlačenie sieťového rušenia v signáloch EKG. Sú to nasledovné

- Čo najmenšie skreslenie užitočného signálu: 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 $\pm 25 \mu\text{V}$.
 - Minimálne pamäťové nároky na spracovanie
 - Čo najlepšie možné potlačenie sieťového rušenia 50Hz,
 - Filter by nemal byť ovplyvniteľný iným druhom rušenia
- Požadujeme čo najrýchlejšiu odozvu systému [4],[14]

2.2 FIR filtre

Jedná sa o filtre s konečnou impulznou charakteristikou. Väčšinou bývajú realizované nerekurzívne. Potom prenosové funkcie majú všetky póly v počiatku a filter je stabilný[3]. U rekurzívnej realizácie sú póly vyrušené nulami. Požiadavku pre filtre EKG signálu je lineárna fázová charakteristika prechádzajúca nulou z čoho vyplýva že potrebujeme symetrickú impulznú charakteristiku čo je možné u FIR filtrov.

Z lineárnych filtrov typu FIR popíšeme návrh klasické úzkopásmové zádrže , potom Lynnové filtre a nakoniec filtráciu vo frekvenčnej oblasti pomocou metódy nulovania spektrálnych čiar.

2.2.1 Metóda váhovania impulznej charakteristiky

Metóda váhovania alebo tiež metóda okienka vychádza zo znalosti obecné neobmedzenej impulznej charakteristiky , popisujúcej presne požadovaný filter. Frekvenčná charakteristika je periodickou funkciou kmitočtu je vyjadrená nekonečnou furierovou radou s periódou $2\pi/T$. [4]

$$G_d(\omega) = Hd(e^{j\omega T}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_d(n)e^{-j\omega nT} \quad (2.1)$$

Ktorej koeficienty $h_d(n)$ vychádzajú zo vzťahu:

$$h_d(n) = \frac{T}{2\tau} \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} Gd(\omega)e^{j\omega nT} d\omega \quad (2.2)$$

V druhom kroku dochádza k obmedzeniu nekonečnej impulznej charakteristiky. Princíp je taký, že vynásobíme impulznú odozvu oknom o konečnej dĺžke N . Tým dostaneme súčin dvoch signálov kde konvolúcia ich spektier udáva frekvenčnú charakteristiku nahrnutého filtra. [4]

Realizácia v prostredí Matlab je riešená funkciou *fir1*, čo umožňuje navrhnuť FIR filter s lineárnou fázovou charakteristikou. Syntax príkazu je nasledovný:

$$b = \text{fir1}(N, Wn, 'ftype', window), \quad (2.3)$$

kde N je rád filtra, Wn je medzná frekvencia delená $f_vz/2$, *ftype* je druh filtra a *window* je typ pozitívneho okna. Hodna b je čitateľ polynómu a hodnota menovateľa je pri FIR filtroch rovná 1. Typ okna môžeme voľiť z možností napr. *hann*, *chebwin*. Ak by sme nezadali tento parameter, tak je tam nastavené implicitne hammingovo okno. Pre nastavenie pásmovej zádrže je nutné nastaviť parameter *ftype* na „*stop*“.

2.2.2 Lynnové filtre

Lynnové filtre vychádzajú z hrebeňových filtrov. Ich charakteristickým znakom je rovnomerné rozloženie nulových bodov po celom obvode jednotkovej kružnice v rovine „ z “. Tam kde chceme dostať nepriepustné pásmo je možné vložiť póly a tieto nulové body vyrušiť. V mieste, kde dochádza k rušeniu pólov nulami je maximálny prenos signálu. [2]

Pri realizácii vchádzame z úzkopásmovej prepusti, čím zvýrazníme rušivé-nežiaduce zložky signálu EKG, ktoré odčítame od oneskoreného vstupného signálu. Prenosová funkcia Lynnového filtra PP je :

$$G(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{pK})} \quad (2.4)$$

kde K je celé číslo, p je počet nepriepustných pásiem. Čím bude konštanta K väčšia tým budú užšie nepriepustné pásma.

Pre zníženie amplitúdového zvlnenia je v nepriepustnom pásme žiaduce vychádzať zo sériového spojenia dvojice filtrov : [3].

$$H_{pp}(z) = G(z)G(z) = \left(\frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^K)} \right)^2 \quad (2.5)$$

Z takto navrhnutého filtru odvodíme podľa nasledujúceho vzťahu pásmovú zádrž PZ

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z), \quad (2.6)$$

kde oneskorenie

$$\tau = (K - 1).p \quad (2.7)$$

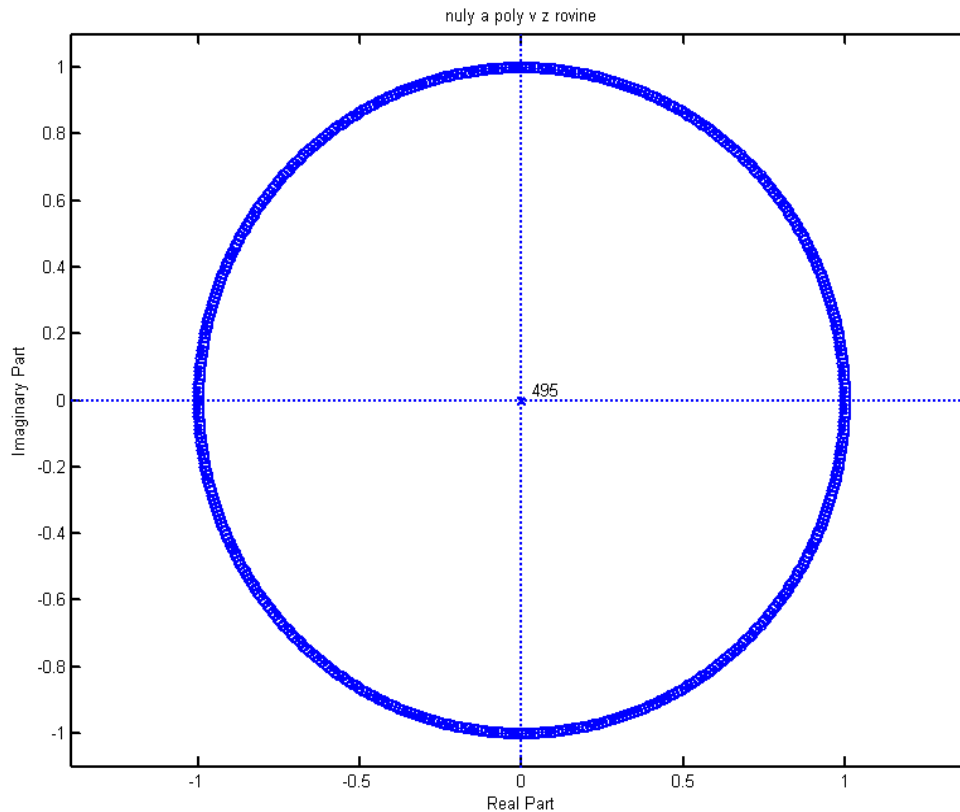
Požiadavkou na použitie Lynnových priepustí je ,aby podiel $f_{vz}/50$ bolo celé číslo [2]. . V našom prípade signály, ktoré použijeme ,budú mať vzorkovaciu frekvenciu 500Hz, čím splníme predchádzajúcu podmienku. Počet neprípustných pásiem bude $p=5$ a šírka priepustného pásma B je 49-51 Hz. V tomto prípade musí byť konštanta K párna aby boli polynómy deliteľné a preto prenosová funkcia filtru prejde do tvaru:[3].

$$H_{pp}(z) = G(z)G(z) = \left(\frac{1 - z^{-pK}}{K(1 + z^p)} \right)^2 \quad (2.8)$$

z nasledujúceho vzťahu možno vypočítať konštantu K

$$B = 2 \frac{f_{vz}}{K.p} = 2 \Rightarrow K = 2 \frac{f_{vz}}{B.p} = 100 \quad (2.9)$$

Celkové oneskorenie filtru bude podľa vzťahu (2.7) $\tau = 495$. Rozmiestnenie nulových bodov a pólov pre nami navrhnutý Lynnový filter je na nasledujúcom obrázku:



Obr. 7 Rozloženie nulových bodov a pólov pre Lynnový filter

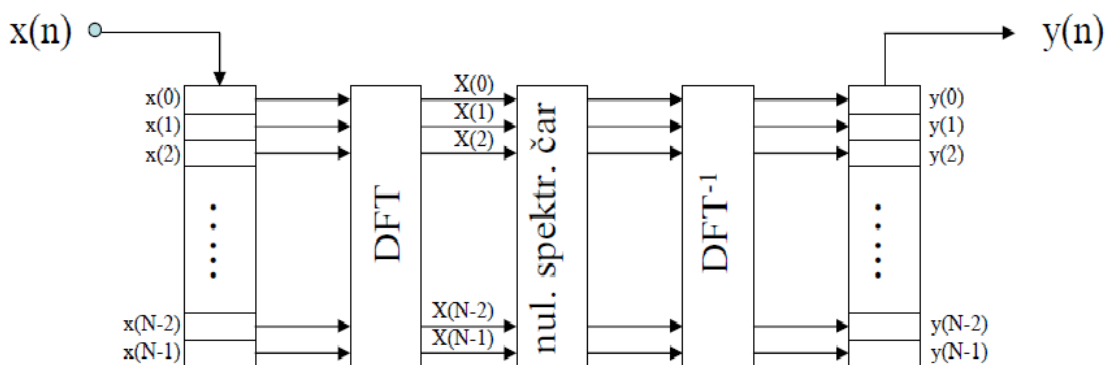
2.2.3 Metóda nulovania spektrálnych čiar

Metóda vychádza z princípu vzorkovania frekvenčnej charakteristiky a ide ju považovať za ideálnu, pretože sa neuplatní amplitúdové zvlnenie a fázová charakteristika je nulová. [2] Nevýhodou je spracovanie signálu len režime offline, musíme mať k dispozícii celý signál. Metóda nulovania spektrálnych čiar je typ filtrácie vo frekvenčnej oblasti.

Najprv je nutné previesť signál pomocou DFT do spektrálnej oblasti a následne vypočítať vzdialenosť spektrálnych čiar podľa: [2]

$$vzdialenosť = \frac{fvz}{N}, \quad (2.10)$$

kde N je dĺžka signálu. Vzorky odpovedajúce frekvencii, ktorú chceme potlačiť, vynulujeme. Nesmie zabudnúť vynulovať i vzorky komplexne združené, pretože spektrum je symetrické. [2] Nakoniec prevedieme IDFT. Popísaný princíp je na nasledujúcom obrázku.



Obr. 8 Filtrácie nulovaním spektrálnych čiar [2]

2.3 IIR filtre

Filtre typu IIR (infinite impulse respond) majú nekonečnú impulznú charakteristiku a ich štruktúra obsahuje vždy spätnú väzbu. Nevýhodou je nelineárna fázovo-frekvenčná charakteristika. [9]

Pri návrhu je treba správne rozložiť nulové body a póly na jednotkovej kružnici v rovine „z“. Obvod kružnice odpovedá vzorkovanej frekvencii a z tohto poznatku spočítame uhol ktorý pripadá na frekvenciu 50 Hz . Pri výpočte dostávame dva výsledky pre kladný a záporný uhol, pretože výsledná modulová charakteristika je zrkadlená okolo $f_{vz}/2$.

$$n_{1,2} = e^{\pm j\omega T} = e^{\pm j2\pi f \cdot \frac{1}{f_{vz}}} \quad (2.11)$$

Uhol pod ktorým budú ležať póly je rovný s uhlom pre nulové body. Zmení sa len vzdialenosť od počiatku súradnicového systému. Čím viac sa bude pól blížiť k jednotkovej kružnici, tým bude šírka zadržovaného pásma užšia, avšak ak vzdialenosť pólu od počiatku súradnicového systému bude rovná vzdialenosti nulového bodu od počiatku súradnicového systému, dostaneme maximálny prenos rovný 1. Z takto navrhnutých pólov a nulových bodov môžeme zostrojiť prenosovú funkciu filtru.

$$H(z) = K \cdot \frac{\sum_{l=1}^m (z - n_l)}{\sum_{l=1}^m (z - p_l)} \quad (2.12)$$

Pri návrhu v programovom prostredí Matlab môžeme použiť funkcie ,ktoré nám priamo navrhnu IIR filter typu Butterworth, Chebyshev. Funkcie sú nasledovné:

$$[b, a] = \text{cheby2}(N, Wn, 'ftype'),$$

$$[b, a] = \text{butter}(N, Wn, 'ftype'),$$

kde N je rád filtru, Wn je medzná frekvencia delená $f_vz/2$, $ftype$ je druh filtru. Hodna b je čítateľ polynómu a hodnota a menovateľ polynómu prenosovej funkcie. Pri realizácii pásmovej zádržky je rád filtru rovný $2N$ to znamená, že $N=1$ je filter druhého rádu

3 VLNKOVÁ TRANSFORMÁCIA

Furierová transformácia poskytuje informáciu o frekvenčných zložkách signálu ale neodpovedá o ich polohe. Vlnková transformácia (WT) ale práve takýto popis umožňuje. WT slúži na časovo- frekvenčný popis signálu, to znamená že dokážem určiť v ktorom okamžiku sa nejaká frekvencia v signáli nachádza. [4]

WT môžeme rozdeliť do dvoch základných skupín:

- Vlnkové transformácie spojitéch signálov - sú to WT so spojitým časom, kde je výstup spojitý a diskkrétne WT (DWT) s diskkrátnym výstupom.
- Vlnkové transformácie diskkrétnych signálov- WT s diskkrátnym časom DTWT.

3.1 Spojitá vlnková transformácia

Vlnková spojitá transformácia so spojitým časom (WT) je definovaná ako [5]:

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

kde parameter λ predstavuje dilatáciu materskej vlnky pozdĺž časovej osi a je označovaný ako meradlo, pre $\lambda > 1$ je vlnka natiahnutá λ -krát. Parameter ϑ je časové posunutie vlnky pozdĺž časovej osi. To umožňuje postupne pokryť vlnkami celý rozsah signálu.

Jedná sa o časovo- frekvenčný rozklad (presnejšie časovo- meradlový rozklad), ktorý môžeme interpretovať ako koreláciu signálu $x(t)$ s funkciami (vlnkami) odvodenými s komplexnej materskej vlnky $\psi(t)$. Pre funkciu $\psi(t)$ sa vžil názov vlnky s ohľadom na ich tvar- $\psi(t)$ musí mať nenulovú strednú hodnotu a tvorom často pripomína vlnku. [5]. Konštanta $1/\sqrt{\lambda}$ zaisťuje zachovanie energie vlnky.

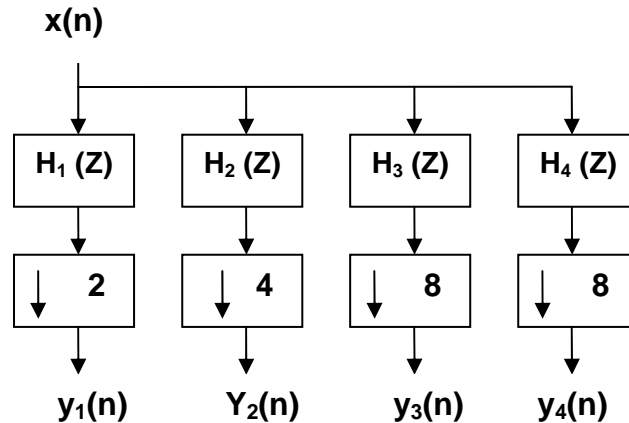
3.2 Dyadická vlnková transformácia s diskkrátnym časom

Dyadická vlnková transformácia s diskkrátnym časom (DTWT) $y_m(n)$ diskkrétno signálu $x(n)$ je definovaná vzťahom (3.2) [5], kde m je stupeň rozkladu.

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

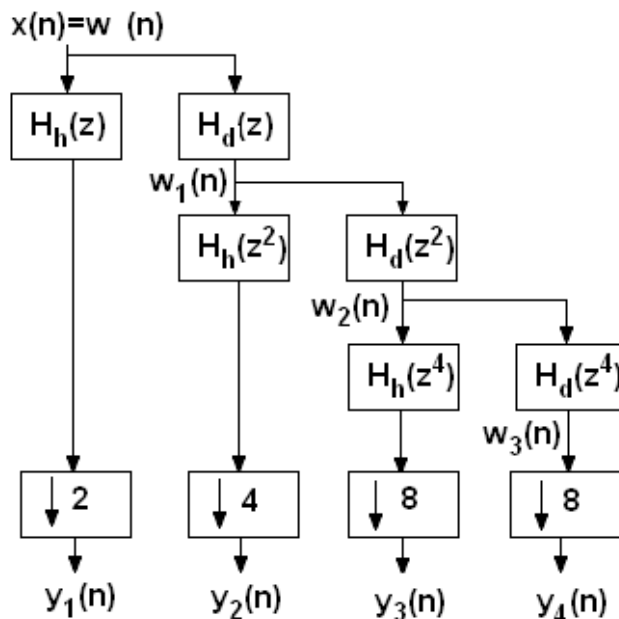
DTWT možno realizovať rozkladom signálu $x(n)$ bankou diskkrétnych oktávových filtrov s impulznou charakteristikou $h_m(n)$. Vzorkovacia frekvencia signálu

$y_m(n)$ na vstupe m -tého filtra je 2^m -krát nižšia ako vzorkovacia frekvencia f_{vz} vstupného signálu $x(n)$. Koeficienty dyadickej DTWT sú tvorené výstupnými vzorkami banky filtrov. Vzhľadom k tomu že sú výstupy filtrov podvzorkované, ako vyplýva z pravej strany (3.2), je počet koeficientov transformácie zhodný s počtom vzorkov vstupného signálu. [5] Podvzorkovanie zabezpečuje výber každého m -tého vzorku signálu. Transformácia s trojstupňovým rozkladom ($M=3$) je uvedená na obr. 9.



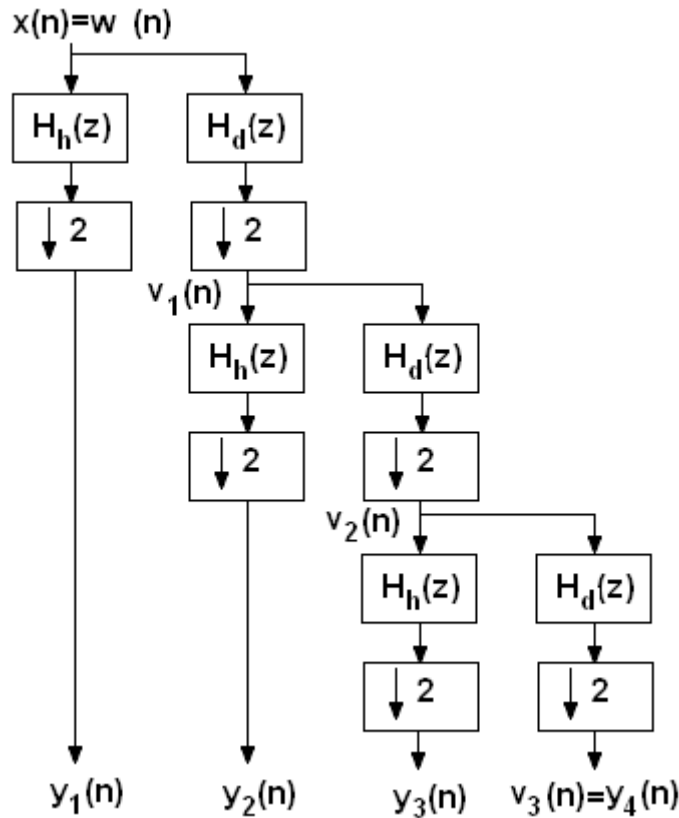
Obr. 9: DTWT s bankou filtrov, stupeň rozkladu $M=3$

S použitím ideálnej dolnej priepuste H_d a ideálnej hornej priepuste H_h ako dvojice zrkadlových filtrov s modulovými charakteristikami okolo $f_{vz}/4$ a pri prevedení prenosovej funkcie $H(z)$ substitúciou $z \rightarrow z^k$, obdržime systém $H(z^k)$ s k -krát „stlačenou“ frekvenčnou charakteristikou. Blokové schéma uvedené trojstupňovej realizácie DTWT oktávových filtrov, ktorých konštrukcia vychádza z dvojice týchto zrkadlových filtrov je uvedená na obr.10[5]



Obr. 10: DTWT realizovaná zrkadlovými filtermi, stupeň rozkladu $M=3$

Realizácia dyadickej DTWT pomocou stromovej štruktúry bank filtrov je nazývaná rýchlou DTWT. [1] Princíp spočíva v tom, že v každom stupni rozkladu podvzorkujeme výstup každého filtra faktorom 2 a použijeme základné zrkadlové filtre H_d a H_h . Dosiahneme toho že sa výpočet bude rýchlejší.



Obr. 11: Rýchla DTWT , stupeň rozkladu $M=3$

3.3 Inverzná vlnková transformácia

Častou požiadavkou po rozklade signálu je jeho opätovná rekonštrukcia a práve k tomu to účelu slúži inverzná vlnková transformácia v našom prípade IDTWT- inverzná vlnková transformácia s diskretným časom.

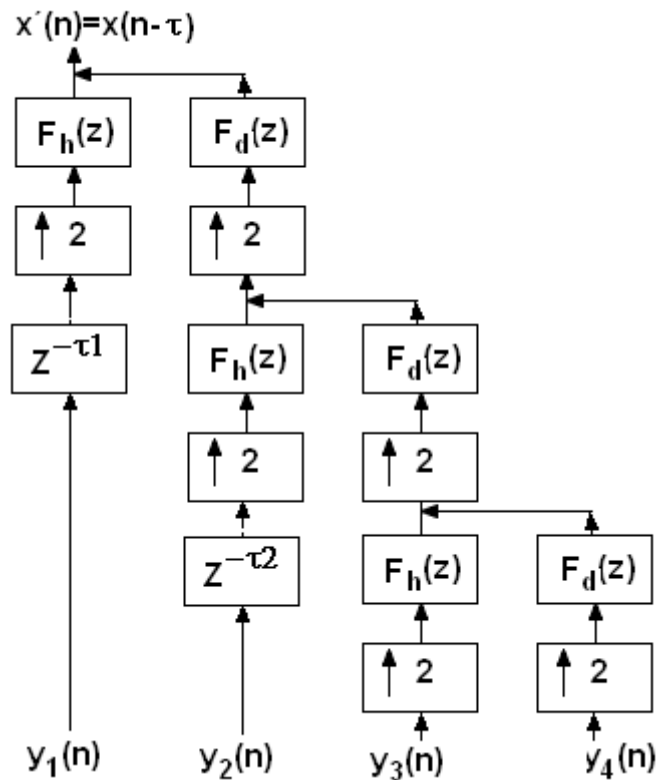
Realizuje sa spätným postupom ako DTWT. Najprv je nutné transformovaný signál interpolovať, t.j. vložiť nulové vzorky medzi susedné vzorky postupnosti. Takto upravený signál filtrujeme rekonštrukčnými filtermi F_d a F_h , ktoré musia korešpondovať z filtrom rozkladovým. Následne je nutné použiť v stupni realizácie oneskorovací člen. [8]

Ako je vidieť z obrázkov (Obr.10 a Obr.11) základ tvoria dvojkanálové bunky rozkladových H_d a H_h a rekonštrukčných filtrov F_d a F_h . Aby sme na výstupe dostali signál totožný s oneskoreným vstupným signálom $x'(n)=x(n-\tau)$ musí štvorica týchto filtrov spĺňať podmienky inverzibility transformácie.

Podmienky správnej rekonštrukcie vstupného signálu, kde τ je oneskorenie filtrov sú: [5]

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

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



Obr. 12: Inverzná IDTWT, stupeň rozkladu $M=3$

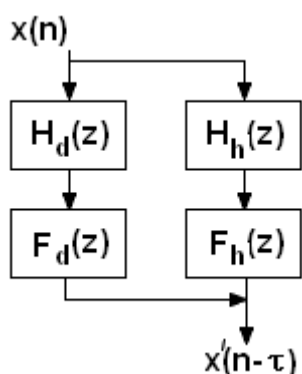
3.4 Redundantná vlnková transformácia s diskrétnym časom

Redundantná DTWT je variant transformácie, ktorá nemá podvzorkované výstupy filtrov. Počet koeficientov redundantnej transformácie narastá úmerne s počtom pásiem na ktorý je signál rozložený. Podmienky ktoré musí rozkladový a rekonštrukčný filter (Obr.13) spĺňať sú nasledovné[5]:

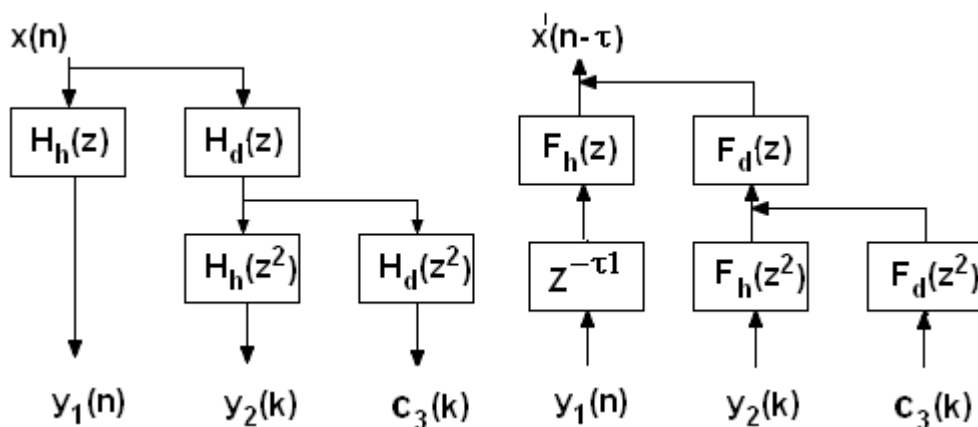
$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = z^{-\tau} \quad 3.5$$

Na rozdiel od DTWT s podvzorkovaním koeficientov nezávisia koeficienty

redundantnej DTWT na posunutí vstupného signálu Použitie je vhodné pre filtráciu a analýzu signálov, prípadne detekciou charakteristických útvarov v signáli. [5]



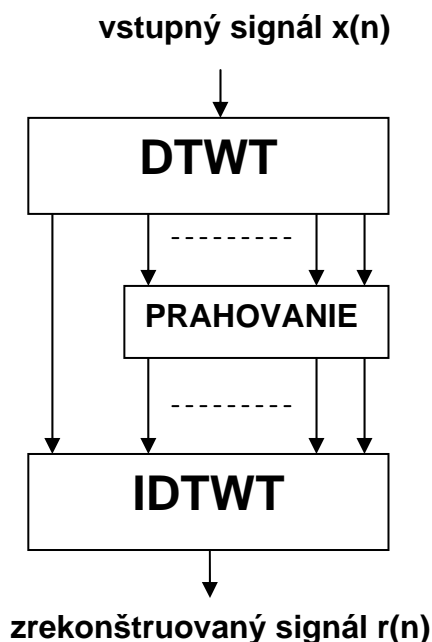
Obr. 13: Dvojkanálová banka filtrov rozkladových a rekonštrukčných filtrov redundantnej DTWT



Obr. 14: Redundantná DTWT a IDTWT, stupeň rozkladu M=2

4 FILTRÁCIA SIGNÁLU S VYUŽITÍM VLNKOVEJ TRANSFORMÁCIE

Princíp vlnkovej transformácie je rozklad signálu do jednotlivých frekvenčných pásiem (DTWT) s následným prahovaním koeficientov DTWT a potom sa aplikuje inverzná vlnková transformácia IDTWT.



Obr. 15: Filtrácia s využitím DTWT

Priaznivé účinky vlnkovej transformácie ide očakávať hlavne v prípadoch, kde sa s užitočným signálom striedajú dlhé nízko-frekvenčné úseky s krátkymi úsekmi vysokofrekvenčnými. [10] Koeficienty DTWT potom tvoria dlhé úseky, ktoré obsahujú len šum a krátke úseky sú tvorené súčtom šumových koeficientov s koeficientmi užitočného signálu. [6]

4.1 Stanovenie prahových hodnôt pre vlnkovú transformáciu

Aby bolo poškodenie užitočných koeficientov čo najmenšie a potlačenie šumových koeficientov maximálne je nutné zvoliť správny prah. Jednou z možností je priamy odhad ale obvykle sa používa odhad smerodajnej odchýlky σ_w šumu a to pre každú úroveň zvlášť. Čím je úroveň šumu nižšia tým je veľkosť prahu nižšia a minimalizuje sa poškodenie užitočných koeficientov. [10]. Poznáme dve základné metódy pre určenie veľkosti prahu: univerzálny a empirický prah.

Pri použití univerzálného prahu je prah λ_m pre všetky úrovne rozkladu rovnaký ale pokiaľ je šum farebný môže byť nastavenie tohto prahu iné pre každú úroveň N_m .

$$\lambda_m = \sigma_{wm} \sqrt{2 \ln(N_m)} \quad (4.1)$$

Obvykle je táto hodnota považovaná za príliš vysokú, pretože pri jeho odvodzovaní sa viac sledovalo viacej vyhladenie signálu ako minimalizácia strednej kvadratickej odchýlky filtrovaného signálu užitočného [5]

Druhou metódou pre zistenie veľkosti prahu T je vynásobiť smerodajnú odchýlku šumu empirickou konštantou k .

$$\lambda_m = K_m \sigma_{wm} \quad (4.2)$$

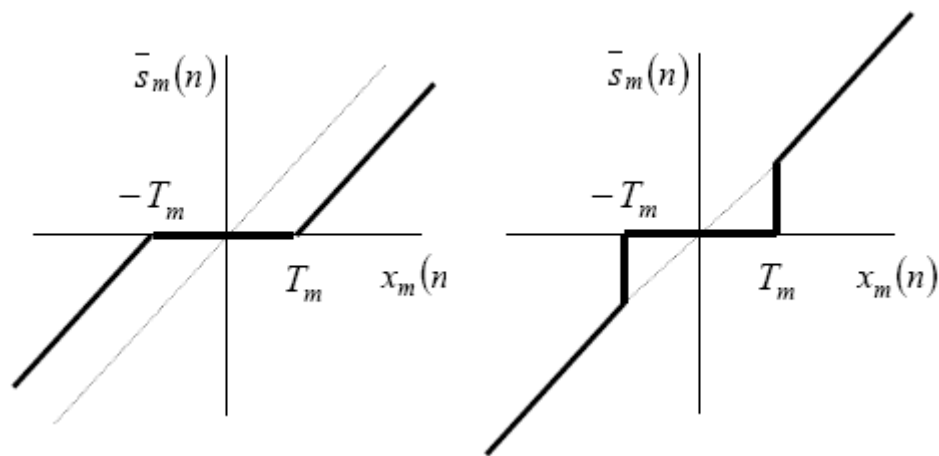
Ďalšie typy prahovania sú napríklad eliptické alebo zobecnené prahovanie, ktoré umožňuje niektoré vstupné hodnoty zväčšovať a iné znižovať, táto metóda býva niekedy vhodná na zlepšenie kontrastu obrazu. [5]

4.2 Prahovanie koeficientov DTWT

Poznáme rôzne druhy prahovania. Medzi najjednoduchšie patrí kvantilové, pro ktorom nulujeme zvolené percento najmenších koeficientov DTWT. Veľmi často sa používajú tvrdé a mäkké prahovanie. [10], [5]

Pre mäkké prahovanie, kde λ je prah, vstupné hodnoty sú x_m a výstup je s_m platí:

$$\bar{s}_m(n) \begin{cases} \text{sign}(x_m(n))(|x_m(n)| - T_m) & \text{pre } |x_m(n)| > T_m \\ 0 & \text{pre } |x_m(n)| \leq T_m \end{cases} \quad (4.3)$$



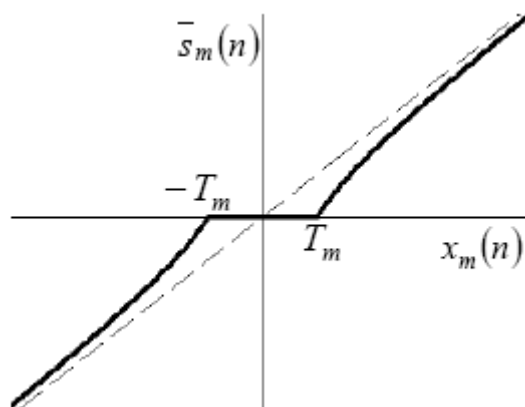
Obr. 16: Tvrdé prahovanie (vľavo) a mäkké prahovanie (vpravo) [6]

Pre tvrdé prahovanie platí:

$$\bar{s}_m(n) \begin{cases} \text{sign}(x_m(n)) & \text{pre } |x_m(n)| > T_m \\ 0 & \text{pre } |x_m(n)| \leq T_m \end{cases} \quad (4.4)$$

Ďalším používaným prahovaním je hybridne, ktoré je pre malé nadprahové hodnoty podobné ako mäkké prahovanie ale s rastúcimi hodnotami sa približuje tvrdému prahovaniu. Pre hybridné prahovanie platí:

$$\bar{s}_m(n) \begin{cases} s(x_m(n)) - \frac{T_m^2}{x_m(n)} & \text{pre } |x_m(n)| > T_m \\ 0 & \text{pre } |x_m(n)| \leq T_m \end{cases} \quad (4.5)$$



Obr. 17: Hybridné prahovanie [6]

4.3 Wienerovská filtrácia

Tento typ filtrácie sa využíva v prípade, keď sa výrazne prelína spektrum užitočného signálu $s(n)$ a spektrum šumového signálu, ktorý chceme potlačiť. Predpokladom je, že vstupný signál $x(n) = s(n) + w(n)$ je aditívnou zmesou oboch zložiek. Princíp tejto metódy je nájsť optimálne korekčné faktory, tak aby upravené hodnoty boli optimálnou aproximáciou užitočného signálu v zmysle najmenej strednej kvadratickej odchýlky výstupu $y(n)$ od $x(n)$. [5]

Výstupne koeficienty pre DTWT sú :

$$y_m(n) = u_m(n) + v_m(n) \quad (4.6)$$

Korekčné faktory $g_m(n)$ získame:

$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + v_m^2(n)} \quad (4.7)$$

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

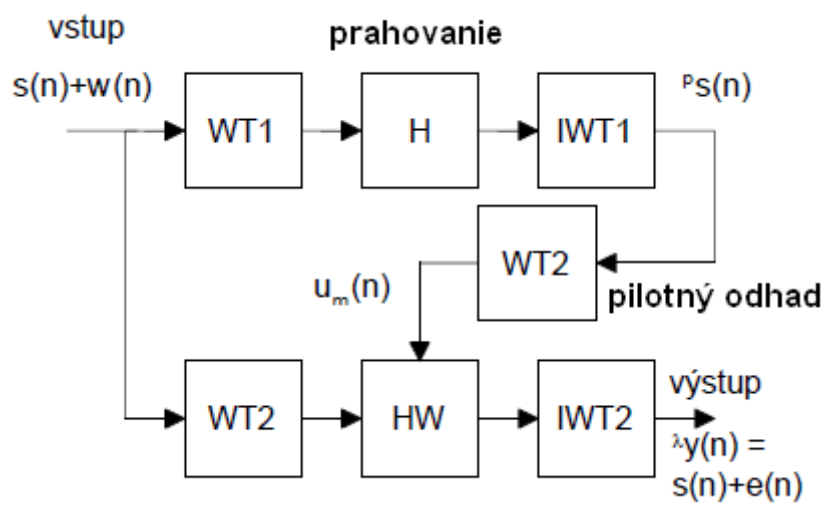
$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + \sigma_m^2(n)} \quad (4.8)$$

Pre hodnoty $u_m^2(n) \gg \sigma_{vm}^2(n)$ bude hodnota $g_m(n)$ blízka 1, čo bude odpovedať minimálnej zmene koeficientu $y_m(n)$, ak $u_m^2(n) \ll \sigma_{vm}^2(n)$, tak hodnota $g_m(n) \ll 1$, čo odpovedá veľkej zmene koeficientu $y_m(n)$. Pre Wienerovský filter bude výstup nasledovný[5] :

$${}^w y_m(n) = u_m(n) + g_m(n) \quad (4.9)$$

4.3.1 Metóda pilotného odhadu

Princíp Wienerovského filtru s pilotným odhadom užitočného signálu je naznačený na obr. 18 a možno ho rozdeliť na dve časti. Na vstup je privedený zašumený signál v hornej časti je pomocou vlnkovej transformácie WT1 určený pilotný signál, ktorý odpovedá približne užitočnému signálu bez šumu. V spodnej časti je aplikovaný Wienerovský filter, ktorého podstatu tvorí vlnková transformácia WT2. Tuto transformáciu použijeme na výstup pilotného signálu tak i na vstupný zašumený signál. Na koeficienty z WT2 je použitý korekčný faktor $g_m(n)$, ktorý možno vypočítať podľa vzťahu (4.9). Následne je použitá spätná vlnková transformácia IWT2, čím dostávame výstupný signál.



Obr. 18: Wienerovská filtrácia- metóda pilotného odhadu[5]

5 TESTOVANIE NAVRHNUTÝCH FILTROV

Testovanie sme prevádzali na troch rôznych signáloch EKG z knižnice CSE (The Common Standards for Electrocardiography), a to na s63_3 a s38_V3 a s11-0I. Tieto signály budeme pokladať za čisté, tj. majú len užitočnú zložku signálu a šumová zložka je nulová.

Aby sme mohli hodnotiť navrhnuté typy filtrácií je nutné tieto čisté signály, umelou znehodnotiť šumovou zložkou o frekvencii 50Hz. Amplitúdu rušenia sme zvolili 30 a 50 μV . Na takto vytvorený signál (*ekg.mat*) sme aplikovali navrhnuté typy filtrácie a hodnotili podľa nasledujúcich kritérií.

Ako prvé hodnotiace kritérium bola použitá stredná kvadratická chyba (PRD) v %:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=i}^N [x(n) - x_r(n)]^2}{\sum_{n=i}^N [x(n) - \mu_x]^2}} \cdot 100[\%] \quad (5.1)$$

kde $x(n)$ je originálny signál a $x_r(n)$ je rekonštruovaný signál a μ_x je stredná hodnota diferencie.

Druhým kritériom je pomer signál/šum (SNR) v dB:

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - x_r(n)]^2} \right) [dB] \quad (4.2)$$

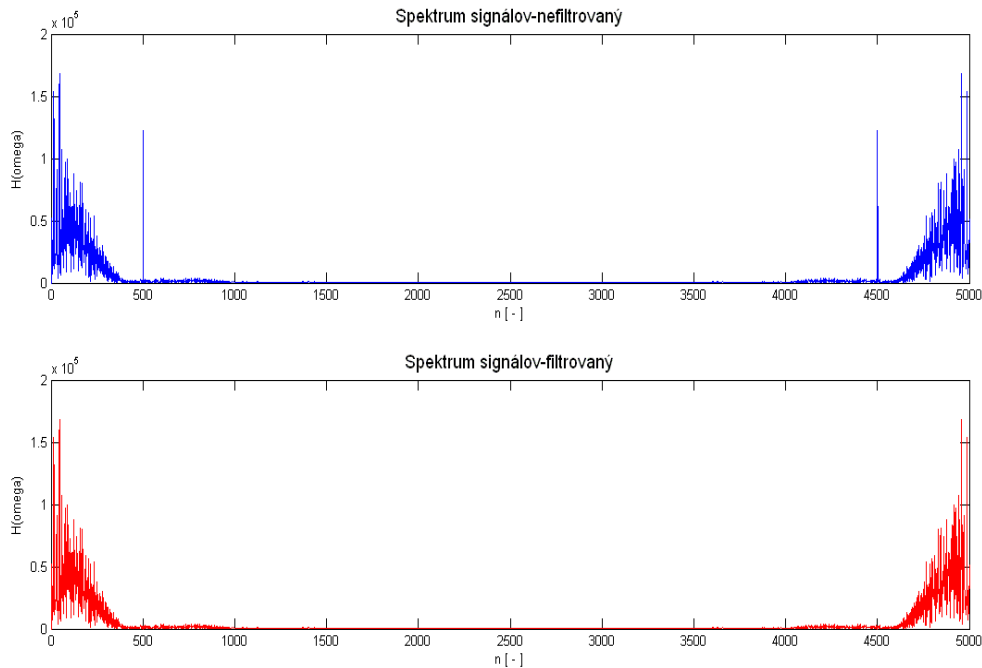
kde $x(n)$ je originálny signál, $x_r(n)$ je rekonštruovaný signál a μ_x je stredná hodnota originálneho signálu. [7]

Dosiahnutím dobrého výsledku SNR, neznamená, že signál bude úspešne odfiltrovaný a nedošlo k jeho skresleniu. Preto je nutné zhodnotiť tvarové zmeny vo filtrovaných signáloch oproti pôvodnému čistému signálu, či nedochádzalo po filtrácii k deformácii alebo posunutiu diagnosticky významných úsekov EKG signálu. Zameriame sa hlavne na QRS komplex.

Ďalším kritériom úspešnosti filtrácie bude zistenie chyby po filtrácii oproti pôvodnému čistému signálu, ktorú získame odčítaním výstupného vyfiltrovaného signálu a čistého signálu EKG

5.1 Test filtru navrhnutého metódou nulovania spektrálnych čiar

V prvej fáze je prevedený prevod do spektrálnej oblasti a následne spočítaná vzdialenosť susedných spektrálnych čiar podľa vzorca (2.10), kde f_{vz} je vzorkovacia frekvencia 500Hz a $N = 5000$ je počet vzoriek signálu. Po dosadení dostávame vzdialenosť spektrálnych čiar 0,1. V ďalšom kroku sú z oboch strán symetrického spektra, odstránene spektrálne čiary na 50 Hz a 450Hz.



Obr. 19: Spektrum signálu s11_0I pred a po filtrácii

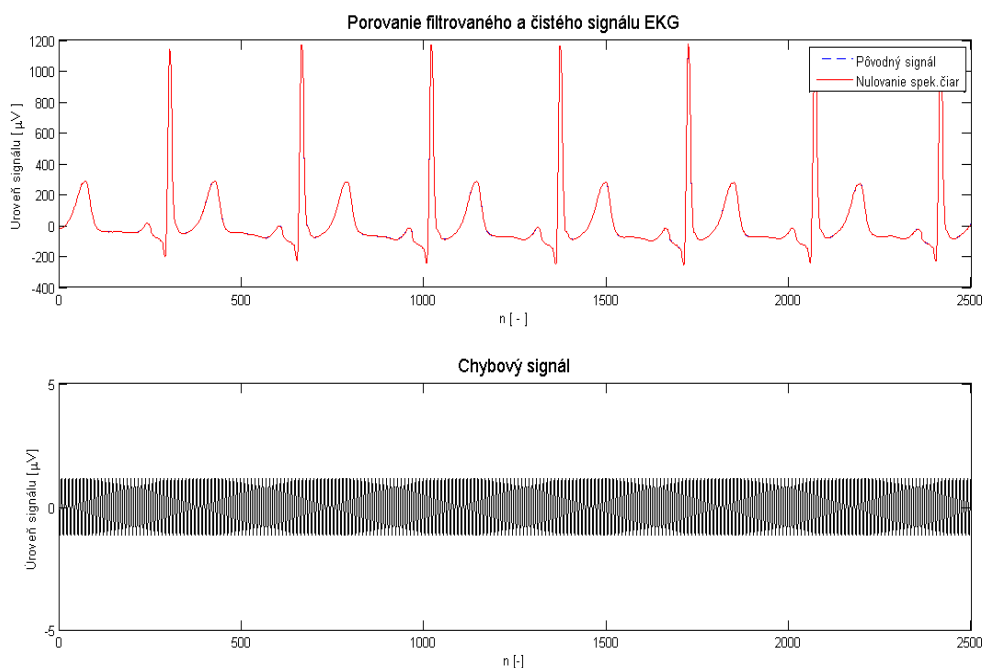
Tab. 1: Zmerané hodnoty pri metóde nulovania spektrálnych čiar s amplitúdou šumu 30 μV

signál	amplitúda šumu 30 μV			
	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	22,849	48,733	0,366	<-1,5 ;+1,5>
s63_3	27,581	52,649	0,233	<-1,5 ;+1,5>
s11_0I	20,440	48,705	0,367	<-1,5 ;+1,5>

Ako je vidieť z nameraných tabuliek (Tab.1,Tab.2) chybový signál sa pohybuje v rozmedzí <-1,5 ;+1,5> μV u všetkých typov signálov .Pri zvyšovaní amplitúdu šumu nedochádzalo ku zmene meraných parametrov. EKG signál nebol posunutý a ani skreslený v žiadnej jeho časti. Z Obr. 21 je vidieť úspešné odstránenie oboch spektrálnych čiar sieťového rušenia 50 Hz.

Tab. 2: Zmerané hodnoty pri metóde nulovania spektrálnych čiar s amplitúdou šumu 50 μV

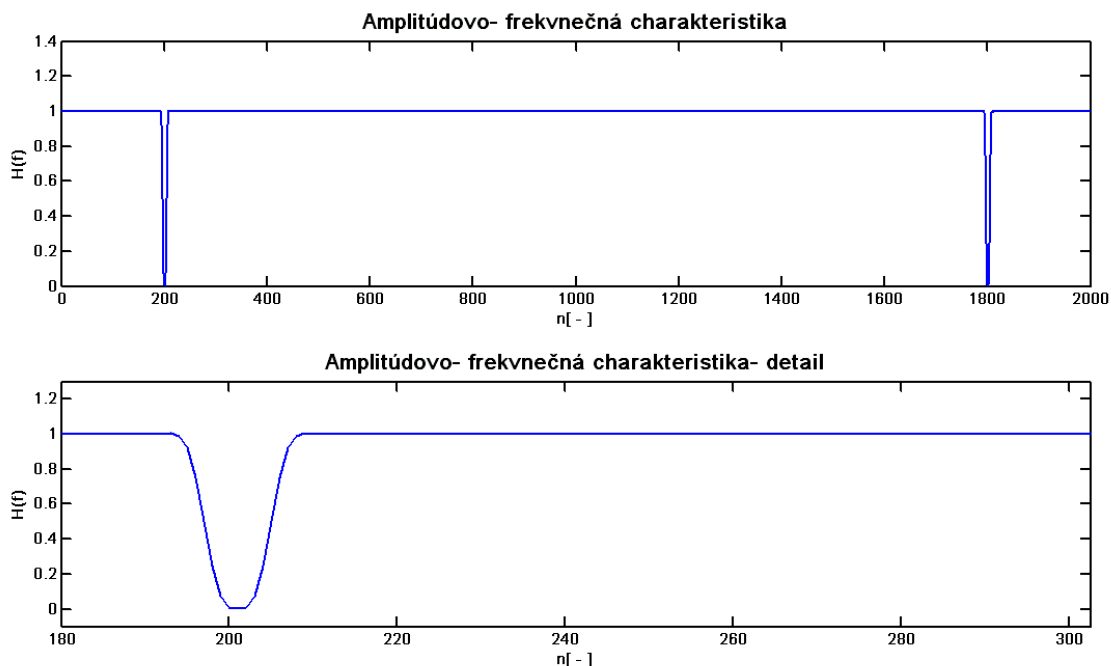
	amplitúda šumu 50 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	18,412	48,733	0,366	<-1,5 ;+1,5>
s63_3	23,144	52,649	0,233	<-1,5 ;+1,5>
s11_0I	16,065	48,705	0,367	<-1,5 ;+1,5>



Obr. 20: Nulovanie spektrálnych čiar pre signál s11-0I

5.2 Test FIR filtru navrhnutého okienkovou metódou

Filter navrhnutý pomocou funkcie *fir1* má šírku pásma od 49 do 51Hz. K potlačeniu zvlnenia impulznej charakteristiky je použité Hammingovo okno s dĺžkou impulznej charakteristiky $N = 1000$, pri ktorej sme dosahovali najlepšie výsledky. So zvyšovaním počtu vzorkou impulznej charakteristiky sa chyba filtrácie nemenila ale zvyšovalo sa oneskorenie systému o ktoré je nutné výstupný signál skrátiť aby sme mohli od seba oba signály odčítať a zistiť chybový signál. Na nasledujúcom obrázku je amplitúdovo frekvenčná charakteristika nami navrhnutej pásmovej zdrže s nepriepustným pásmom 49-51Hz s Hammingovým oknom.



Obr. 21: Amplitúdovo a fázovo- frekvnečná charakteristika FIR filtru pomocou funkcie *fir1*

Tab. 3: Zmerané hodnoty pri okienkovej metóde s amplitúdou šumu 30 μV

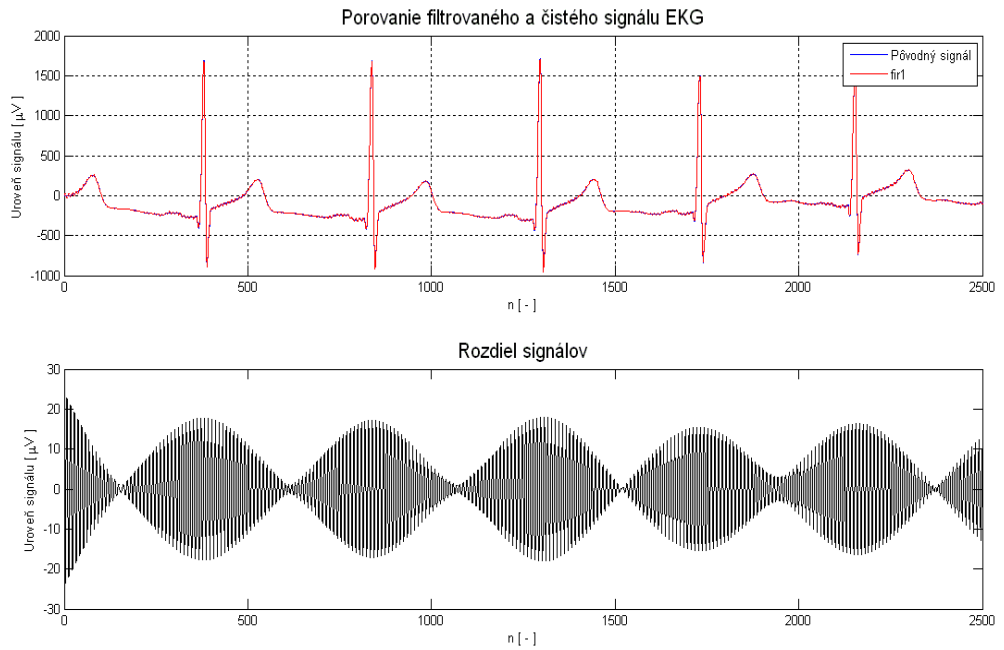
	amplitúda šumu 30 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	22,849	30,751	2,9	<-17,5 ;+17,5>
s63_3	27,581	36,035	1,578	<-18 ;+18>
s11_OI	20,440	40,888	0,903	<-1,9 ;+1,9>

Tab. 4: Zmerané hodnoty pri okienkovej metóde s amplitúdou šumu 50 μV

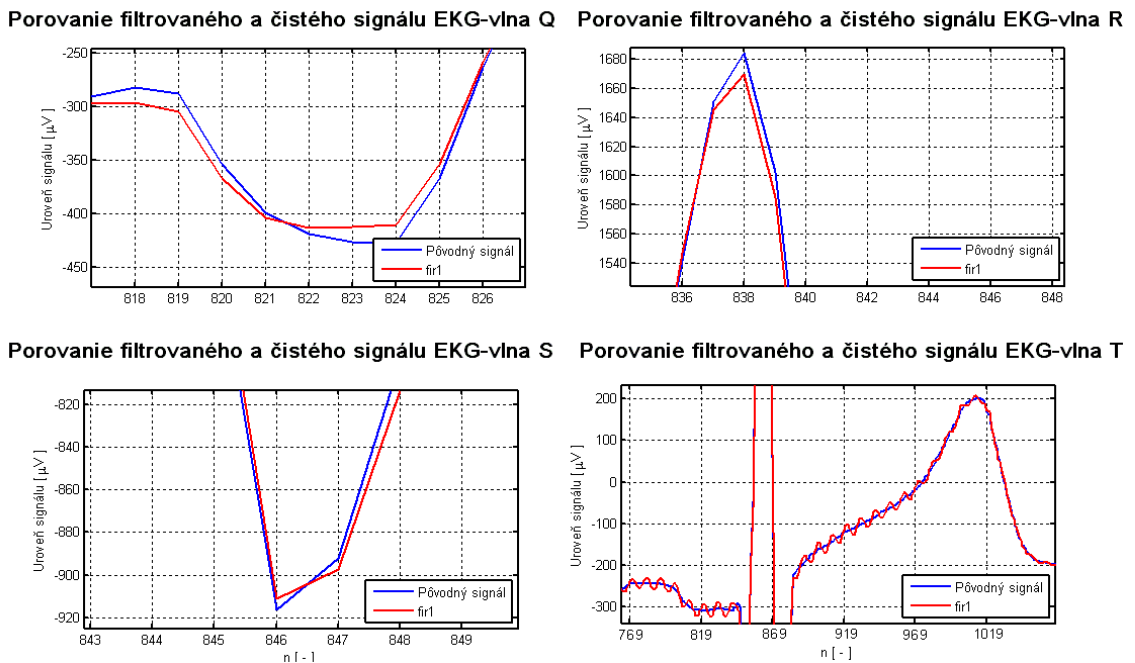
	amplitúda šumu 50 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	18,412	30,609	2,95	<-17,6 ;+17,6>
s63_3	23,144	35,789	1,624	<-18 ;+18>
s11_OI	16,065	39,258	1,089	<-2 ;+2>

Ako je vidieť z nameraných tabuliek, chyba filtrácie je pre signál s38_V3 v rozmedzí <-17,6;+17,6> μV pri s63_3 v rozmedzí <-17,6;+17,6> μV a najmenšia je pri signáli s11_OI <-2;+2> μV . Najväčšia chyba bola v oblasti R vlny u všetkých meraných signálov. V ostatných častiach signálu EKG chyba pozvoľne klesala od R vlny. QRS komplex nebol posunutý ani inak zdeformovaný. Z detailu obr.23 je vidieť zbytkový šum v oblasti T a P vlny. V diagnosticky dôležitých častiach EKG signálu nebol signál zdeformovaný ani posunutý. Na obr. 24 je porovnanie výkonových spektier

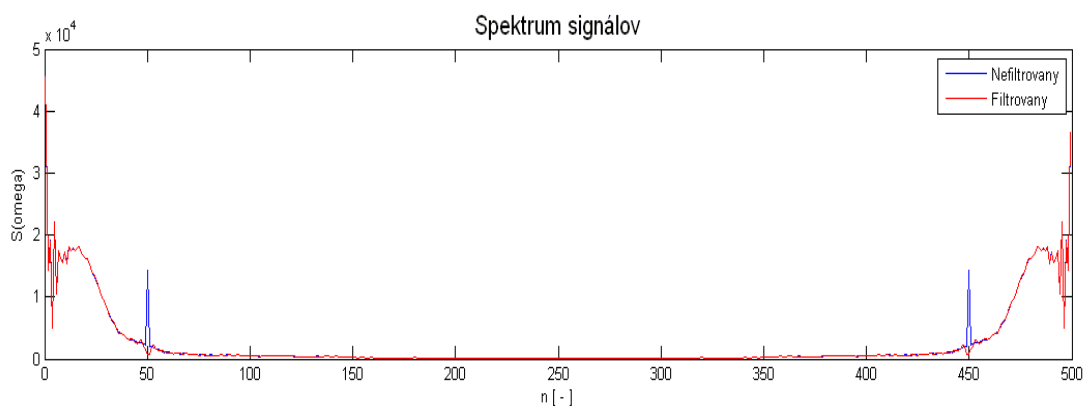
čistého a vyfiltrovaného signálu s 38_V3.



Obr. 22: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii FIR filtrom, dole: chybový signál



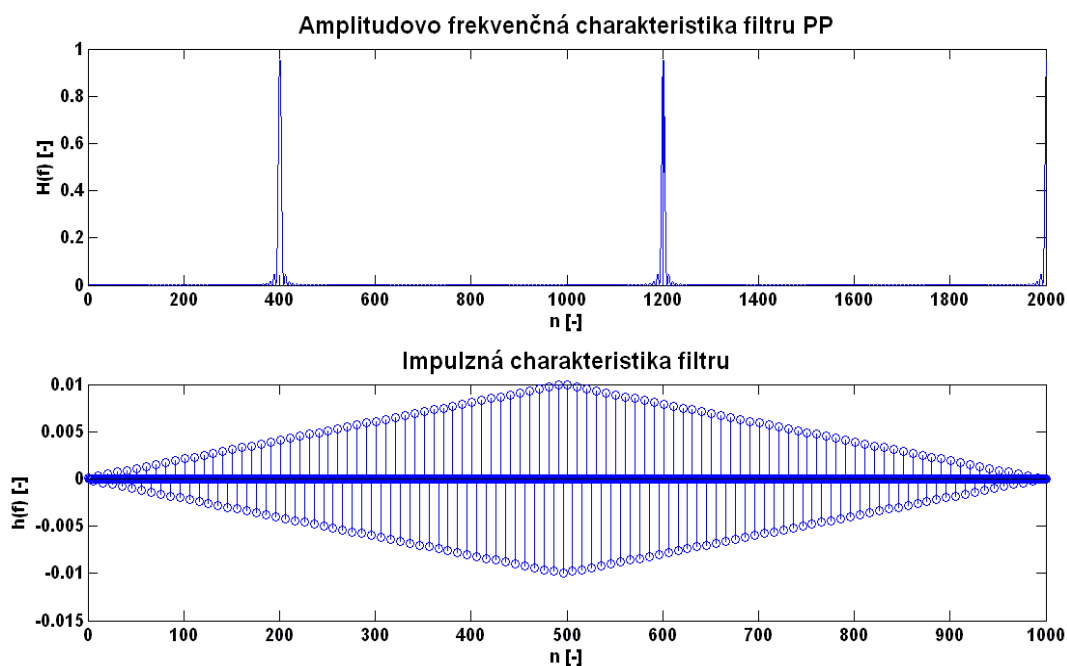
Obr. 23: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii FIR filtrom



Obr. 24: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii FIR filtrom

5.3 Test Lynnového filtru

Rekurzívny Lynnový filter bol navrhnutý podľa postupu popísaného kapitole (2.2.2) s priepustným pásmom 2Hz. Užšie pásma majú veľmi dlhú impulznú charakteristiku čo vedie ku zvyšovaniu prechodového deja.



Obr. 25: Amplitúdovo frekvenčná charakteristika a impulzná charakteristika Lynnového filtru

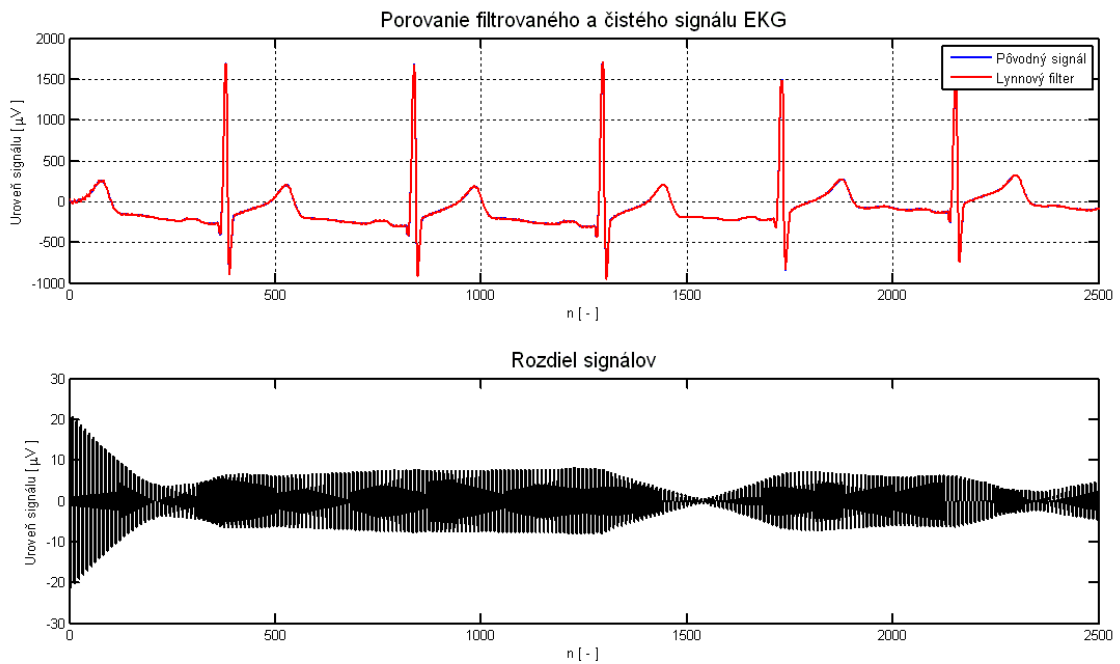
Pre zníženie amplitúdového zvlnenie sú do série zapojené 2 filtre. Výsledná impulzná charakteristika (obr. 25) s počtom vzoriek 1000 má trojuholníkový tvar. Nevýhodou tohto filtru je oneskorenia, o ktoré sme museli výstupný vyfiltrovaný signál skrátiť aby sme mohli vypočítať hodnoty pre stanovené kritéria. Testované hodnoty sú spracované v nasledujúcich tabuľkách.

Tab. 5: Zmerané hodnoty pre Lynnový filter s amplitúdou šumu 30 μV

	amplitúda šumu 30 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	22,849	36,597	1,559	<-9;+9>
s63_3	27,581	39,536	1,055	<6,5-;+6,5>
s11_0I	20,440	40,389	0,956	<-1,8;+1,8>

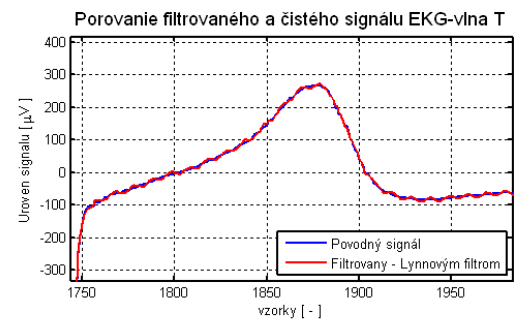
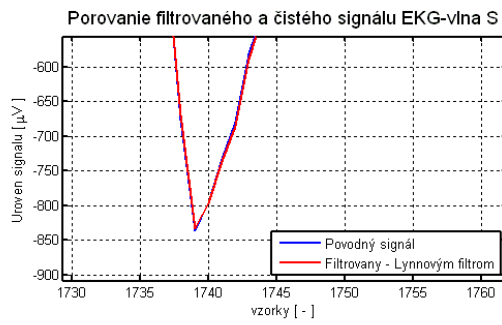
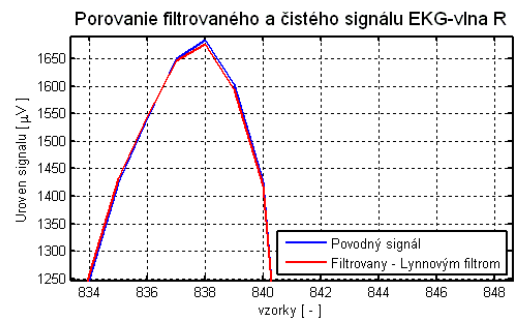
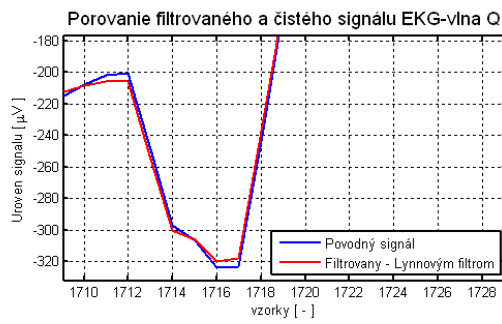
Tab. 6: Zmerané hodnoty pre Lynnový filter s amplitúdou šumu 50 μV

	amplitúda šumu 50 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	18,412	35,596	1,661	<-7;+7>
s63_3	23,144	38,605	1,174	<-7,5;+7,5>
s11_0I	16,065	37,413	1,357	<-1,5;+1,5>

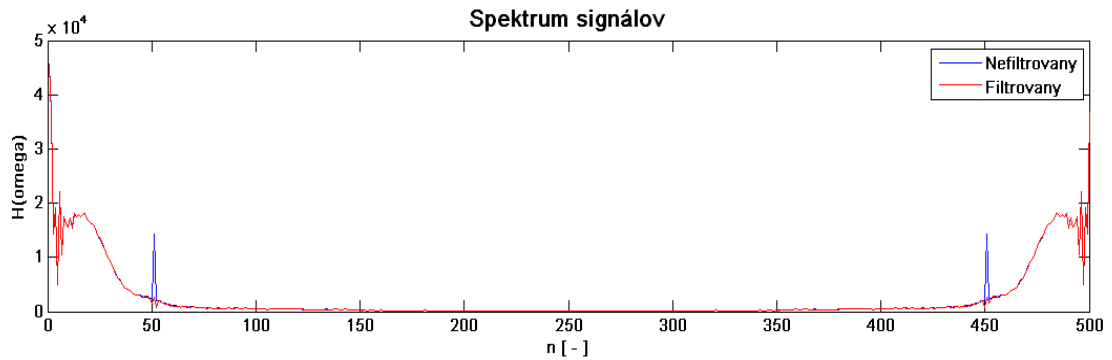


Obr. 26: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii Lynnovým filtrom, dole: chybový signál

Chyba filtrácie sa pohybovala pre všetky signály v jednotkách μV . Pri zvyšovaní amplitúdy šumu nedochádzalo k zhoršeniu meraných parametrov. Z nasledujúcich obrázkov je vidieť, že nedochádzalo takmer ku žiadnemu skresleniu oproti pôvodnému signálu. Vo vlne T bol vyfiltrovaný signál mierne zvlnený. Na obr.29 je vidieť porovnanie výkonových spektier výstupného vyfiltrovaného signálu a zašumeného signálu.



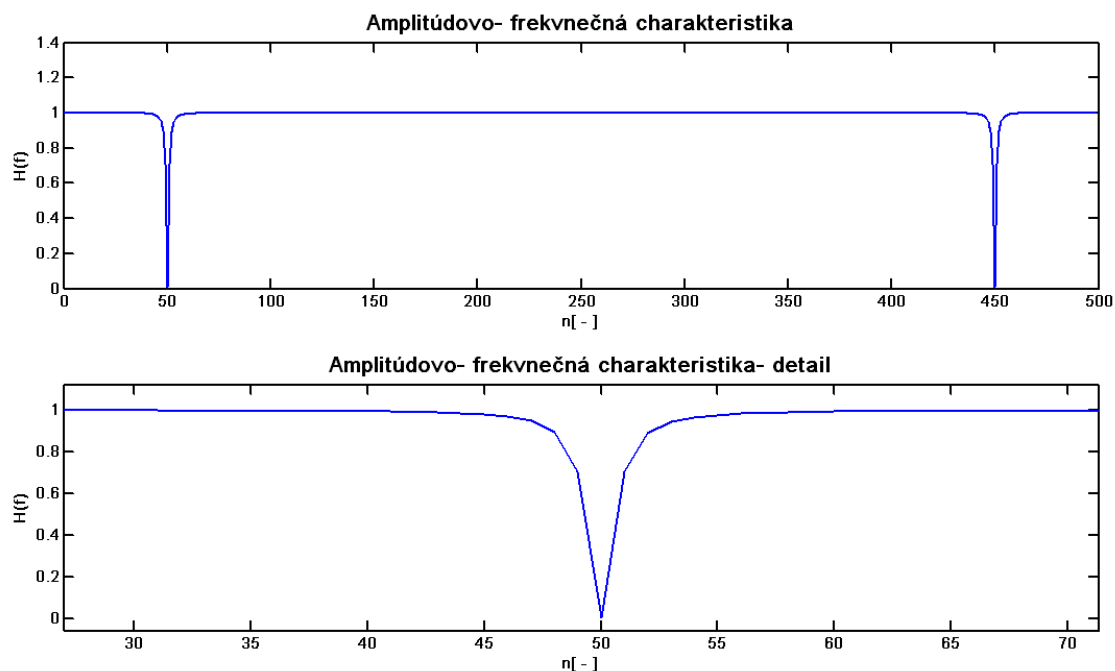
Obr. 27: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii Lynnovým filtrom



Obr. 28: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii Lynnovým filtrom

5.4 Test IIR filtru

Na realizáciu bol vybraný Buterworthov filter 1. rádu, pretože dosahoval lepšie výsledky ako Chebyshevov filter. Na obr.29 je znázornená jeho amplitúdovo-frekvenčná charakteristika. So zvyšovaním rádu filtru dochádza k zhoršeniu všetkých testovacích parametrov a ku skresleniu dôležitých častí EKG signálu.



Obr. 29: Amplitúdovo - frekvenčná charakteristika IIR filtru

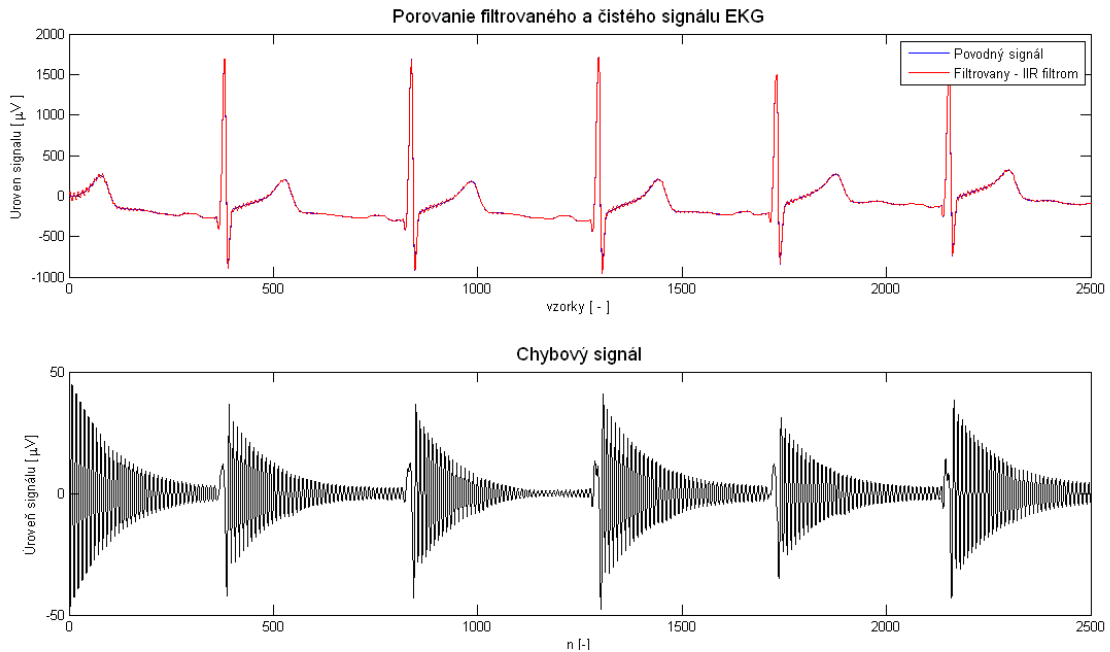
Tab. 7: Zmerané hodnoty pre IIR filter s amplitúdou šumu 30 μV

	amplitúda šumu 30 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	22,849	27,839	4,056	<-62,5; +54>
s63_3	27,581	32,404	2,321	<-50,2;+50,2 >
s11_0I	20,440	33,657	1,7421	<-15,5 ;+13,5>

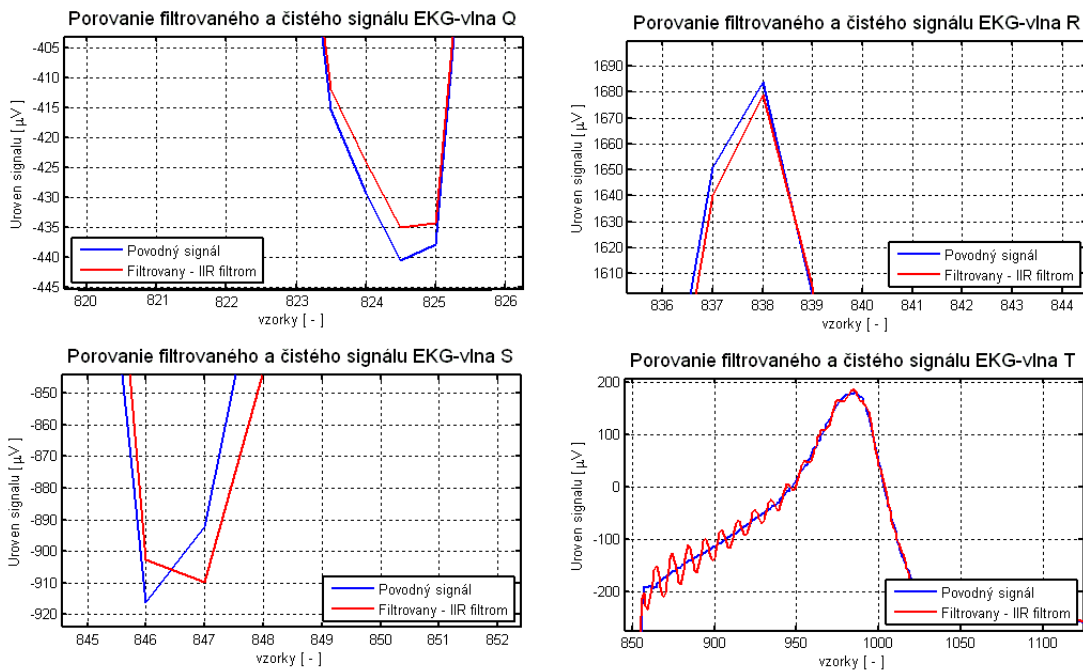
Tab. 8: Zmerané hodnoty pre IIR filter s amplitúdou šumu 50 μV

	amplitúda šumu 50 μV			
signál	SNR pred filt. [dB]	SNR [dB]	PRD [%]	chyba [μV]
s38_V3	18,412	27,657	4,141	<-63; +54>
s63_3	23,144	32,404	2,399	<-53,8;+50,5>
s11_0I	16,065	33,657	2,076	<-13,8;+13,5>

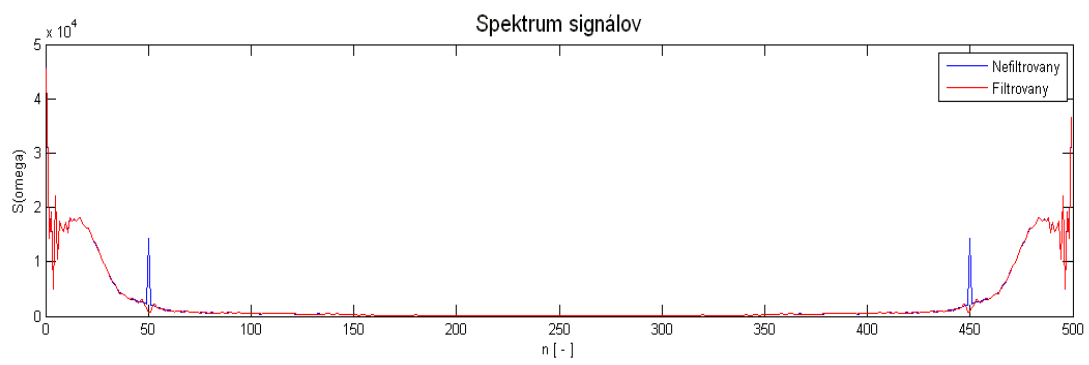
Ako je vidieť z nameraných tabuliek, chyba filtrácie je pre signál s38_V3 v rozmedzí $\langle -63; +54 \rangle \mu\text{V}$ pri s63_3 v rozmedzí $\langle -53,8; +50,5 \rangle \mu\text{V}$ a pri signáli s11_OI $\langle -13,8,5; +13,5 \rangle \mu\text{V}$ pri sieťovom rušení o amplitúde $50 \mu\text{V}$. Najväčšia chyba bola pri stúpaní z vlny S. Vo vlně R a P sa chyba pohybovalo okolo 2,5% z maximálnej chyby. Pri testovaní Chebyshevových filtrov dochádzalo k orezaniu EKG signálu, čo spôsobovalo chybu viac ako $\pm 5\%$.



Obr. 30: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po filtrácii IIR filtrom typu Butterworth, dole: chybový signál



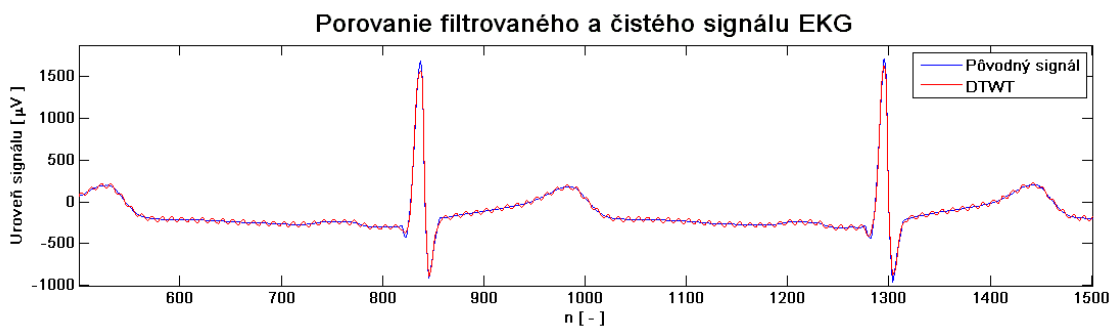
Obr. 31: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii IIR filtrom



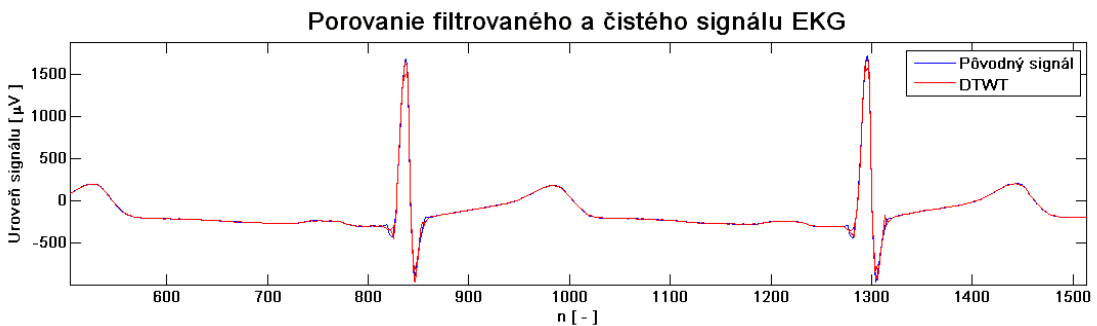
Obr. 32: Spektrum signálu s38_V3 pred a po filtrácii IIR filtrom

5.5 Testovanie vlnkových filtrov

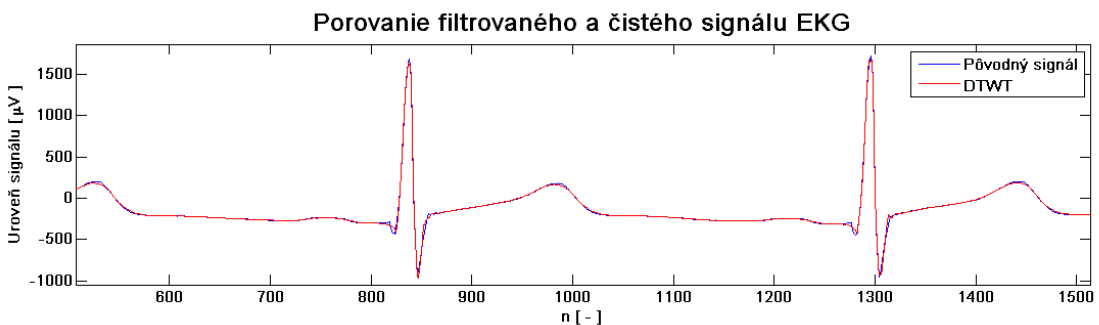
Medzi najdôležitejšie parametre vlnkového filtra patrí stupeň rozkladu. V tomto teste sme volili stupeň 2-5. Pri 2. stupni rozkladu nedochádzalo k potlačeniu sieťového rušenia a tým bol výsledný signál skreslený v celom rozsahu EKG signálu (Obr.33). Stupeň rozkladu 5, tiež nebol správny pretože sa prahovali koeficienty DTWT, ktoré nesú vysokú energiu EKG signálu a tým dochádzalo ku jeho skresleniu v celom rozsahu. Ako najvhodnejší stupeň rozkladu nám vyšiel 4., pretože pri stupni 3, nebol ešte sieťový šum dostatočne potlačený, pri filtroch s kratšou impulznou charakteristikou (napr. haar, db2). Na nasledujúcich obrázkoch vidíme dosiahnuté výsledky vlnkovej filtrácie pre rôzne pásma rozkladu s použitým filtrom haar.



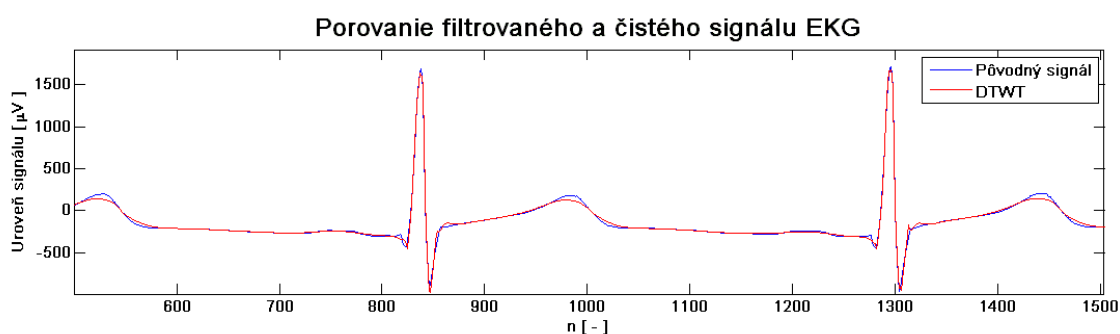
Obr. 33: Vlnkový filter, haar , 2. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3



Obr. 34: Vlnkový filter, haar , 3. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3



Obr. 35: Vlnkový filter, haar , 4. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3



Obr. 36: Vlnkový filter, haar , 5. stupeň, hybridné prahovanie, signál S38_V3

Ďalším parametrom ktorý ovplyvňuje vlnkový filter je správna voľba prahovej hodnoty. Pre každé pásmo sme nastavili vlastnú hodnotu s ohľadom na úroveň šumu. Na všetky banky filtrov sme aplikovali empirický prah popísaný v kapitole (4.1) Výslednú hodnotu tohto prahu je možné ovplyvniť konštantou K , ktorú sme zvolili 3. Signály sme testovali na pri mäkkom, tvrdom a hybridnom prahovaní.

Najdôležitejším parametrom, ktorý sme mohli meniť bol vlnkový filter. Pre náš test sme si vybrali : Daubechies , Coiflets a Biorthogonal filtre , ktoré sú súčasťou knižnice Wavelet Toolbox programu Matlab (Obr.20.). Z každej tejto rodiny filtrov , sme si vybrali po 5 a aplikovali na ne zvolená kritéria. Vlnkové filtre sem testovali na 2 signáloch ekg s38_V3 a s63_3.

Typ vlnky	Vlnka
Daubechies	db (haar),db2.....db45
Coiflets	coif1-coif5
Symlets	sym2-sym45
Discrete Meyer	dmey
Biorthogonal	bior1.1, bior1.3, bior1.5, bior2.2 , bior2.4,bior2.6, bior2.8, bior3.1,bior3.3 bior3.5 bior3.7 bior3.9,bior4.4, bior5.5 bior6.8
Reverse Biorthogonal	rbior1.1, rbior1.3, rbior1.5, rbior2.2 , rbior2.4,rbior2.6, rbior2.8, rbior3.1,rbior3.3, rbior3.5,r bior3.7,r bior3.9, rbior4.4, rbior5.5,r bior6.8

Obr. 37: Vlnkové filtre v programe Matlab

Ako je vidieť z nasledujúcich tabuliek (Tab.9, Tab.10)najlepší výsledok SNR u Daubechiesových filtroch sme dosiahli pri tvrdom a hybridnom, najhoršie nám vyšlo prahovanie mäkké. Pre signál S38_V3 bolo dosiahnutá najlepšia hodnota SNR pre filter db8 ,pri tvrdom prahovaní 28,144 dB a najhoršia 21,301 dB pri mäkkom prahovaní s použitým filtrom haar.

Tab. 9: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , rušenie 50 μ V ,signál s38_V3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
haar	26,692	21,301	25,545	4,626	8,609	5,405
db2	27,712	23,699	26,570	4,116	6,421	4,489
db5	27,978	23,623	28,058	3,911	6,589	3,954
db8	28,014	23,164	27,115	3,795	6,947	4,408
db10	26,964	22,197	26,615	4,485	7,237	4,655

Tab. 10: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , rušenie 30 μ V ,signál s38_V3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
haar	30,644	23,523	29,533	2,998	6,668	3,337
db2	31,186	26,466	31,302	2,759	4,750	2,722
db5	31,593	27,401	31,346	2,632	4,266	2,708
db8	31,224	26,450	30,699	2,747	4,759	2,918
db10	30,349	25,658	30,556	3,038	5,213	2,968

Pre signál s63_3 (50 μ V) bol najlepší SNR dosiahnutý pri tvrdom prahovaní pre vlnku typu haar 34,443 dB a najhorší pri mäkkom prahovaní s vlnkou db8 26,299.

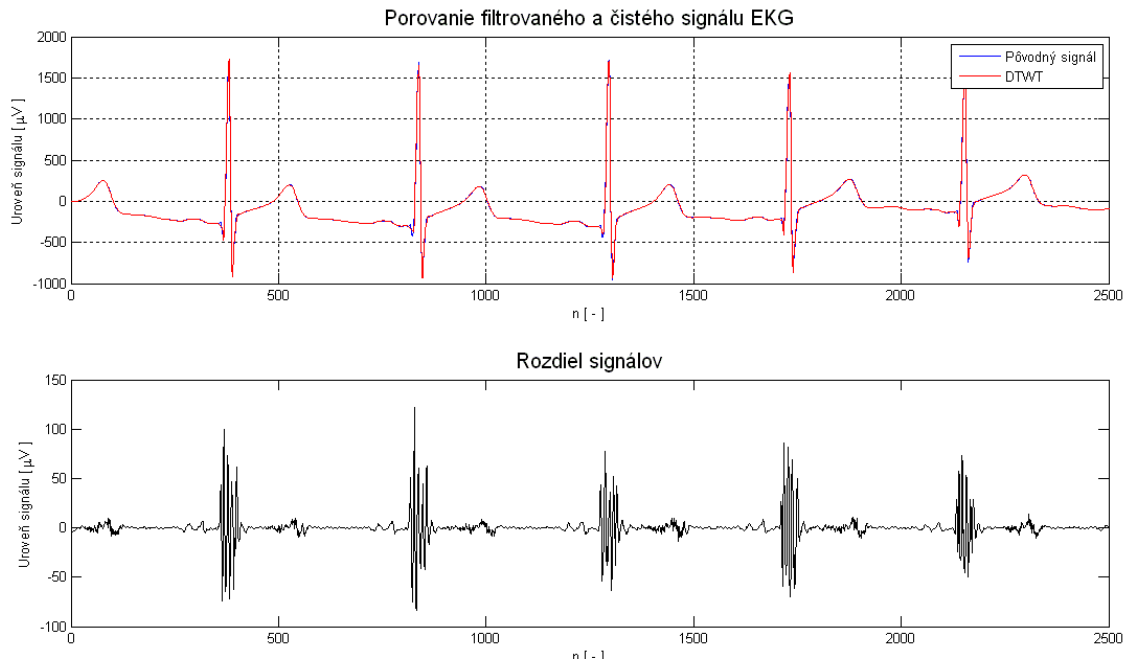
Tab. 11: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , 50 μ V ,signál s63_3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
haar	34,443	28,039	31,506	1,896	3,963	2,659
db2	33,562	28,922	33,427	2,099	3,580	2,392
db5	33,002	26,913	31,266	2,194	4,512	2,733
db8	32,748	26,299	31,224	2,430	4,846	2,746
db10	31,666	25,989	31,158	2,610	5,018	2,768

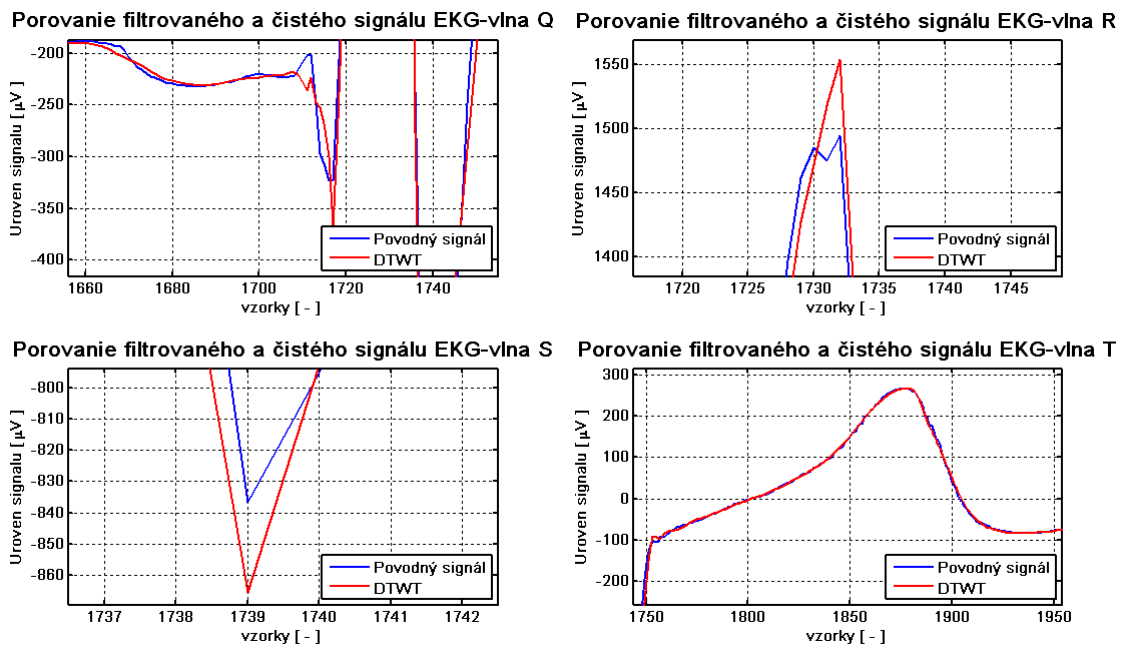
Tab. 12: Zmerané hodnoty pre Daubechiesové vlnkové filtre , 30 μ V ,signál s63_3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
haar	33,833	29,820	32,295	2,034	3,228	2,428
db2	37,301	31,476	36,495	1,231	2,668	1,497
db5	36,204	29,650	36,036	1,548	3,292	1,578
db8	34,687	29,151	33,484	1,844	3,487	2,117
db10	34,493	28,887	34,000	1,885	3,594	1,995

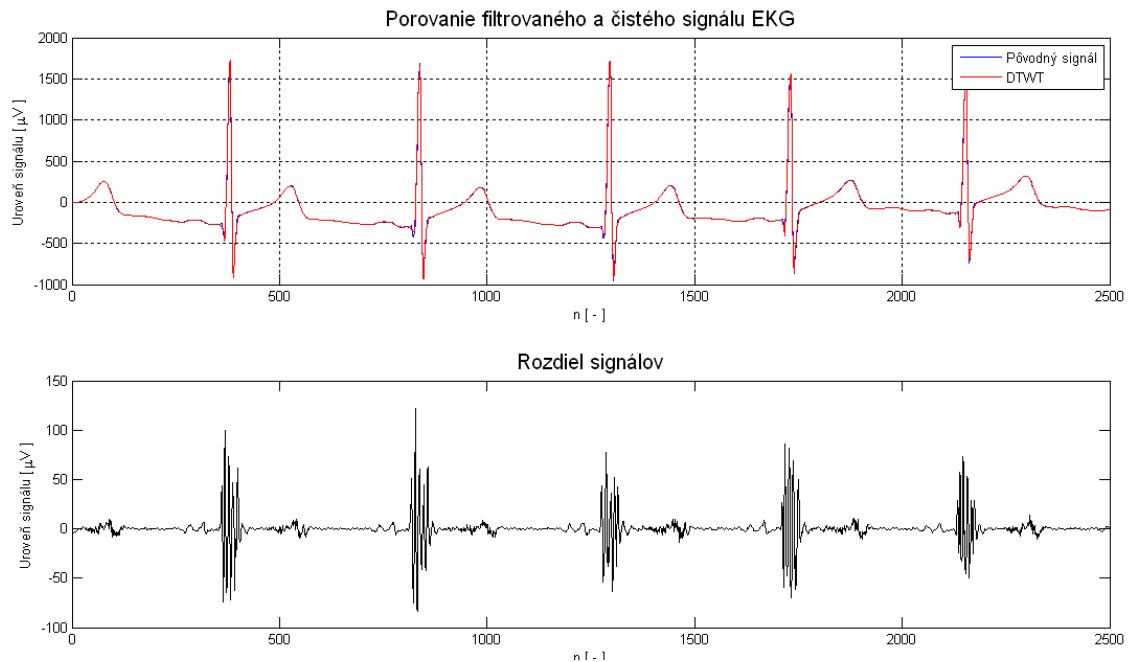
Ako je vidieť z obr. 39 v Q vlne bola chyba okolo $90 \mu\text{V}$. Z detailného zobrazenia je táto vlna skrátaná a na začiatku je mierny zákmit. Vlny S a T sú predĺžené asi o $65 \mu\text{V}$, ale nie sú nijak zdeformované. Pri testovaní filtrov s dlhšou impulznou charakteristikou db5, db8 obr.40 dochádzalo k rozkmitaniu na začiatku a hlavne na konci QRS komplexu. Najväčšia chyba vznikala vzostupnej časti R vlny, kde dosahovala až $118 \mu\text{V}$. R vlna bola predĺžená a mierne posunutá.



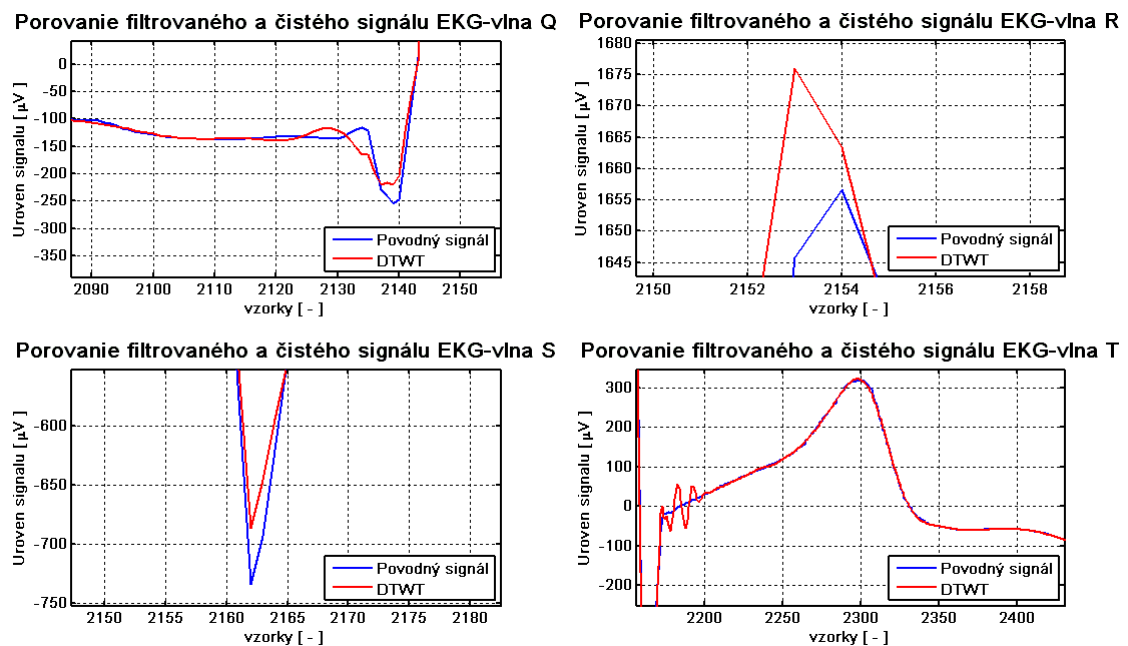
Obr. 38: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- db2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 39: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-db2-hybridné prahovanie



Obr. 40: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- db8, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 41: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-db8-hybridné prahovanie

Coifletsové filtre pri rozklade na 4. pásma podľa SNR boli najhoršie pri mäkkom prahovaní a najlepšie pri prahovaní tvrdom. Pre signál s38_V3(50uV) sme dosiahli najlepšie hodnoty pre filter coif1, kde bol hodnota SNR 28,452. Naopak najhoršia hodnota bolo pre filter coif4 23,826.. Ako najlepší filter pre EKG signál s63_3 (50uV) bol opäť coif1 s hodnotou SNR 33,820 dB, najhorší coif4 s hodnotou 31,217 dB.

Tab. 13: Zmerané hodnoty pre Coifletsovú vlnkovú filtru, rušenie 50 μ V s38_V3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
coif1	28,452	25,158	26,658	3,779	5,522	4,646
coif2	27,441	24,705	27,242	4,246	5,814	4,344
coif3	27,755	24,248	26,755	4,095	6,132	4,594
coif4	27,433	23,827	26,941	4,250	6,437	4,497
coif5	27,754	25,567	27,842	4,181	5,268	4,054

Tab. 14: Zmerané hodnoty pre Coifletsovú vlnkovú filtru, rušenie 30 μ V, s38_V3

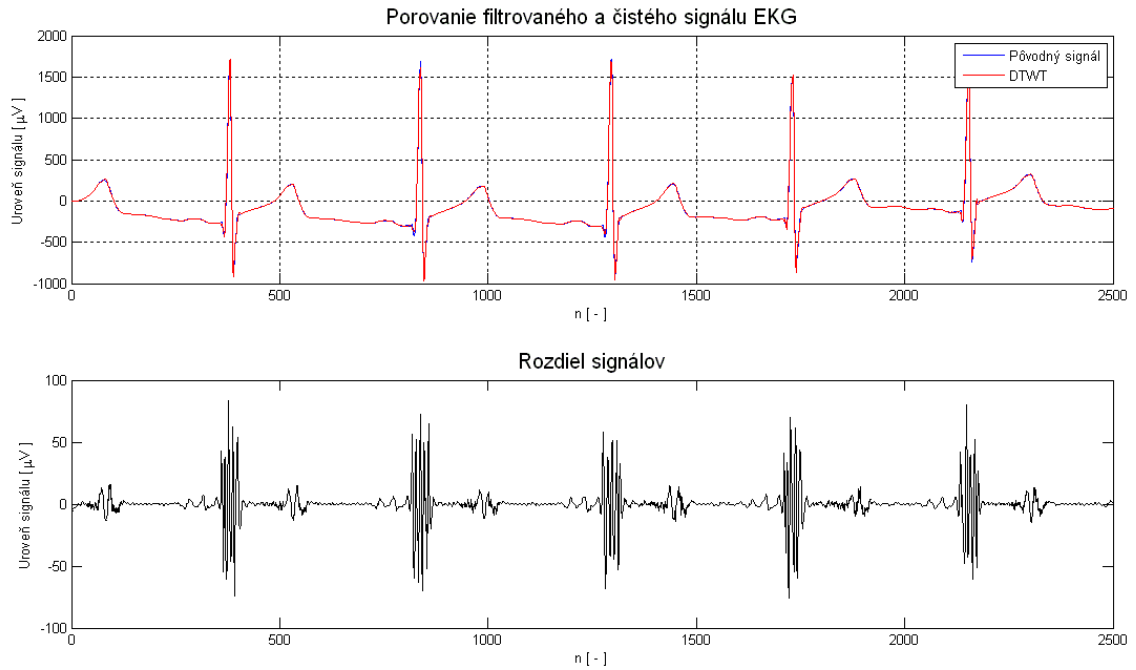
typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
coif1	31,942	26,748	30,265	4,598	2,663	3,070
coif2	31,852	27,602	31,312	4,168	2,556	2,872
coif3	31,196	27,111	31,178	4,251	2,756	2,761
coif4	31,147	27,267	30,901	4,331	2,771	2,851
coif5	31,021	26,878	30,901	4,530	2,812	2,851

Tab. 15: Zmerané hodnoty pre Coifletsovú vlnkovú filtru, rušenie 50 μ V, signál s36_3

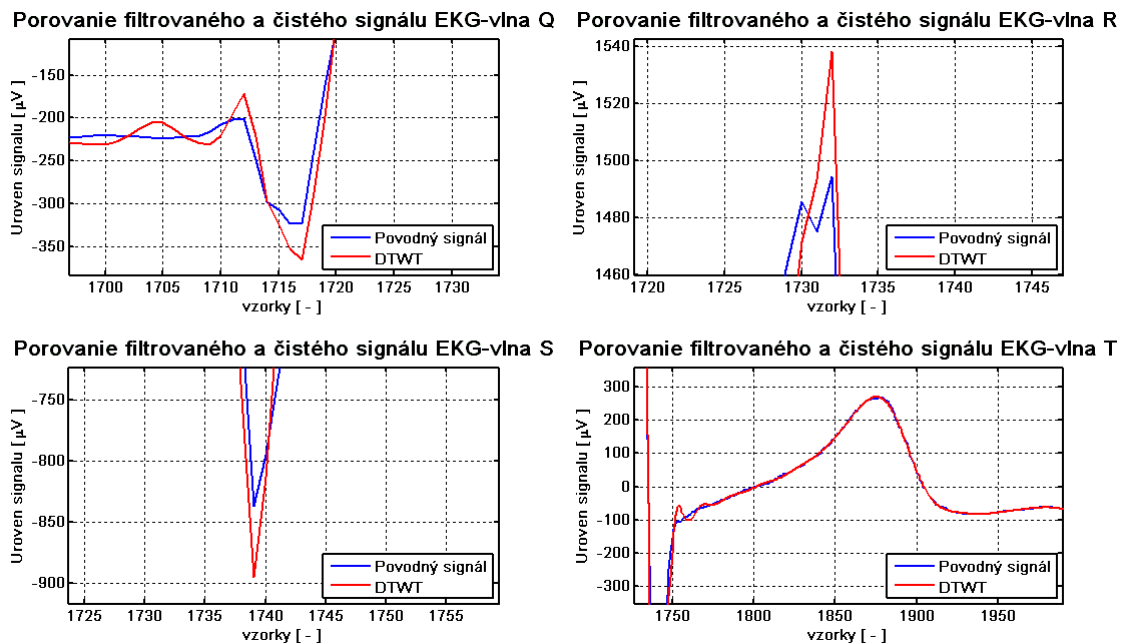
	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
coif1	33,820	29,152	33,773	2,037	3,487	2,048
coif2	33,785	28,749	32,573	2,045	3,653	2,352
coif3	32,924	27,799	32,688	2,258	4,074	2,321
coif4	32,230	27,242	31,217	2,446	4,344	2,749
coif5	32,204	26,921	32,283	2,454	4,508	2,431

Tab. 16: Zmerané hodnoty pre Coifletsovú vlnkovú filtru, rušenie 30 μ V, s63_3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
coif1	37,793	31,647	37,231	1,289	2,610	1,375
coif2	36,874	31,550	35,895	1,433	2,645	1,604
coif3	35,326	30,464	36,756	1,713	2,998	1,456
coif4	35,592	29,781	35,548	1,661	3,243	1,669
coif5	35,997	29,557	34,804	1,586	3,328	1,819

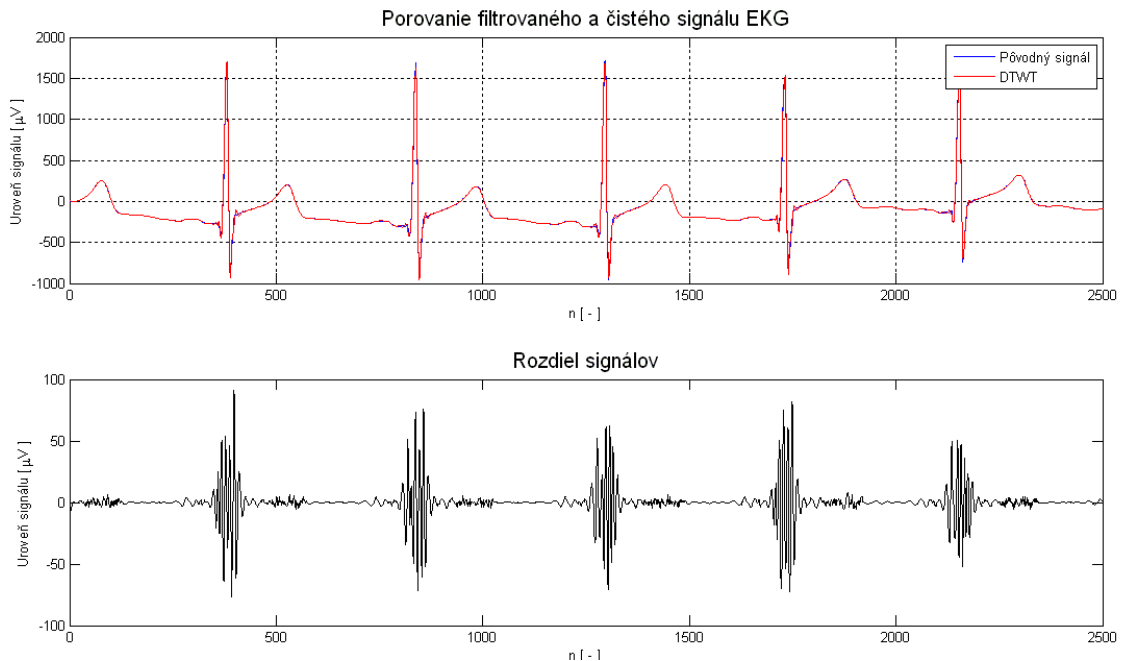


Obr. 42: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- coif1, hybridné prahovanie, dole: chybový signál

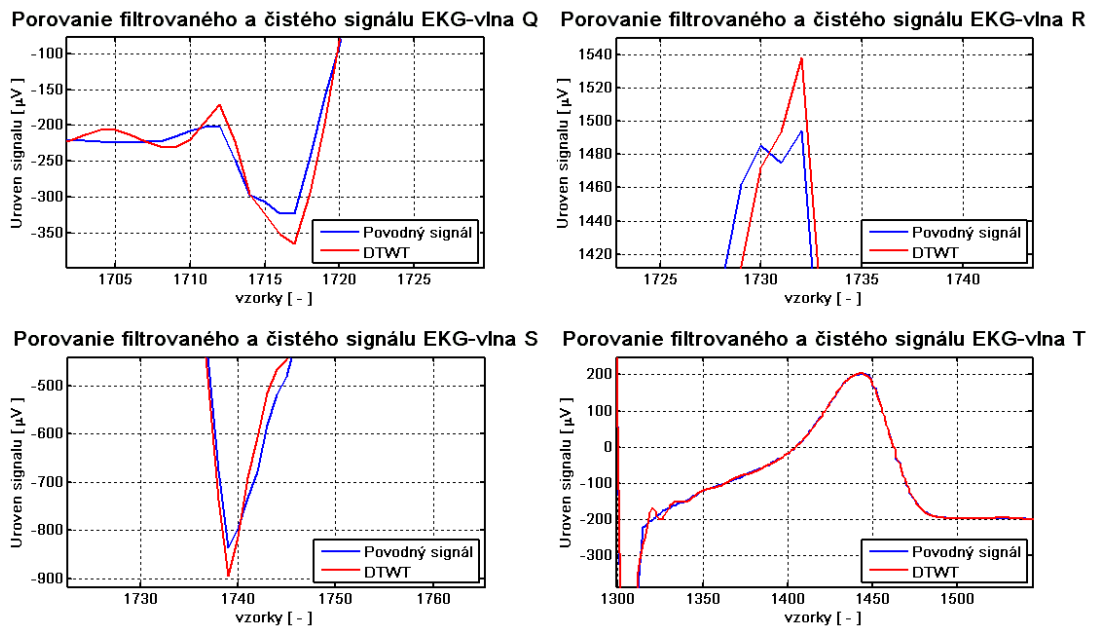


Obr. 43: Detail signálu s38_V3 pred a po filtrácii DTWT-coif1-hybridné prahovanie

Coifletové filtre dosahujú lepšie vlastnosti pri filtroch s kratšou impulznou charakteristikou ako coif1. Najväčšia chyba vznikala v zostupnej hrane R vlny ,kde bola okolo $80 \mu\text{V}$. R vlna bola zväčšená o $40 \mu\text{V}$ a vlna S o $55 \mu\text{V}$. Na začiatku a konci QRS komplexu vznikali mierne zákmyty. Pre vlnku coif 5 ostali chyby po filiacii, porovnateľne s coif1 ale na začiatku a konci QRS komplexu boli výraznejšie oscilácie. Taktiež bol tento komplex rozťahnutý oproti pôvodnému signálu



Obr. 44: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- coif5, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 45: Detail signálu s38_V3: pôvodný signál a po filtrácii DTWT-coif5-hybridné prahovanie

Biorthogonálne filtre so 4 stupňom rozkladu sme testovali ako posledné. Najlepšie výsledok sme dostali opäť pri tvrdom prahovaní a najhorší pri mäkkom. Ako najlepší filter pre signál s38_V3 (50 μV) bol bior3.5 s hodnotou SNR 27,922 .Najhorší pri mäkkom prahovaní bol filter typu bior3.1 , kde bola hodnota SNR 25,392 Pre signál s63_3 (50 μV) sme SNR zistili s najlepšou hodnotou pri tvrdom prahovaní pre bior3.1

32.191 dB a najhoršiu 21,058 dB pre filter bior3.5 s mäkkým prahovaním.

Tab. 17: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre , rušenie 50 μ V , signál s38_V3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
bior1.1	26,746	20,808	25,392	4,600	9,112	5,375
bior2.2	27,536	22,082	27,589	4,199	7,868	4,174
bior3.1	26,649	20,003	25,519	4,651	9,996	5,298
bior3.5	27,922	21,525	27,894	4,017	8,384	4,030
bior4.4	27,254	23,591	26,891	4,338	6,614	4,523

Tab. 18: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre, rušenie 30 μ V, signál s38_V3

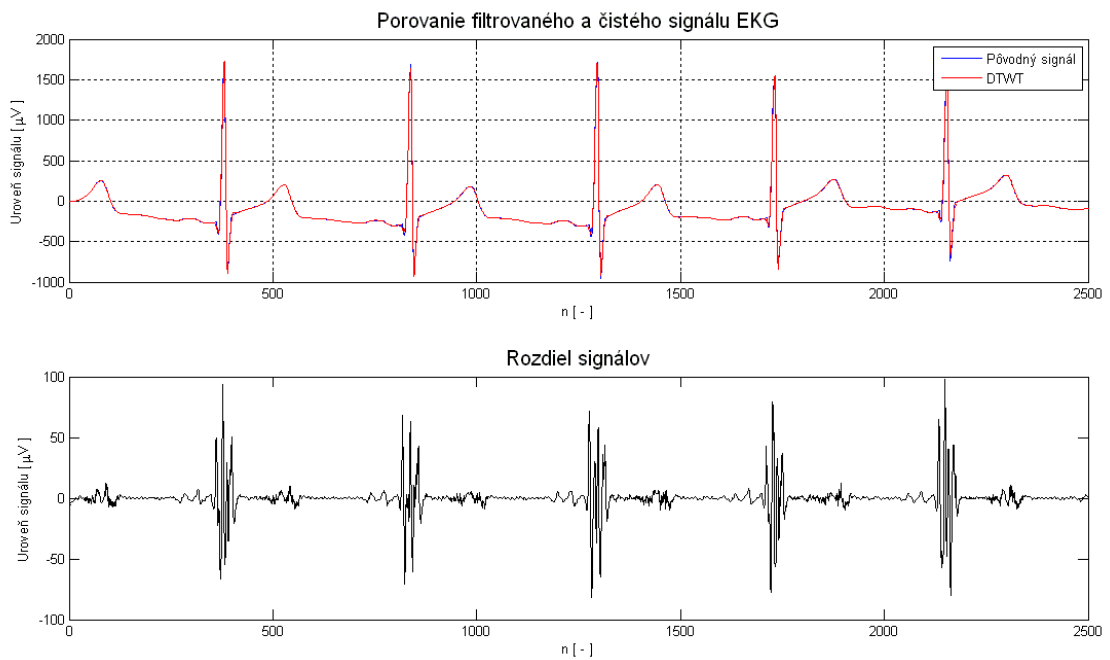
typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
bior1.1	30,455	23,422	29,539	3,001	6,744	3,335
bior2.2	31,878	24,802	30,916	2,547	5,753	2,845
bior3.1	30,718	23,059	29,278	2,911	7,032	3,436
bior3.5	31,191	21,058	30,880	2,757	8,406	2,857
bior4.4	31,053	26,573	30,472	2,801	4,692	2,995

Tab. 19: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre , rušenie 50 μ V ,signál s36_3

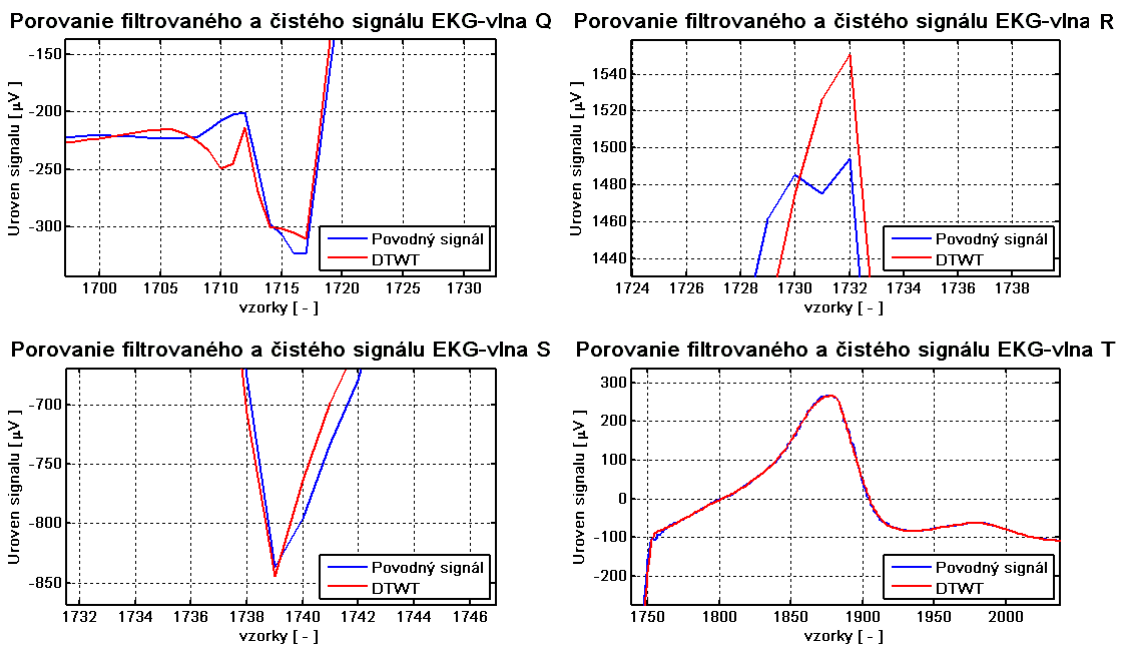
typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
bior1.1	32,896	27,857	31,504	2,266	4,047	2,659
bior2.2	33,137	27,306	31,223	2,204	4,312	2,746
bior3.1	32,534	26,171	31,129	2,362	4,914	2,777
bior3.5	33,131	27,090	32,206	2,205	4,421	2,453
bior4.4	33,540	27,872	33,160	2,104	4,040	2,120

Tab. 20: Zmerané hodnoty pre Biorthogonálne vlnkové filtre, rušenie 30 μ V, signál s63_3

typ vlnky	SNR [dB]			PRD [%]		
	tvrdé	mäkké	hybridné	tvrdé	mäkké	hybridné
bior1.1	34,501	29,819	33,130	1,884	3,228	2,205
bior2.2	37,601	30,191	37,225	1,318	3,093	1,376
bior3.1	34,972	28,864	34,531	1,784	3,604	1,877
bior3.5	35,005	29,892	34,354	1,777	3,202	1,916
bior4.4	37,274	30,624	36,216	1,368	2,942	1,546



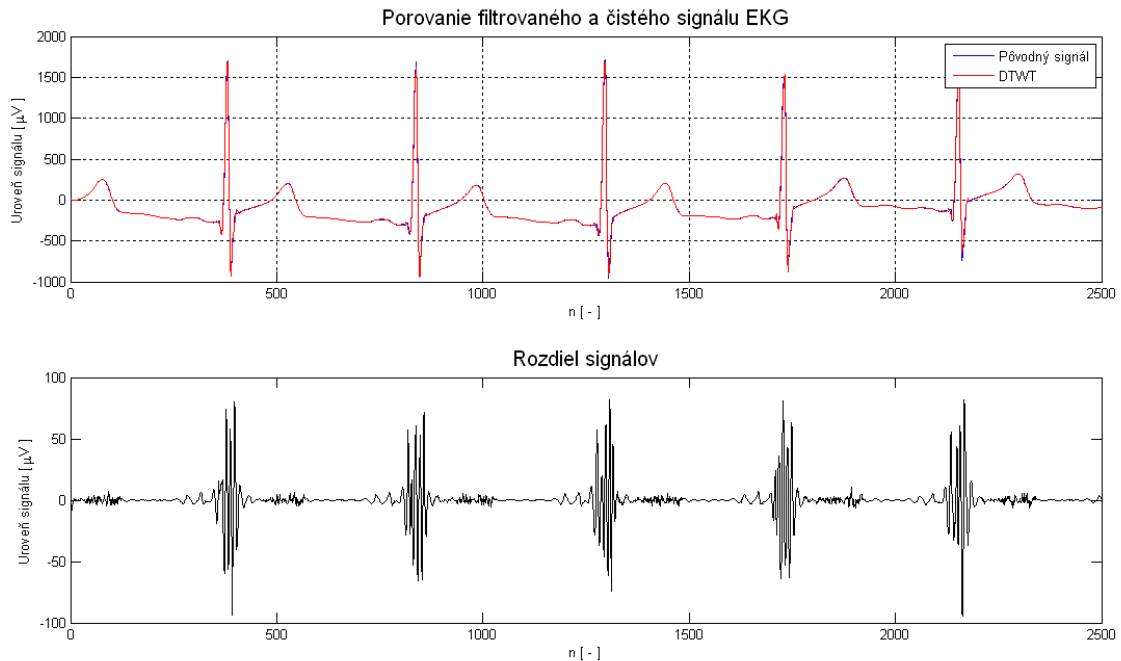
Obr. 46: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



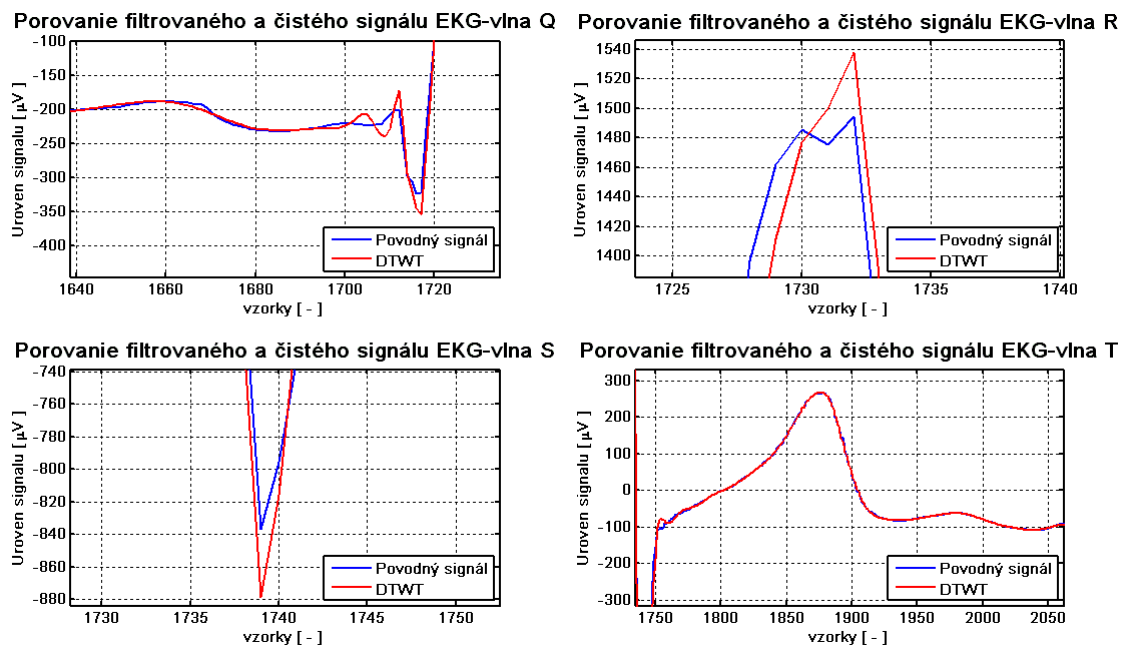
Obr. 47: Detail signálu s38_V3: pôvodný signál a po filtrácii DTWT-bior2.2-hybridné prahovanie

Z obr. 46 a obr. 47. je vidieť, že najväčšia chyba pri vlnke bior 2.2 vznikala v nástupnej časti R vlny, kde dosahovala viac ako $70 \mu\text{V}$. Hrot R vlny je mierne zúžený. Na začiatku QRS komplexu vznikal mierny zákmit. Ostatné diagnosticky dôležité časti neboli nijak skreslené ani posunuté. Pri použití banky filtru typu bior 4.4 nám vzrástla chyba vo všetkých častiach signálu EKG. Na začiatku komplexu QRS

vznikali oscilácie a na jeho konci malý zákmit obr.49.



Obr. 48: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po DTWT- bior4.4, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 49: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po filtrácii DTWT-bior4.4-hybridné prahovanie

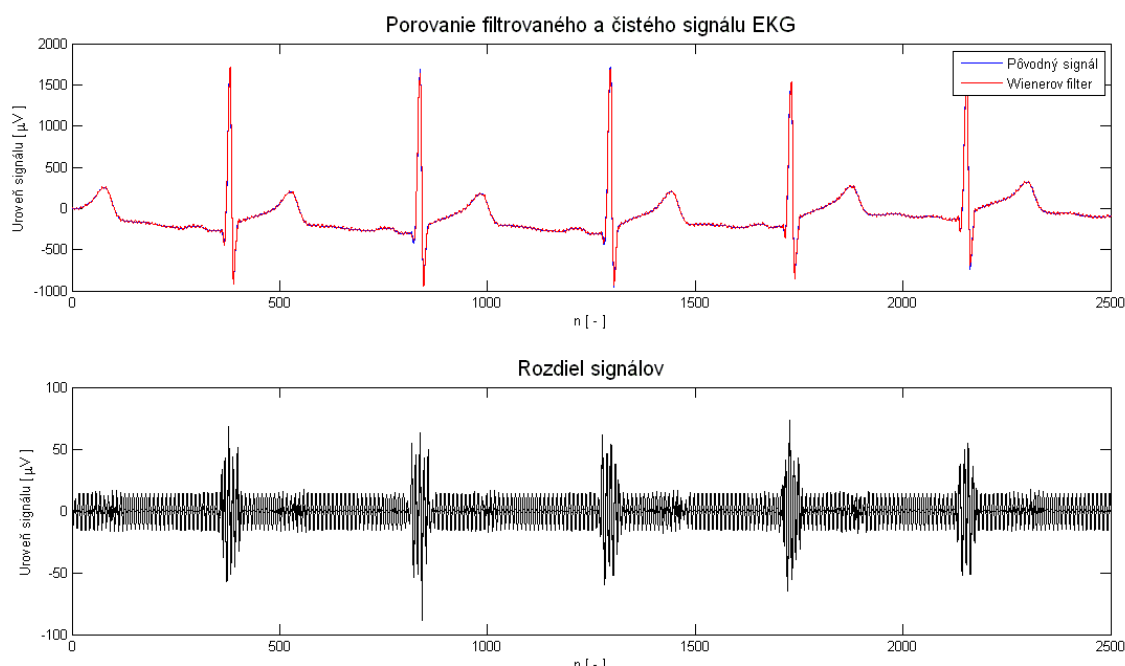
Celkovo možno povedať že najlepšie výsledky sme dosahovali pre filtre s krátkymi alebo stredným krátkymi impulznými charakteristikami u všetkých meraných signálov, pretože najmenej skresľovali pôvodný signál. Filtre s dlhšími impulznými charakteristikami spôsobovali zákmity a oscilácie na začiatku a na konci QRS komplexu, čím dochádzalo k rozšíreniu tohto komplexu. Najlepšie hodnoty pre

SNR sme dosahovali s tvrdým prahovaním nasledovalo hybridné a najhoršie bolo mäkké prahovanie. Tvrdý spôsob prahovania je ale nešetrný k filtrovanému signálu. Pretože koeficienty vzniknuté po DTWT sú ponechaná bez zmeny alebo vynulovaný. Pri mäkkom prahovaní je výstupný signál viacej vyhladený a prechody medzi extrémami EKG signálu nie sú také ostré. Nevýhodou je znehodnotenie nadprahových koeficientov, čo sa prejaví skrátením extrémov EKG signálu. Preto je vhodné voliť hybridné prahovanie ktoré je určitý kompromis medzi dvoma predchádzajúcimi. Hodnoty SNR sú o niečo menšie ako u tvrdého prahovania a vyfiltrovaný signál je minimálne orezaný..

5.6 Testovanie Wienerovského filtru

Testovanie Wienerovského filtru sme prevádzali opäť na 2 signáloch EKG s38_V3 a s63_3. Pri návrhu vhodnej dvojice baniek filtrov sme vychádzali z predchádzajúcich výsledkov redundantnej DTWT. Pre pilotný odhad sme zvolili filtre ktoré dosahovali dobré potlačenie sieťového rušenia a malé skreslenie signálu. Prahovanie sme volili s ohľadom na predchádzajúce výsledky hybridne s empirickou konštantou $K=3$.

Z nameraných výsledkov v tabuľkách je vidieť že Wienerovská filtrácia dosahuje porovnateľné hodnoty SNR s bankmi filtrov redundantnej DTWT. Ako nevhodné filtre sa na pozícii WT1 ukázali biortogonálne filtre, pretože nedokázali potlačiť sieťové rušenie, pretože v poslednom rozkladovom pásme neboli dostatočne potlačené šumové zložky.



Obr. 50: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii- bior2.2/bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál

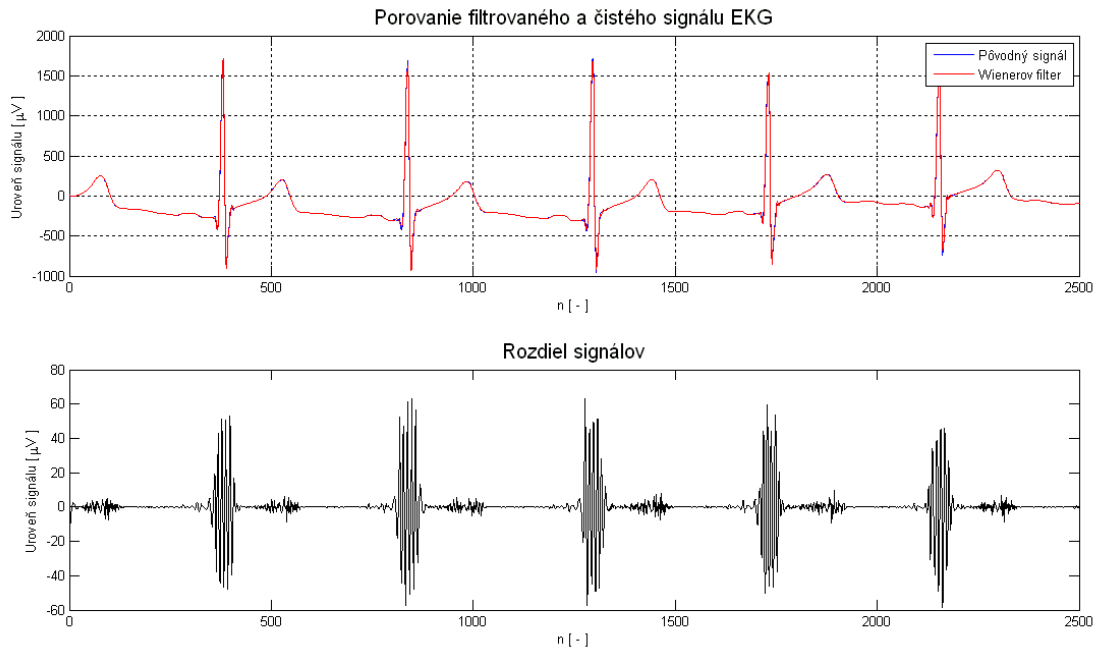
Veľmi dobré výsledky na pozícii WT1 sme dosiahli najmä s bankami db2 a coif1, pri ktorých dochádzalo k najmenšiemu skreslenie oproti pôvodnému signálu. Na pozícii WT2 je lepšie voliť filtre s dlhšou impulznou charakteristikou db8,coif3, bior4.4.

Tab. 21: Zmerané hodnoty pre Wienerovský filter, signál s38_V3

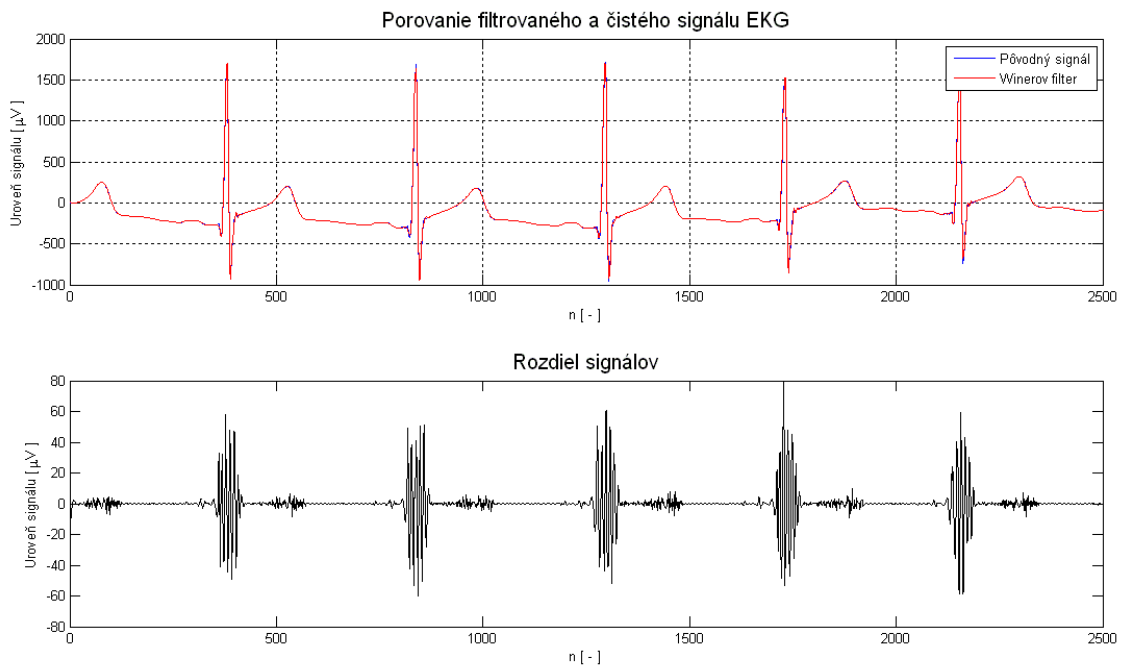
WT1/WT2	SNR [dB]	PRD [%]	SNR [dB]	PRD [%]
haar / haar	27,227	4,351	31,106	2,784
haar / db2	28,226	3,789	32,196	2,456
haar / db8	28,329	3,829	31,721	2,594
haar / bior4.4	28,670	3,669	32,432	2,390
haar / coif3	28,769	3,644	32,330	2,418
coif1 / coif1	28,6528	3,692	32,569	2,353
coif1 / coif5	28,280	3,8547	31,963	2,523
coif1 / db2	28,558	3,734	32,355	2,411
coif1 / db8	28,982	3,557	31,842	2,558
coif1/ bior2.2	28,859	3,606	32,627	2,337
bior2.2 / bior3.1	28,982	3,557	30,592	2,953
bior2.2 / coif3	26,039	4,990	30,149	3,108
bior2.2 / db8	25,923	5,056	29,957	3,178
db2 / db4	28,796	3,632	32,263	2,437
db2 / coif3	28,839	3,615	32,197	2,456

Tab. 22: Zmerané hodnoty pre Wienerovský filter, signál s63_3

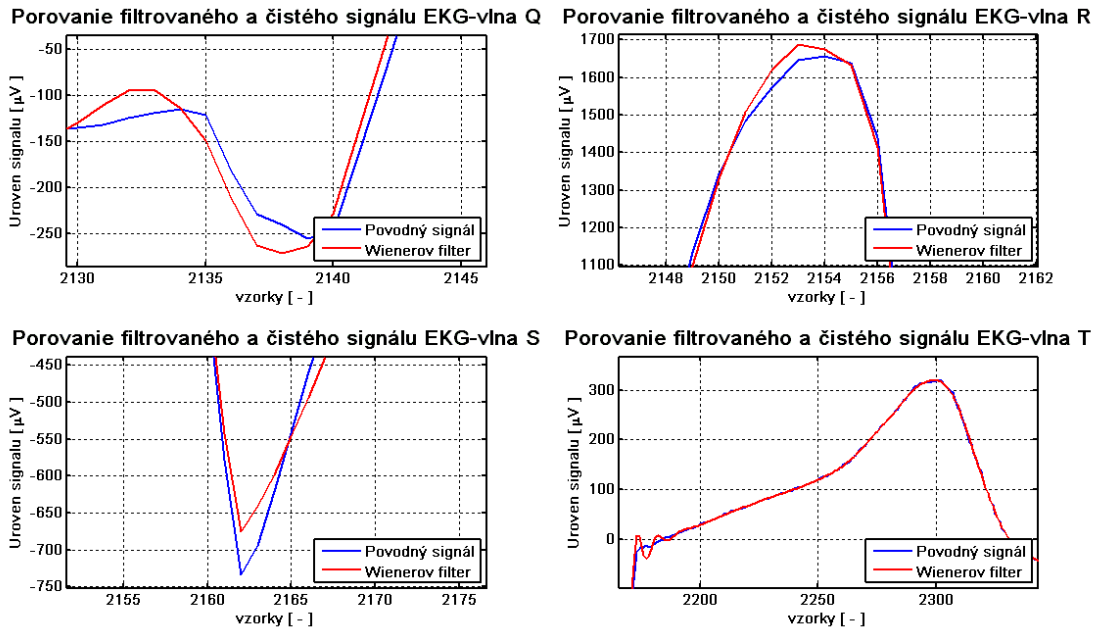
WT1/WT2	SNR [dB]	PRD [%]	SNR [dB]	PRD [%]
haar / haar	32,987	2,242	35,423	1,694
haar / db2	34,202	1,949	37,183	1,381
haar / db8	33,158	2,034	36,524	1,492
haar / bior4.4	34,599	1,863	37,886	1,276
haar / coif3	34,229	1,943	37,323	1,361
coif1 / coif1	34,518	1,880	38,154	1,237
coif1 / coif5	33,540	2,014	36,993	1,413
coif1 / db2	34,274	1,933	37,759	1,294
coif1 / db8	32,848	2,278	36,419	1,510
coif1/ bior2.2	34,561	1,871	37,883	1,277
bior2.2 / bior3.1	31,311	2,719	1,818	1,818
bior2.2 / coif3	31,075	2,794	34,815	1,809
bior2.2 / db8	30,483	2,914	34,279	1,932
db2 / db4	33,102	2,213	36,441	1,506
db2 / coif3	33,814	2,039	36,929	1,424



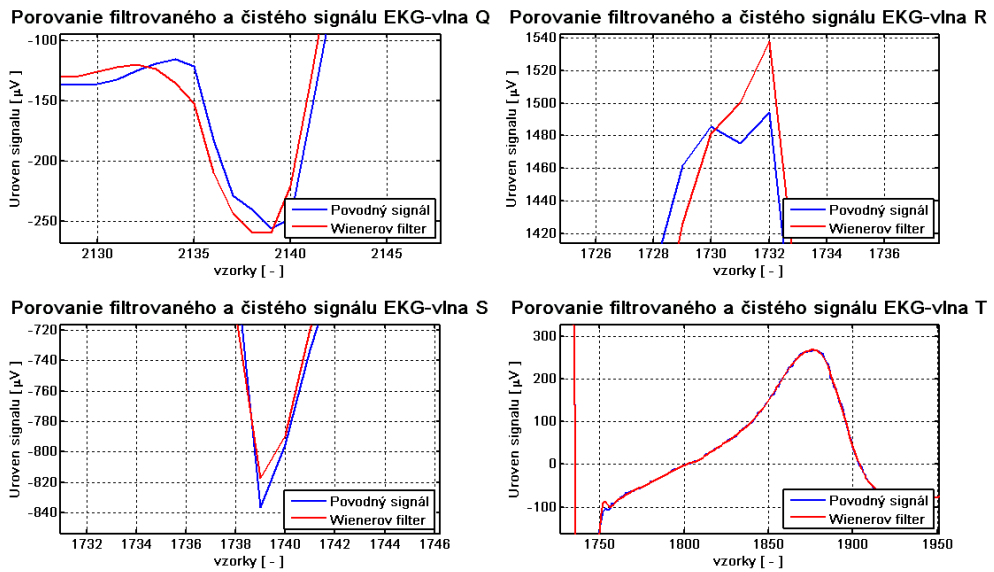
Obr. 51: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii- coif1/db8, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 52: Signál s38_V3 hore: pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii- db2/bior2.2, hybridné prahovanie, dole: chybový signál



Obr. 53: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii - coif1/db8-hybridné prahovanie



Obr. 54: Detail signálu s38_V3 pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii - db2/bior2.2 - hybridné prahovanie

Oproti redundantnej DTWT sme dosahovali o niečo lepšie hodnoty SNR. Chybový signál bol menší v každej časti signálu EKG, najväčšiu chybu sme dosahovali pri vo vlna U a v nástupnej časti R vlny, ktoré bola okolo $60 \mu\text{V}$. Diagnosticky dôležité úseky EKG signálu nedochádzalo k posunutiu. Vyfiltrovaný signál nemal ostré prechody medzi extrémami. Orezanie a rozťahnutie QRS komplexu je u tejto metódy minimálne. Pri R vlna u signálu s38_V3 je patrná zmena strmosti čo spôsobuje mierne

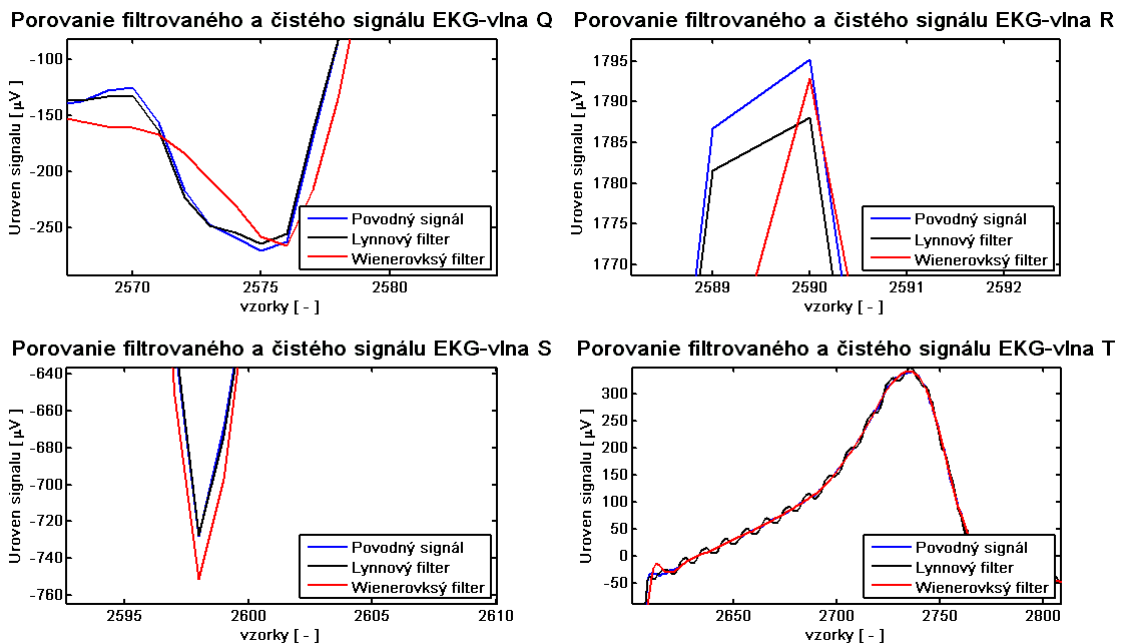
zúženie hrotu R vlny. Na konci QRS komplexu vzniká mierny zákmit.

5.7 Porovnanie navrhnutých filtrov

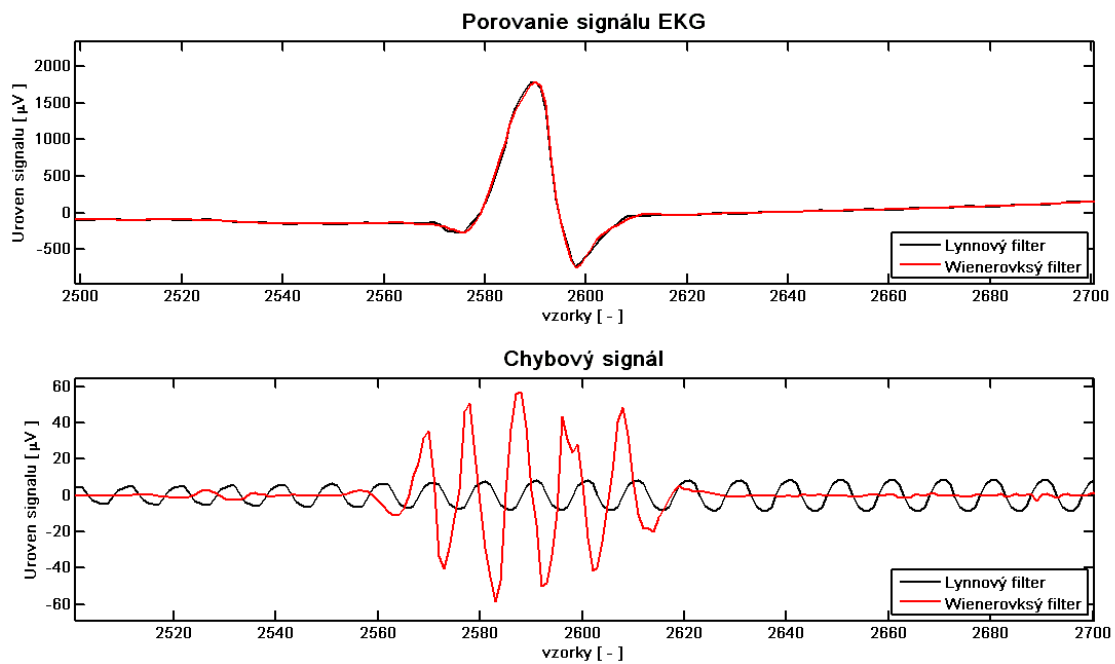
Na porovnanie klasickej lineárnej filtrácie a filtrácie založenej na vlkovej transformácii sme vybrali Lynnový filter a Wienerovský filter, pretože najlepšie spĺňali stanovené kritéria. Z Wienerovskej filtrácie sme zvolili dvojicu `coif1/bior3.1` a `db2/db8`.

Z pohľadu SNR sme pri Lynnovom filtre pre signál `s38 V3` dosahovali lepšia hodnoty o 8-9 dB a pri `s63_3` 7-8 dB. Z porovnania signálov po filtrácii je vidieť, že Lynnový filter spôsobuje menšiu chybu a neskresľuje a neposúva dôležité časti EKG signálu. Najväčšia chyba vzniká v Q a R vlne a to 10 μV . Vo vlne S nie je takmer žiadna chyba a vo vlne P zostáva mierne harmonické zvlnenie okolo 5 μV .

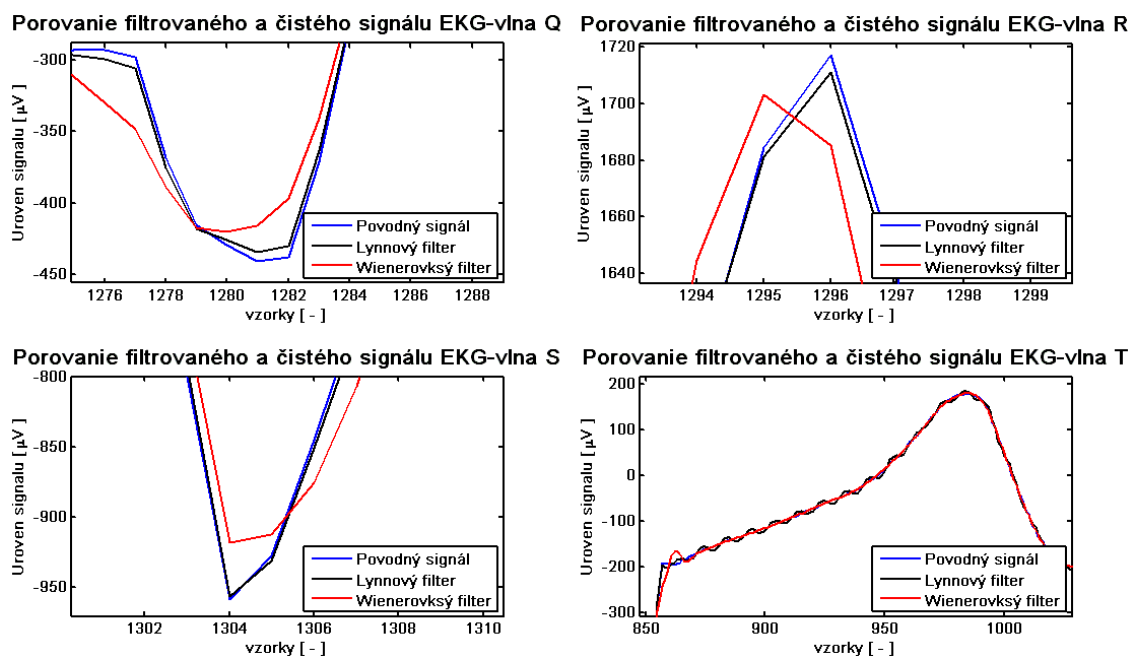
Pri Wienerovskej filtrácii je chyba väčšia asi o 50 μV . Ale táto chyba vzniká hlavne v nástupnej a v zostupnej hrane R vlny. V samotnej R vlne je chyba pri použití dvojice vlniek `coif1/bior3.1` veľmi malá. Pri `db2/db8` je chyba asi 10 μV . Vlna Q je mierne rozťahnutá v oboch prípadoch a na konci vlny S je mierny zákmit. Vo vlne T nedochádzalo k žiadnej chybe.



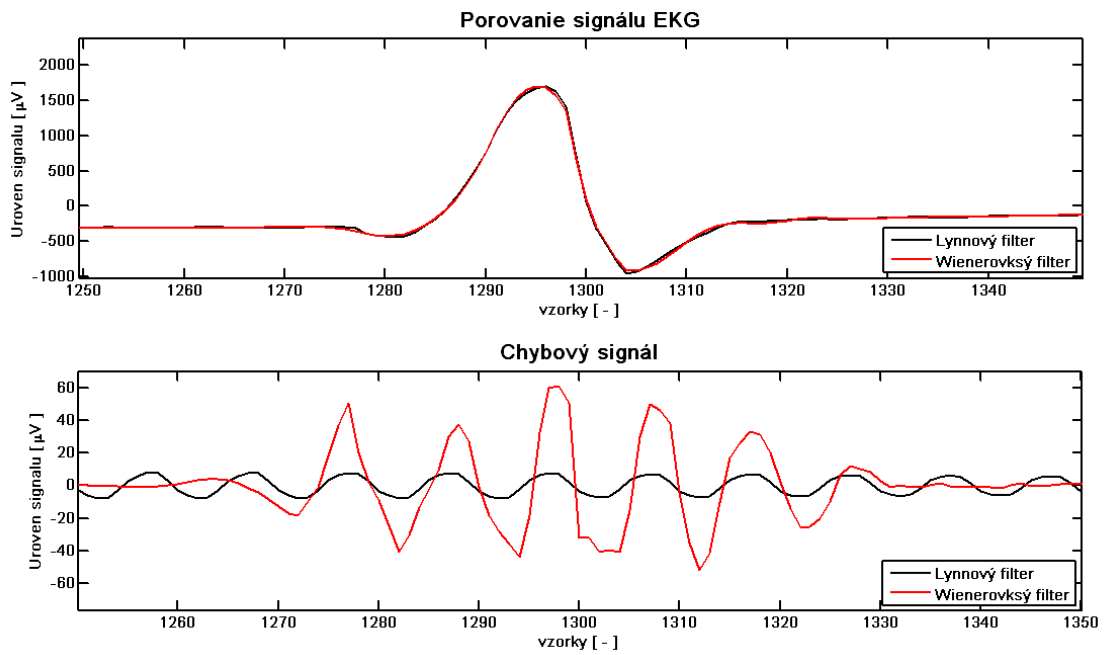
Obr. 55: Detail –porovnanie signálu `s38_V3`, pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii (`coif1/bior3.1`) a po filtrácii Lynnovým filtrom



Obr. 56: Porovnanie chybového signálu pre Signál s38_V3: Lynnový filter a po Wienerovskej filtrácii (coif1/bior4.4)



Obr. 57: Detail –porovnanie signálu s38_V3 , pôvodný signál a po Wienerovskej filtrácii (db2/db8) a po filtrácii Lynnovým filtrom



Obr. 58: Porovnanie chybového signálu pre Signál s38_V3 Lynnový filter a po Wienerovskej filtrácii (db2/db8).

6 ZÁVER

V tejto práci sme zaoberali problematikou filtrácie EKG signálu pomocou vlnkovej transformácie a klasickej lineárnej filtrácie. Na začiatku sme popísali časti EKG signálu a princíp jeho vzniku. Zoznámili sme s meraním tohto signálu pomocou 12 zvodového elektrokardiografu.

V nasledujúcej kapitole sme popísali princípy spomenutých typov filtrácií a venovali sme sa návrhom filtrov pre potlačenie sieťového brumu. Pre takto navrhnuté filtre sme stanovili na ne požiadavky, tak by dostatočne potlačovali sieťový kmitočet. V programovom prostredí Matlab sme navrhli 4 typy lineárnych filtrov a filtre s Redundantnou DTWT a Wienerovskou filtráciou.

Najlepšie výsledky pre lineárne filtre sme dosiahli pri metóde nulovania spektrálnych čiar, kde bolo chyba po filtrácii $1,5 \mu\text{V}$. Nevýhodou tejto metódy je spracovanie signálu len režime offline, pretože musíme mať k dispozícii celý signál. Z pomedzi FIR filtrov sme dosiahli lepšie výsledky pri návrhu pomocou Lynnových filtrov ako pri metóde okienka. SNR dosahovali oba filtre podobnú ale chybový signál bol $10 \mu\text{V}$ horší u metódy okienka. Filtre typu IIR dosahovali zo všetkých lineárnych filtrov najhoršie vlastnosti. Pri zvyšovaní rádu filtru dochádzalo k zvýšeniu chyby po filtrácii a k orezaniu extrémov EKG.

Pri redundantnej DTWT, čo je metóda bez podvzorkovania sme testovali rôzne banky filtrov pri rôznom prahovaní a s rôznym počtom pásiem rozkladu. Najlepšie vlastnosti sme dosahovali pri rozklade na 4 pásma. Z hľadiska SNR sme dosiahli najlepšie hodnoty pri tvrdom prahovaní. Ale tvrdý spôsob je dosť radikálny, pretože koeficienty vzniknuté po DTWT sú ponechané bez zmeny alebo vynulované. Pri mäkkom prahovaní je výstupný signál viacej vyhladený a prechody medzi extrémami EKG signálu nie sú také ostré. Nevýhodou je ale znehodnotenie nadprahových koeficientov, čo sa prejaví orezaním vysokých kmitov QRS komplexu. Hybridné prahovanie je určitý kompromis medzi dvoma predchádzajúcimi. Rozkladové a rekonštrukčné je lepšie voliť z kratšou impulznou charakteristikou (db2,bor2.2...). Nevýhodou Redundantnej DTWT je vznik kmitov a oscilácii na začiatku a konci QRS komplexu, čo spôsobuje jeho rozťahnutie. Najväčšia chyba po filtrácii vzniká v spomenutých kmitoch a v násťnej i v zostupnej hrane R vlny.

Posledným testovaným filtrom bol Wienerovský filter, ktorý pri hodnej kombinácii vlnkových filtrov odstraňoval nedostatky Redundantnej DTWT. Pre pilotný odhad je lepšie voliť vlnkové filtre s kratšou impulznou charakteristikou a pre samotnú Wienerovskú filtráciu s dlhšou (db8,bior3.1.,bior4.4.). Oproti Redundantnej DTWT nevznikali oscilácie na konci a začiatku QRS komplexu. Nevýhodou je malé rozťahnutie tohto komplexu a zákmit na konci vlny S

Podľa stanovených kritérií sme dosiahli najlepšie výsledky pre Lynnový filter a Wienerovský filter. Oba tieto filtre dosahujú dobrý SNR a skresľujú signál v určitých povelých medziach.

POUŽITÁ LITERATÚRA

- [1] HONZIKOVA, N. HONZÍK, P. *Biologie člověka*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2003.
- [2] KOZUMPLIK, J. *Analýza biologických signálů*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně 2008.
- [3] CHMELAR, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Akademické nakladatelství CERM. Brno: FEKT VUT v Brně, 1995
- [4] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu*. VUTIUM. Brno: 2002
- [5] KOZUMPLIK, J. *Multitaktní systémy*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005
- [6] KOZUMPLÍK, J. Komprese dat.. Prezentace MMUT_WT5_filtrace [online], apríl 2010. [cit. 11. maj 2010], Dostupné na WWW: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168>
- [7] KOZUMPLÍK, J. *Komprese dat..* Prezentace MMUT_WT7_komprese [online], apríl 2010, [cit. 11. maj 2010], Dostupné na WWW: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168>
- [8] KOZUMPLÍK, J.: *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Habilitační práce ÚBMI FEKT VUT v Brně, 2004.
- [9] Kozumplík, J., Kolar, R., Jan, J., *Číslicové zpracování signálu v prostředí Matlab*, Skripta FEKT VUT v Brně, 2001.
- [10] SMITAL, L. KOZUMPLÍK, J. *Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace*. Elektrověsta - elektronický časopis pro elektrotechniku [online], jún 2009, [cit. 14. apríl 2010]. Dostupné na WWW: <http://www.elektrovesta.cz>. ISSN 1213-1539.
- [11] AHA Scientific council, *Recommendations in Electrocardiography*, American Heart Association, Texas, 1990.
- [12] E.ON, *Parametry elektřiny* [online] 2010 [cit. 20. oktober-2010]. Dostupné na WWW: <http://www.eon.cz/cs/info/parameters.shtml>
- [13] ZAPLETÍLEK, K., DOŇAR, B., : *Matlab - začínáme se signály*, nakl. Ben, Praha, 2006.
- [14] KOZUMPLÍK, J. *Filtrace signálů EKG*. Prezentace AABS_2_filtrace EKG, [online] 2010 [cit. 20. oktober-2010]. Dostupné na WWW: <https://www.vutbr.cz/elearning/mod/resource/view.php?id=46168>

ZOZNAM SKRATIEK A SYMBOLOV

AV	Atriovertikulárny uzol
SA	Sinoatriálny uzol
HS	Hissov zväzok
LR,PR	Ľavé a pravé Tavarovo ramienko
PV	Purkyňové vlákna
EKG	Elektrokardiogram
QRS	Komplex troch kmitov – Q, R, S
FIR	Filtre s konečnou impulznou charakteristikou
IIR	Filtre s nekonečnou impulznou charakteristikou
B	Šírka priepustného pásma
T	Perioda
N	Rád filtru
f_vz	Vzorkovacia frekvencia
H_{pp}	Prenosová funkcia pásmovej priepuste
T	Úroveň prahu
SNR	Pomer signál / šum
PRD	Stredná kvadratická chyba
W_m	Medzná frekvencia
$\psi(t)$	Materská vlnka
m	Počet stupňov rozkladu
K	Prahová konštanta pre filtráciu
WT	Vlnková transformácia
DTWT	Vlnková transformácia s diskretným časom
IDTWT	Inverzná vlnková transformácia s diskretným časom
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'